

JÓZSEF ATTILA TUDOMÁNYEGYETEM KIBERNETIKAI LABORATÓRIUMA
NEUMANN JÁNOS SZÁMÍTÓGÉPTUDOMÁNYI TÁRSASÁG
CSONGRÁD MEGYEI SZERVEZETE ÉS ORVOS-BIOLÓGIAI SZAKOSZTÁLYA

**Számítástechnikai és kibernetikai módszerek
alkalmazása az orvostudományban
és a biológiában**

7. KOLLOKVIUM

Szeged, 1976



SZÁMITÁSTECHNIKAI ÉS KIBERNETIKAI MÓDSZEREK
· ALKALMAZÁSA AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN ÉS
A BIOLÓGIÁBAN

A Neumann János Számítógéptudományi
Társaság

Szegeden, 1976. november 29. és december 1. között tartott
kollokviumának anyaga

SZERKESZTETTE

MUSZKA DÁNIEL
HANTOS ZOLTÁN

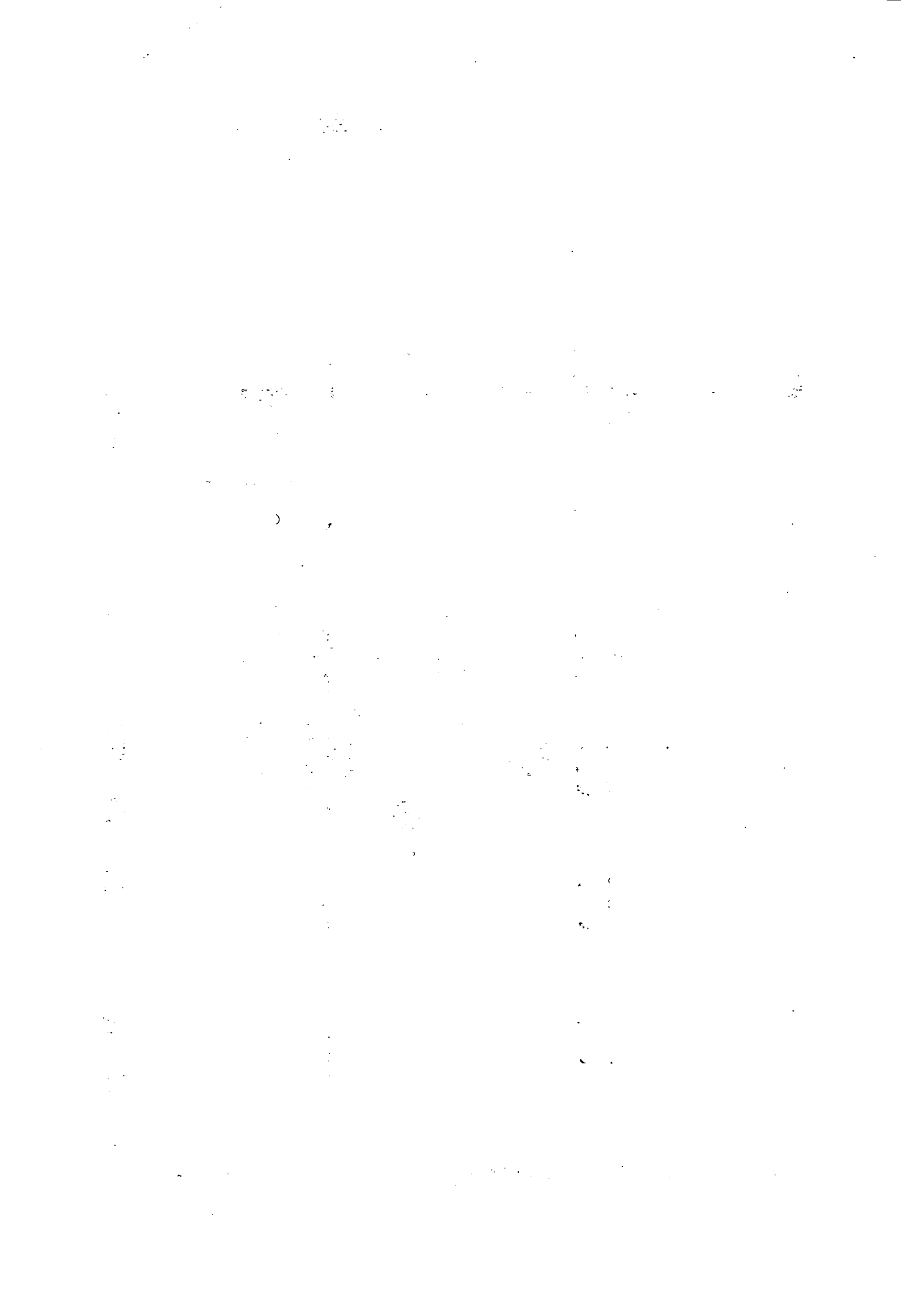
SZÉKELY SÁNDOR
MADARÁSZ ISTVÁN

CSERNAY LASZLÓ
Szeged, 1977. március



KALMÁR LÁSZLÓ

1905 - 1976



Kalmár László

(1905-1976)

A 7. Neumann-kollokviumon már nem vehetett részt. Rendezvénysorozatunk életrehívója és szellemi vezetője, Kalmár László akadémikus, 1976. augusztus 2-án elhunyt. Munka közben érte a halál. Távozása fájdalmas és pótolhatatlan veszteség.

1905-ben született Alsó-bogát pusztán. Még nem jár iskolába, amikor észreveszik rendkívüli matematikai tehetségét. Családja mindent megtesz, hogy képességei kibontakozhassanak. Gimnáziumba már Budapesten jár, s itt végzi - kiváló matematikusok irányításával - egyetemi tanulmányait is. 1927-től a szegedi egyetemen dolgozik. Neve hamarosan ismertté válik itthon és külföldön egyaránt. Alkotó tevékenységét a második világháború megszakítja, munkaszolgálatra hívják be.

A felszabadulást követően, 1945-ben, egyetemi tanárrá nevezik ki Szegeden. Eredményekben és sikerekben gazdag alkotó életútja ettől kezdve magasan ível. Elnyeri a Kossuth díjat, a Magyar Tudományos Akadémia levelező, majd rendes tagjává választja. Kormányzatunk két ízben is a Munka Érdemrend arany fokozatával tünteti ki, s 1975-ben neki ítéli oda az Állami díj I. fokozatát. 1975-ben nyugdíjba vonul, de mit sem veszít alkotó aktivitásából, tovább vezeti - ha nem is szervezetileg - intézményeit és tanítványait, s csak a halál uti ki kezéből az alkotó gondolatokat rögzítő tollat egy félbeszakadt mondatnál.

Sokan és sokat tanultunk tőle és fogunk műveiből, s nemcsak szakismereteket. E kötet szerzőinek többsége tanúja volt az igaz ügyért való lelkesedésének és ama ritka képességének, hogy születése pillanatában ismerte fel az újat, s mellé állt, ha ez olykor kockázatos is volt.

1955-ben, már túl ötvenedik életévén, a matematikai logikában és a halmazelméletben mély eredményeket elért tudós érdeklődése a matematikai logika különböző gyakorlati alkalmazásai, főleg a műszaki alkalmazások felé fordul. A már nem fiatal Kalmár László érzéke az új lehetőségek, a jövőben kibontakozó feladatok iránt töretlen. Szemináriumot indít a kibernetika tárgyköréből a szegedi egyetem Bolyai Intézete és néhány társintézmény érdeklődő fiatal munkatársainak részvételével. A szemináriumnak

kettős célt szab: egyrészt az alapvető kibernetikai fogalmak tisztázását, másrészt egy elektromechanikus logikai gép megtervezését. Mindkettő sikerrel jár: komoly elméleti felkészüléshez kezd egy kis csoport, s a logikai gép is mintegy két esztendő múltán felépül. Ezzel a Kalmár-szemináriummal vette kezdetét hazánkban a kibernetikai kutatás, de ugyancsak innen lehet eredeztetni a felsőfoku számítástudományi szakemberképzés megindulását is. A gáncsoskodás, amely gyakran előfordul ilyen folyamatok születésénél, nem torpantotta vissza Kalmár Lászlót. Alig telt el három év és szívós munkájának eredményeként polgárjogot nyert a Szegedi József Attila Tudományegyetemen a számítógépes irányzatnak megfelelő matematikus képzés, amely ezután országossá szélesedett. Ujabb három év múltán javaslatára és vezetése alatt Kibernetikai Laboratóriumot létesítenek. 1965-től kezdve pedig számítógépek állnak a József Attila Tudományegyetem rendelkezésére az oktatás és a kutatás szolgálatában. Megszervezi és nyugdíjazásáig vezeti a TTK Számítástudományi Tanszékét, valamint az MTA Matematikai logikai és Automataelméleti Tanszéki Kutatócsoportját. Tanítványai szárával dolgoznak hazánkban és országhatárainkon túl.

Még a hatvanas évek derekán felfigyel arra, hogy orvosok és biológusok körében élénk érdeklődés nyilvánul meg a saját kutatómunkájukban alkalmazható matematikai, kibernetikai és számítástechnikai módszerek iránt. Hogy szervezeti háttérrel és társadalmi bázissal teremtsen az érdeklődés kielégítésére, kezdeményezi a Neumann János Számítógéptudományi Társaság csongrád megyei csoportjának megalakítását és a Neumann-kollokviumok megindítását. A visszhang rendkívül jelentős, és 1970 óta évente sikeresen folynak a szegedi Neumann-kollokviumok, mind gazdagabb eredményeket hozva felszínre.

Közben elméleti kutatótevékenysége is áthelyeződik a számítástudomány és a kibernetika területére. Eredményei közül kiemelkedik a formulavezérlésű számítógép eszméjének kidolgozása 1958-ban, majd a folytonosan és rendkívül gyorsan fejlődő technikai feltételek közötti tervezés, amelyen a szó szoros értelmében haláláig dolgozik. Tanítványaié maradt a feladat: bevégezni e munkát, amely a Kalmár-életmű egyik legértékesebb darabja.

Nagy alkotó és szervező tevékenysége közben mindig a jövő felé fordult teljes figyelmével, és a haladást támogatta teljes erejével. Nem valami illuzórikus boldogságkép, hanem a társadalmunkban életrekelő reális távlat volt a horizontja.

Hadd idézzük végül tömör vallomását életéről, s utmutatását a fiataloknak: "egész életemben szívesen harcoltam azért, amiről azt tartottam, hogy igaz ügy. A fiatalok elé is ezt tárom példaképül: ha valamiről azt hiszitek, hogy igazatok van, minden gáncsoskodás ellenére csináljátok, a jövő igazolni fog benneteket."

A KOLLOKVIUM ELNÖKEI:

Csernay László
egyetemi tanár

Győri István
tud. főmunkatárs

Hantos Zoltán
tud. munkatárs

Horváth Mihály
főorvos

Hunya Péter
tud. főmunkatárs

Karmos György
tud. főmunkatárs

Kanyár Béla
tud. főmunkatárs

Madarász István
tud. főmunkatárs

Monos Emil
egyetemi docens

Muszka Dániel
tud. osztályvezető

Naszlady Attila
főorvos

RENDEZŐBIZOTTSÁG:Elnöke:

Muszka Dániel
tudományos osztályvezető
a Neumann János Számítógéptudományi Társaság
Csongrád megyei Szervezetének titkára

Tagjai:

Csernay László
egyetemi tanár

Csirik János
tud. munkatárs

Hantos Zoltán
tud. munkatárs

Madarász István
tud. főmunkatárs

A KOLLOKVIUM RÉSZTVEVŐI:

Annus Éva
Állattenyésztési Kut.Int.

Ádám Sándor
MEDICOR MFI

Dr. Adorján Bence
SZKI

Almási József
SZOTE Számítástechn. Közp.

Bak Miklós
KFKI

Bakó Tiborné
Alföldi Nyomda, Debrecen

Baumgarten Éva
MTA SZTAKI

Dr. Bartos Attila
Agrártudományi Egyetem

Bencze József
Műszerip.Kutató Intézet

Benedek Szabolcs
SZOTE Közp. Labor

Dr. Békés Miklós
Orsz.Kardiológiai Intézet

Békési Sándor
MTA KFKI

Bene Béla
MTA SZTAKI

Bideskuty Zoltán
Műszerip.Kutató Intézet

Dr. Biró Gábor
PC TE Biofizikai Intézet

Blasovszky Miklós
MTA KFKI

Bokor István
BME Automatizálási Tanszék

Dr. Bohdan Macukov
Varsói Műegyetem

Bolyk János
MTA KFKI

Börzsönyi László
MTA SZTAKI

Breuer Pál
Távközlési Kutató Intézet

Csáki Péter
MTA SZTAKI

Csónyi György
Számítástechnika Szerkesztősége

Czeglédi Péter
SZKI

Dr. Csernay László
SZOTE I.Belgyógyászati Klinika

Dr. Csébfalvi György
Tud.Egy.Közp.Tud.Kar Pécs

VII

Dr. Csirik János
JATE Kibernetikai Lab.

Csiszár Imréné
MTA SZTAKI

Czopf János
PCTE Élettani Int.

Dr. Csobán György
POTE Gyógyszertani Int.

Csukás Endre
MTA SZTAKI

Deák Ferenc
János Kórház

Dr. Deutsch Tibor
CHINCIN

Dr. Eöry Ajándok
Állattenyésztési Kut. Int.

Erődi János
SOTE Számítástechn. Csop.

Farkas András
Magyar Vas- és Acélp. Egy.

Faragó István
MEDICOR MFI

Dr. Fedina László
SOTE Számítástechn. Csop.

Fekete Attila
Híradástechnikai Szöv.

Dr. Fenyő István
BME

Dr. Felkai Béla
SZOTE I. Seb. Klinika

Fischer János
MTA SZTAKI

Gerádi János
MTA SZTAKI

Dr. Gál Lajos
SZIA Marógépgyára

Dr. Gergely József
MTA SZTAKI

Dr. Ghyczy Kálmán
MÁV Tüdőgyógyintézet

Gödrý Ádám
BME Automatizálási Tsz.

Dr. Győri István
SZOTE Számítástechn. Csop.

Hantos Péter
BME Automatizálási Tsz.

Dr. Hantos Zoltán
JATE Kibernetikai Lab.

Hajdu Katalin
Távközlési Kutató Intézet

Hajdu Kálmán
Központi Fizikai Kut. Int.

Hajdu Tamásné
MEDICOR MFI

Hegedűs T. András
Eü. Gyermekeoth. Crsz. Módsz. I.

Herczeg Miklós
SZKI

Hennel Ervin
MEDICOR MFI

H o f h a u s e r Béla
Orsz. "Korányi" TBC Int.

Dr. H o r v á t h Ferenc
ESZTIK

Dr. H o r v á t h Mihály
Állami Kórház, B.füred

H o l l ó s n é, Marosi Judit
MTA SZTAKI

H o r v á t h Gaudi István
MTA SZTAKI

Dr. H ó s s Károly
Békés m. TVB Számítástechn. Int.

H u d e t z Antal
SOTE Kísérleti Kut. Labor.

Dr. H u n y a Péter
JATE Kibernetikai Lab.

Dr. I l l y é s Sándor
Gyógyped. Továbbképz. Főisk.

J a k ó Éna
SZKI

Dr. J i r i Jan
Medical Electronics Dept. Brno

J ó z s a László
CHINOIN

J u h á s z Bálint
Agrártud. Egy. Gödöllő

Dr. J u h á s z - N a g y Pál
ELTE TTK

K a j á r i Ferenc
Balassa J. Kórház, Szekszárd

K a n y á r Béla
SOTE Számítástechn. Csoport

K a s s a i Péter
ESZTIK

K a r l ó c z a y Miklós
Magy. Híradástechn. Egyesülés

Dr. K a r m o s György
Pszichológiai Intézet

K á s a Zoltán
MEDICOR MFI

Dr. K a r á c s o n y i István
Onkológiai Gondozó, Ajka

K á l d i Tamás
Számítógépkalkulációs Kut. Int.

Dr. K i s z e l y György
SZOTE Orv. Biol. Intézet

K i s s Györgyné
MTA SZTAKI

K o b z o s László
Távközlési Kutató Int.

Dr. K o r o m Gyula
Orsz. Korányi TBC Int.

K o r o m p a i Klára
Békés m. TVB Számítástechn. Int.

K u t a s Tibor
MTA SZTAKI

K o z m a n n György
MTA KFKI

K ö r ö s z t ö s Vince
Balassa J. Kórház, Szekszárd

K ó n y a István
Egészségügyi Minisztérium

Dr. K r a s z n a i István
SOTE I. Belklinika

L á m i Anna Mária
Számítógéptálm. Kut. Int.

L á n c z Margit
Számítógéptálm. Kut. Int.

L e p o s a Dezső
Balassa J. Kórház, Rendelőint.

L e n k e h e g y i Ibolya
SZOTE

L e h o c z k y András
SZOTE

L i p t á k Irén
Békés m. TVB Számítástechn. Int.

Dr. L o s o n c z y András
KSH SZÁMOK

Dr. L i t t a u e r András
Orsz. Korányi TBC Int.

L o h o n y a i Miklós
Számítástechnika Szerkesztősége

L o v a s Lászlóné
MTA SZTAKI

Dr. M a k a y Árpád
MTA, Szeged

M e r é n y i Erzsébet
KFKI

M o l n á r Ervin
KKVMF

Dr. M o n o s Emil
SOTE Kis. Kut. Labor

Dr. M ú s z k a Dániel
JATE Kibernetikai Lab.

Dr. M a d a r á s z István
JATE Kibernetikai Lab.

B. N a g y András
KFKI-BECS

N a g y Zsuzsanna
DOTE EÜ. Szerv. Intézet

Dr. N a s z l a d y Attila
Orsz. Korányi TBC Int.

Dr. N e m e s s á n y i Zoltán
SZOTE

N é m e t h László
Állami Kórház, B.füred

Ó r y László
POTE Gyógyszertani Int.

Dr. P a p p Katalin
Alföldi Nyomda

P a t a k i Tiborné
ESZTIK

Dr. P á r t o s Oszkár
MTA KFKI

Dr. P r é d a István
Orvostovábbképző Intézet

P é n z e s Sándor
Békés m. TVB Számítást. Int.

P o g á n y Csaba
Híradástechn. Szövetkezet

P ó t z y Péter
Számítógéptalk. Kut. Int.

Dr. P o l l á k Richárd
SZOTE

P ü s k i Gábor
Békés m. TVB Számítást. Int.

R a t k ó István
MTA SZTAKI

R á c z György
UTORG

R ó n a s z é k i György
ESZTIK

R u d a Mihály
MTA SZTAKI

S i m k ó János
Egészségügyi Minisztérium

S i p o s Mihály
MTA Pszichológiai Int.

Dr. S a r k a d i Ádám
Kőbányai Gyógyszerárugyár

S á r o s i József
Orsz. Korányi TBC Int.

Dr. S i m i n s z k y Mária
XIV. ker. Szakorvosi Rendelőint.

Dr. S r a j b e r Benedek
SOTE Számítástechn. Csop.

S ü l y i József
Balassa J. Kórház, Rendelőint.

Dr. S p e l l e n b e r g Sándor
János K. Budai Hallásgondozó

S w a r z e n b e r g e r Ferenc
Műszeripari Kutató Intézet

S z l á v i k Ferenc
MTA KFKI

S z e n d r ő Józsefné
Egészségügyi Minisztérium

Dr. S z é k e l y Sándor
JATE Kibernetikai Laboratórium

S z e r é n y i László
SZOTE

S z a b ó Sándor
Kőbányai Gyógyszerárugyár

S z á n t h ó István
Híradástechnikai Szövetkezet

S z a b ó Sándorné
Békés m. TVB Számítéstechn. Int.

Dr. S z a b ó Zoltán
DOTE Eü. Szerv. Intézet

Dr. S z e k e r e s István
SZOTE

S z e p e s Róbert
OMFB

S z e n t i r m a i Zsolt
Kórházi Gyógyszeróruđer

S z é p h a l m i Géza
Számítógépalkalm. Kut. Int.

S z u t r é l y Judit
SOTE Számítéstechn. Csoo.

Dr. S z i l é r d István Pál
POTE Eü. Szervezéstani Int.

S z o n d y Etelka
Ozdi Kohászati Üzemek

S z ü c s Béla
BME Automatizálási Tsz.

T a m á s s y Józsefné
Agrártud. Egyetem, Gödöllő

T a r j á n Péter
Állattenyésztési Kut. Int.

T e l e g d i László
MTA SZTAKI

Dr. T ó t h Zoltán
Baranya m-i Kórház, Pécs

Dr. T ó t h Kovács János
EGYT

T ó t h János
KKVMF

V a j d a Sándor
ELTE TTK Kémiai Kib. Lab.

Dr. V a j t a Miklós
BME Automatizálási Tanszék

V a r g a Sándorné
DOTE Eü. Szerv. Int.

Dr. V i r á g Györgyi
EGYT

V. V. S h a k i n
Tévközlési Kutató Int.

Z i e g e l m a n n Károly
MTA SZTAKI

Tartalomjegyzék

Előadások	Oldal
Csernay L., Csirik J., Nemessányi Z., Kovács Anna: A SEGAMS-rendszerrel szerzett tapasztalatok az IAEA képkiértékelő versenyben	1
Csirik J., Scherer F., Kuba A., Huhn Edit, Nemessá- nyi Z., Csernay L.: A SEGAMS képfeldolgo- zó programjaival szerzett tapasztalatok	9
Makay Á., Csernay L., Csirik J., Kovács Anna: On-line statikus és dinamikus felvételek a SEGAMS rendszerben	17
Nemessányi Z., Csernay L., Kovács Anna: Rectilinea- ris scanner képeinek off-line értékelése SE- GAMS-szal	23
Fenyő I., Sima D., Siminszky M.: Egy "cluster"-eljá- rás	29
Erődi J., Kanyár B.: Lineáris modellek illesztése diffe- renciálnyados képzése nélkül gradiens mód- szerrel	41
Eőry A-né, Juhász-Nagy P., Eőry A.: A path-analízis és a compartment analízis egy lehetséges kap- csolatáról	47
Gergely J.: A közelítő számítások néhány problémájáról	55
Vajda S., Deutsch T.: Farmakokinetikai modellek identi- fikálhatóságának egy szükséges feltétele	63
Deutsch T., Józsa L.: Optimális gyógyszeradagolás terve- zése	75
Börzsönyi L.: Egymással kölcsönhatásban lévő betegségek erősségének új mérési lehetőségei	93

XIII

	Oldal
Lehoczky A., Pasek B., Somogyi Katalin: Adatbevitel displayn keresztül egy számítógépes betegnyilvántartó rendszerbe	101
Pollák R., Lehoczky A.: Betegvizsgálati adatok rögzítése számítógépes feldolgozásra	107
Benedek Sz., Nagy F.: Betegellátást segítő adatkommunikáció (input-output) egy lehetséges megoldása az R-10 számítógépre	115
Szeberényi L., Kasza F., Stéhlik J-né, Győri I., Forczek Erzsébet: Adatfeldolgozás céljait szolgáló programrendszer R-10-es számítógépre, különös tekintettel biometriai feldolgozásra	123
Hantos P., Lehoczky J., Remzsó G., Vajta M.: On-line Interaktív Betegnyilvántartó Rendszer	131
Kajári F., Köröszts V., Sülyi J.: A kórházgazdaságtani feladatok számítógépes szervezésének alapja	149
Leposa D., Köröszts V., Sülyi J.: Az adatbázis koncepció megvalósításának első lépései egy kórházi betegellátást kiszolgáló információs rendszerben	157
Kónya I.: Operációkutatás az egészségügyben	165
Szücs B., Erdész J., Faragó I., Monos E.: Pulzati vérnyomás paraméterek változása véreztetési shockban	177
Hudetz A., Szutrély J., Monos E.: Nagyartériák nemlineáris anizotróp rugalmassági tulajdonságainak modellezése	193

XIV

	Oldal
Bokor I., Monos E., Szücs B.: Ér-simaizmok összehuzódási dinamikája	213
Ryszard Gawronski, Bohdan Macukow: Some problems of the learning neuronlike system for the control of robots	225
Bohdan Macukow: Analysis of the net composed of neuronlike elements and compensation of the edge influences	233
Farkas A.: Egyszerű és valószínűségi tanulási jelenségek	243
Illyés S., Tóth J., Molnár Ervin: Az elektromyogramm számítógépes értékelése	269
Tóth J., Molnár E., Illyés S.: A motoros egység potenciálok átlagértékei és szórásai	291
Molnár E., Tóth J., Illyés S.: A motoros egység potenciál paramétereinek összehasonlító számítógépes elemzése	309
Lenkehegyi Ibolya, Török Rozália, Matievics I-né, Benedek Gy., Szekeres L., Kalapis I.: Kiváltott potenciálok számítógépes értékelése	321
Almási J.: Sejtautomaták alkalmazása a diszkrét rendszerek szimulálására	329
Óry L.: A kiváltott potenciálok felismerésén alapuló látómezővizsgálat lehetőségei, fejlesztési kérdései	349
Préda I., Bukosza I., Kozmann Gy., Shakin V., Antalóczy Z.: A sziv elektromos tevékenységének vizsgálata felületi potenciál térképezési technikával	359

	Oldal
Kozmann Gy., Préda I., V.Shakin, Szlávik F., Antalóczy Z.: Számítógépes mérő és a- datgyűjtő eljárás a szív villamos és me- chanikai rezgéstereinek vizsgálatához	373
Szlávik F., Antalóczy Z., Kozmann Gy., Bolyky J., Maros I.: Kiszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszerfejlesztés cél- kitűzései	387
Bolyky J., Szabó A.: Rendszertechnikai megfontolá- sok kiszámítógépes interaktív EKG diag- nosztikai rendszer software fejlesztésében	397
Pártos O., Bolyky J.: Újabb eredmények a szív fe- letti hallgatódzás hagyományos areáinak vizsgálatával kapcsolatban	407
Pártos O., Kálmán P., Kozmann Gy., Szlávik F., Vigyázó Gy., Voith L.: Néhány eredmény egészséges és cardiomyopathiás (CMP-s) e- gyének számítógépes spektrális PCG vizsgá- latában	421
B.Nagy A., Németh J.: Ischaemiás szívbetegségek meghatározása kardiohistogram és klinikai kérdőív együttes vizsgálatával	431
Ghyczy K., B.Nagy A.: Klinikai kérdőívek automa- tikus értékelése (eredmények)	439
Karácsony I., Bartos A.: Számítógép alkalmazása on- kológiai szűrővizsgálatoknál, különös tekin- tetel további összefüggés-vizsgálatok lehető- ségére	445
Hofhauser B.: Lakosságsszűrés és a keletkező adatok va- lidálása	457

	Oldal
Csébfalvi Gy., Szilárd I.P.: Cardiovascularis kérdésvízes előszűrés adatainak számítógépes elemzése, standardizált metodika kidolgozása	465
Szendró J-né: Rendszerszemléletű környezeti előkészítés a számítástechnika hatékony felhasználása érdekében	477
Horváth F.: Az egészségügyi rendszer hatékonyságának egy modellje	491
Kassai P.: Az egészségügyben előforduló funkció- és egységfogalmak logikai kódszótára	503
Pataki T-né: Egységesítési törekvések az információsfolyamatok szervezésénél	515
Littauer A., Korom Gy., Naszlady A., Széphalmi G., Pótczy P.: A MEDREK klinikai alkalmazásával szerzett tapasztalataink	523
Hegedüs T.A., Szondy Mária, Széphalmi G., Lenc Margit: Az egészségügyi gyermekotthonban ápoltság gyermekek komplex vizsgálata - egy MEDREK-alkalmazás	537
Eőry A., Klósz T., Ács I., Tarján P., Káldi T., Pótczy P.: A POPGEN populációgenetikai információrendszer	541
Kanyár B., Krasznai I., Szilvási L-né, Bános Cs.: A különböző szcintigráfias kollimátorok felbontóképességének javítása	547
Juhász B., Tamássy J-né, Naszlady A.: Tünetpárok számítógépes vizsgálatának egyszerű módszere	557

	Oldal
Gödry Á., Fischer J., Simonyi J.: Számítógépes diagnosztika noninvasív haemodinamikai mérésekből	563
Csiszár I-né, Bene B.: Clusteranalízis chemotaxonomiai alkalmazása	577
Szabó Z., Csobán Gy.: ALGOL függvényeljárás intracerebrális fogamzásgátló eszközök viselésének matematikai statisztikai értékelésére	581
Szondy Etelka, Szabó Z.: Magzatok méhen belüli súlygyarapodásának egy matematikai leírása	591
Csáki P., Lugosi L., Bene B., Lovas L-né, Kutas T., Kiss Gy-né: Különböző eredetű BCG vakcinák összehasonlító vizsgálata statisztikai módszerekkel	605
Jiri Jan: A module based hybrid analyzer of biological signals	613
Naszlady A., Csürös Éva, Batizi A., Hajnal M., Loványi I., Vajta L., Bodrogi Gy.: Vizuálisan megjelenő klinikai adatok számítógépes feldolgozásának első eredményei	623
Blasovszky M., Bördén P., Ziegelmann K.: Orvosi-biológiai mérő-adatgyűjtő rendszerek "funkcionális" CAMAC modulok felhasználásával	643
Shakin, V.V., Préda I., Kozmann Gy., Breuer P.: Testfelületi potenciál- és gyorsulás-térképek adaptív redukálása	659
Shakin, V.V., Breuer P.: Testfelület kardioelektromos tartományainak kifejező szemléltetése	667
Shakin, V.V., Hajdu K.: Elektrokardiogramok faktoranalízise adaptív-redukálás	679
Bencze J., Kovács A.: Univerzális programozható biológiai erősítő számítógép vezérlésű diagnosztikai rendszerhez	687

SZOTE Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium és JATE
Kibernetikai Laboratórium

A SEGAMS-rendszerrel szerzett tapasztalatok az IAEA képkiértékelő
versenyben

Csernay László, Csirik János, Nemessányi Zoltán és Kovács Anna

A szcintigramok számítógépes feldolgozása során alkalmazott matematikai eljárások hatékonyságának objektív értékelése céljából a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség 1970-ben nemzetközi kutatási együttműködés megindítását javasolta, a kutatási téma anyagi alapjait költségvetésében biztosította. Az első kísérletsorozat eredményeinek értékelésére két évvel később a Monte Carloban rendezett szcintigráfias kongresszuson került sor. Összetettebb kísérlet előkészítéseként 1974-ben a téma vezetői hasonló feltételek mellett új vizsgálatot végeztek, és a két fázis tapasztalatainak birtokában szervezték meg a harmadik, az előzőeknél szélesebb körű ezévi képértékelő versenyt.

Az összehasonlító vizsgálatssorozattal számos elvi és gyakorlati kérdés tisztázására nyílik lehetőség. A szervezők arra törekedtek, hogy a lehető legtöbb információt nyerjék a lebonyolítás szempontjából eléggé körülményes és drága kísérletekből. Az alapvető kérdés kézenfekvő: a képadatok számítógép segítségével végrehajtott matematikai feldolgozása milyen mértékben fokozza a szcintigráfias módszerek hatékonyságát, a képek klinikai értékét? A számos részletkérdést felvető kísérletkomplexum végrehajtására, az eredmények elfogultság nélküli értékelésére egyedül egyetlen intézet vagy munkacsoport sem vállalkozhat. Ezért lehet és kell a WHO hasonló törekvései mellett egyenrangú erőfeszítésként elismerni és üdvözölni a NAÜ kezdeményezését.

Az évek során a kísérletsorozat feltételei változtak. Az 1972-ben alkalmazott zárt black-box fantom ugyanis nem váltotta be a hozzá fűzött reményeket. A különböző intézmények rendelkezésére álló leképező rendszerek érzékenysége, feloldóképessége ugyanis döntő szerepet játszott az eredmények alakulásában, s ezért a vizsgálatssorozat tulnyomó részben

a kamerák, scannerek vetélkedésévé vált, zavarta, sőt, lehetetlenné tette az alapvető képfeldolgozási kérdések tisztázását.

Megfelelő diszkrécióval ezért ez évben Hannoverben hullából vett emberi kóros májról lenyomatot, majd ennek felhasználásával alakú, háromdimenziós fantomot készítettek. A fantomot a leggyakrabban használt jelölő nuklid - a ^{99m}Tc - oldatával töltötték fel, s bele 0-6 db, 0,8 - 3,5 cm átmérőjű göböket helyeztek, majd az egyes fantomkonstellációkat posterior-anterior irányból Picker Dynacamera IV. készülékkel leképezték. A mérési adatokat fotoeljárással ún. mikrodot analog képként megjelenítették, illetve egyidejűleg digitalis módon, 128×128 mátrixnagyságban IBM kompatibilis mágnesszalagon rögzítették. Röntgeneljárással külön dokumentálták a különböző göbhelyzeteket. Összesen 100 felvételt készítettek, 50 esetben ún. hideg, 50 esetben forró göbök voltak a fantomban. A göbök helykoordinátáit véletlen számgenerálással választották ki. Pár felvétel sem hideg, sem forró göböt nem tartalmazott, s nem volt egyetlen olyan felvétel sem, ahol forró vagy hideg göbök egymás mellett fordultak volna elő. A 100 fantomfelvételtől készített, összemásolt mágnesszalagot sokszorosították, és megfelelő ellenőrzés után a vizsgálatban résztvevő 19 munkacsoport számára május közepén juttatták el. Természetesen megadták az adatok mágnesszalagon lévő elhelyezési módját, sőt tudtuk, hogy sikeres adatbeolvasás esetén minden kép végén GOOD LUCK üzenetet láthatunk.

A feladat egyértelműen az volt, hogy a képen felismert elváltozások centrumának X, illetve Y koordinátáit a mellékelt értékelő lapokra kell vezetni, és az egyes göbök előfordulási valószínűségét 5 csoportba kell sorolni.

Az abszolút pozitívnak tekintett elváltozásra ötöt, a pozitívra négyet, a valószínűsíthetőre hármat, a lehetségesre kettőt kellett adni, egyet a gyanus, de feltehetően negatív elváltozás kaphatott. A képek feldolgozásához, értékeléséhez bármilyen típusu, nagyságu számítógépet, bármilyen fajtájú display-t használhattak a résztvevők. A képjavító-feldolgozó matematikai eljárás természetesen szintén szabadon választható volt. A rendezők kérték, hogy a résztvevők lehetőleg minden képet kétszer értékeljenek, először a javítóeljárás elvégzése előtt, majd a feldolgozás után.

Munkánkat a Kibernetikai Laboratórium R-40-es gépén a mágnesszalag másolásával, illetve az adatok mágneslemezre történő transferálásával kezdtük. Próbaképek sornyomtatón történő megjelenítésével tisztáztuk

a fantom állását, a statisztikus szórás várható mértékét, a maximális aktivitású középpontok impulzusszámának nagyságát, a 128×128 -as mátrixon lévő üres sorok és oszlopok számát. Az előzetes vizsgálatok eredményei ismeretében döntöttünk úgy, hogy a képfeldolgozáshoz lehetőségeink közül az egyszerű simitóeljárás, háttérlevonás, adatexpanszió változó kombinálását alkalmazzuk. A display 8 osztályos lineáris színes TV kijelzés, és 256 fokozatu fényerősségmodulációval működő oszcilloszkóp lesz. Röviden: a Gamma Művek által fejlesztett, a tavalyi kollokviumon ismerttetett hardware, és az ez évben általunk kidolgozott SEGAMS software-rendszert használjuk munkánk során. Elhatározásunkat az tette lehetővé, hogy a versenyképek 128×128 -as mátrixának üres széli sorait és oszlopait levágva, valamint a klinikai gyakorlatban szokványosnak tartható 17 %-os háttérlevonást elvégezve, maradék, értékes-mátrixunk nem haladta meg a rendelkezésünkre álló 60×64 -es nagyságot.

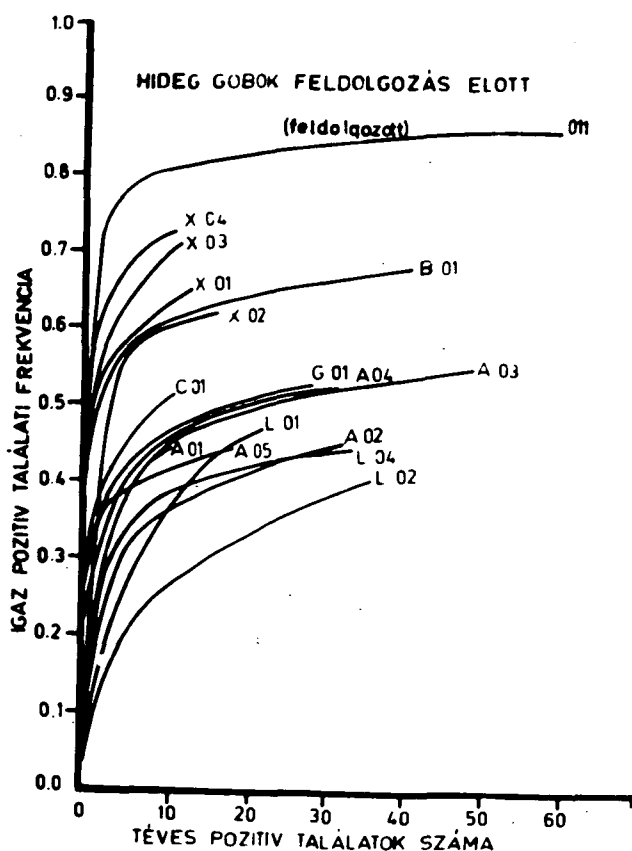
A SEGAMS-rendszer off-line adatfogadó ágán keresztül olvastuk be az R-40-es gépen megfelelő formátumban szalagra lyukasított adatokat. Az üres sorokat, oszlopokat elhagytuk, 17 %-os háttérlevonást végeztünk, s az így kialakított 4K-s mátrixblokkokat a rendszer mágneslemezen tároltuk. A 100 képen várhatóan előforduló többszáz elváltozás centrumkoordinátái megállapításának időigényét, és az esetleges koordinátatévesztés következményeit mérlegelve félautomatikus célzóprogram kidolgozása mellett döntöttünk. A SEGAMS erre alkalmas egyik ágába ezért olyan programot kapcsolunk ideiglenes jelleggel, amely a ROI területek kijelölésénél használt négy egyenes vonal közül egy vízszintes és egy függőleges vonalat alkalmazott fonálkeresztként. A fonálkeresztet az általunk kórosnak tartott területek centrumára állítottuk. A lokalizáló vonalak mozgásával egyidőben a program biztosította, hogy a színes TV-display szélén azt az aktuális koordinátaléptéket olvashattuk le folyamatosan, amely az adott kép eredeti 128×128 -as mátrixának megfelelő oszlop- vagy sorszámát mutatta. A vonalak fixálásakor leolvasott értékeket jegyzőkönyveztük. Ezzel a megoldással becslésünk szerint sok munkaórát takarítottunk meg, nagyobb biztonságot szereztünk, és így figyelmünket a képek feldolgozására, illetve az elváltozások felismerésére koncentrálhattuk.

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség szeptember 1-én kiértékelő munkáját az eredménylapok és a valóságos göbhelyzetek összevetésével kezdte meg. Mint ez később ismertté vált, a göbök centrumától 20 mm-en belül fogadták el a megadott koordinátaértékeket igaz pozi-

tívnak, és ezen környezeteken kívül esőket minősítették tévesnek. Két közel fekvő göb esetén, amennyiben ezek elfogadható találati köre részben fedte egymást, az erre a területekre eső találatokat a nagyobb göb, illetve egy göb helyes felismerésének tekintették.

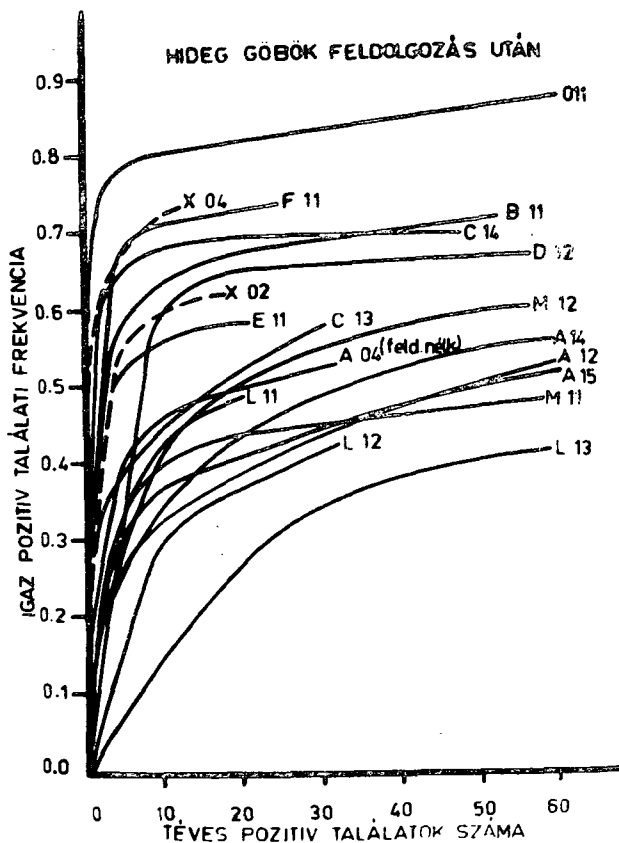
Október végén Los Angelesben megrendezett kongresszuson ismertették az eredményeket. Az elvi analízis, az összefüggések keresése természetesen tovább folyik és a jövő év nyarán várhatóan megjelenő kutatási zárójelentésben realizálódik. A kongresszus előtt a munkacsoportok vezetői számára rendezett zárt ülésen először a fantomról, illetve a felvételi technikáról már itt elmondottakat ismertették, és szóltak az értékelésben alkalmazott szempontokról is. A száz képből előre megadott 4 képről kellett a csoportoknak diapozitíveket bemutatniuk, illetve a kongresszus résztvevői számára postert készíteniük. Egyelőre csupán ezen a 4 képen előforduló elváltozások pontos koordinátáit ismertették.

A kiválasztott képek megbeszélése után osztották ki mind a 100 felvételre vonatkozó eredménylapokat.



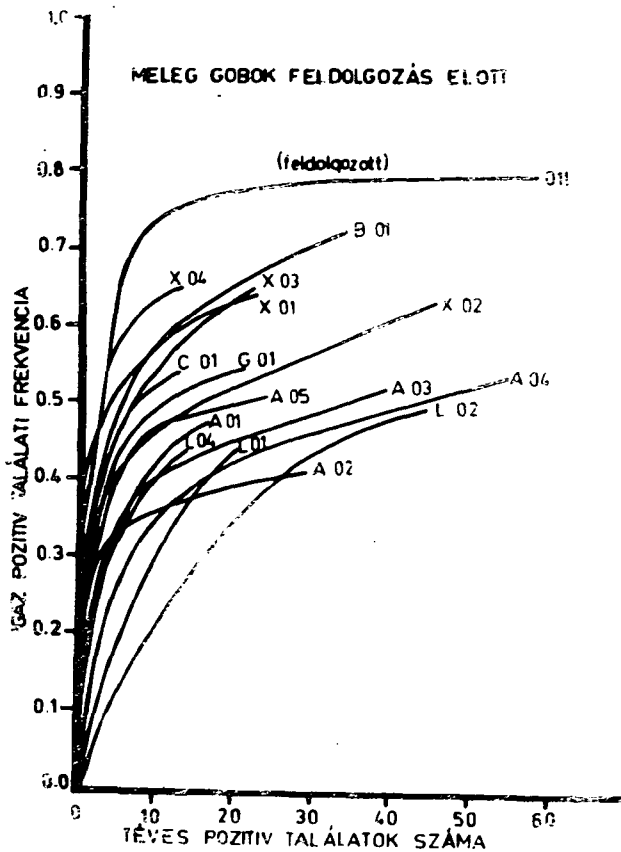
1. ábra

1. ábra: Az eredmények 5 pontból álló görbék, az X koordináta a téves pozitív találatok abszolút számát jelzi, az Y koordináta az igaz találatok összes göbre vonatkozó előfordulási frekvenciái. Minél magasabbra emelkednek a görbék, minél rövidebbek, annál jobb az eredmények. A hideg és a forró göbös képeket külön értékelték, de különválasztották a feldolgozás előtti, illetve utáni felismerést is. Az összehasonlítás alapjául az analog képek vizsgálata során négy világtekintély eredményét tekintették. Ezek az X-szel jelzett görbék. Közöttük sem jelentéktelen a szórás, egyértelmű azonban a digitális display-módszerek hátránya. Kivétel a B-jelzésű csoport görbéje. Az 0-jelű görbe a feldolgozással maximálisan elért eredményt mutatja.



2. ábra

2. ábra: A számítógépes adathozzás javulást hoz. Hűdögöböknel az analog-felismerést több csoport multa felül, nem kevés azonban a továbbra is mélyen futó görbék száma. Viszonylag nagy különbséget mutatnak az egyes csoportok eredményei.



3. ábra

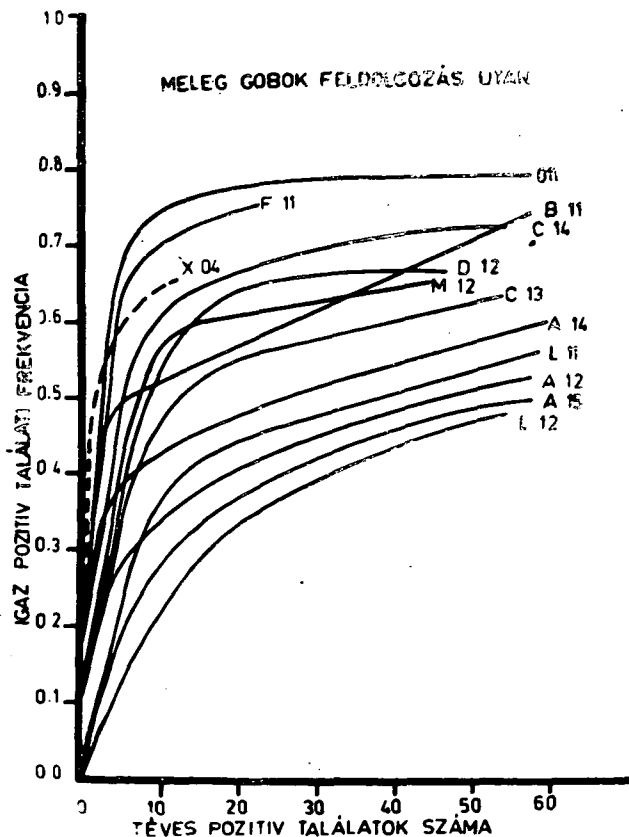
3. ábra: A forró göbök feldolgozás előtti eredménye váratlan, hiszen a B-jelű görbe sokkal jobb az analog-felismerésnél, viszonylag megközelíti az optimális eredményt.

4. ábra: A forró göbök feldolgozása után az O-jelű csoportot megközelíti az F, a maximumon a B-jelű csoport is igen jó, de a négyes, illetve hármas biztonsággal leírt göböknel gyengébb, ezért há-

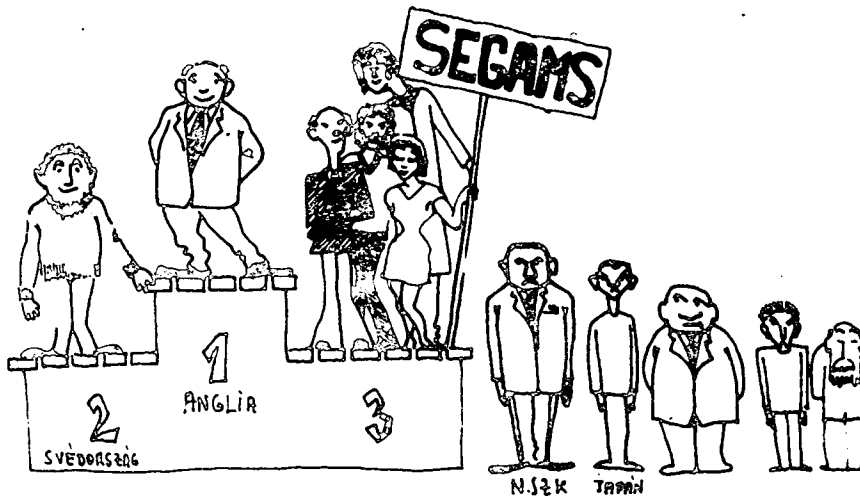
rom másik görbét is keresztez. A csoportok, illetve eljárások eredményei között itt is nem várt módon nagy a különbség.

A nyertes 0-csoport technikája idealizált síkra vonatkozó konvex, konkáv eltérések kiszámítása Winer-filterezés után. Az F-csoport Metz-filtert és izointenzitásgörbékkel dolgozó kijelzést használt. A B-jelű görbe a csupán átlagoló simítást, háttérlevonást, expansziót alkalmazó szegedi csoporté.

A vizsgálatsorozat eredményeinek további analízise számos, igen fontosnak tűnő kérdésre adhat választ, befolyásolhatja a kutatás irányát. A birtokunkban lévő képanyag felhasználható házi, hazai, esetleg a KGST megfelelő munkacsoportjában összehasonlító vizsgálatokhoz.



4. ábra



5. ábra

5. ábra: Befejezésül az összetett végeredmény: egyenesek és görbék segítségével, de már koordináta-rendszer nélkül.

JATE Kibernetikai Laboratórium és SZOTE Központi
Izotópdiaosztikai Laboratórium

A SEGAMS képfeldolgozó programjaival szerzett tapasztalatok

Csirik János, Scherer Ferenc, Kuba Attila, Huhn Edit,
Nemessányi Zoltán és Csernay László

Az elmúlt évben ugyanezen a helyen számoltunk be a SEGAMS képfeldolgozó programrendszerének tervezetéről. A rendszer teljes kiépítését három lépcsőben kívántuk megvalósítani. Az azóta eltelt időben sikerült az első lépcsőként tervezett részt elkészíteni. Ezáltal a gamma kamerák segítségével elvégezhető izotópdiaosztikai rutinvizsgálatok döntő többsége a SEGAMS segítségével rögzíthető, kiértékelhető.

A képfeldolgozó programrendszer a rendszer főábrájáról, a DP (data processing) funkció segítségével aktivizálható. Az aktivizálás után a feldolgozásra váró vizsgálatok felsorolása jelenik meg az alfanumerikus display-n. E felsorolásban - vizsgálatonként - a következő adatok szerepelnek: a vizsgált személy neve, a vizsgált szerv, vizsgálat időpontja, továbbá S vagy D betű attól függően, hogy statikus vagy dinamikus felvétel készült-e. A feldolgozni kívánt felvételt sorszám segítségével választhatjuk ki: ennek hatására a felvétel előtt készített dialógus összefoglaló táblázata jelenik meg. Ez a táblázat a kiértékelés során mindvégig az alfanumerikus display-n látható, alatta helyezkednek el a képfeldolgozási táblák.

Ezek közül elsőként az adatfeldolgozási főtáblát láthatjuk, amely a következő funkciókat tartalmazza:

PP	PROCESSING OF CHOSEN PICTURE
DS	PROCESSING OF DYNAMIC STUDY
FA	FRAME'S ALGEBRA
RO	ROI MANIPULATIONS
TC	TIME CURVES
DO	DOCUMENTATION OF STUDY PARAMETERS
LF	LIST-FRAME CONVERSION
RE	RETURN TO PRECEDING BLOCK

Az első hét funkció egy-egy altable hívását jelenti, míg az RE billentyűk lenyomására a "Befejezte a vizsgálat értékelését?" kérdés jelenik meg. Erre Y-t (Yes) válaszolva a "Vizsgálat törölhető?" kérdés következik. Amennyiben erre is Y-t válaszolunk, úgy a felvétel törlődik a katalógusból. Ezután, illetve bármelyik kérdésre N (no) választ adva újra a feldolgozásra váró vizsgálatok felsorolását kapjuk.

A PP altable a következő funkciókat tartalmazza:

SG	SMOOTHING
EX	EXPANSION
CO	COMPRIMATION (TO 14)
MA	MAXIMAL ACTIVITY
BG	BACKGROUND SUBTRACTION
UC	UNIFORMITY CORRECTION
IC	DISPLAY OF ISOCOUNT CURVES
PT	PARAMETERS TO PRINTER
PI	PRIMARY IMAGE
SP	STEPWISE PRESENTATION
NP	NEGATIVE PICTURE
RE	RETURN TO PRECEDING BLOCK

Az egyes funkciók a következő tevékenységeket hajtják végre:

SG: simítás 9 elemű átlagolással, a középső elemet kettővel súlyozva.

EX: lineáris transzformáció, amely a (MIN, MAX) intervallumot (0, 255)-be viszi át.

CO: a színes TV-n látható képet 1/4-ére kicsinyíti, s az eredményt a bal felső sarokban helyezi el.

MA: a maximális impulzusszámot tartalmazó ponto(k)at fehér színnel jeleníti meg.

BG: alsó vagy felső küszöböt lehet ennek segítségével levonni. A levonás mértékét %-ban, vagy abszolút impulzusszámban lehet megadni. Ezenkívül lehetőség van ún. standard háttérlevonás elvégzésére, ez tetszőleges százaléknyi alsó háttérlevonást jelent, annyiszor végrehajtva, ahányszor az N betűt megnyomjuk.

UC: a felvevő rendszer egyenlőtlen érzékenységből származó non-uniformitás korrekcióját végzi el az előzőekben felvett, ill. tárolt korrekciós mátrix segítségével.

IC: 15 osztályos isocount kijelzést ad. A kijelzésre felhasznált színek rendre: fekete, kék, piros, fekete, kék, piros, ...

PT: a következő kvantitativ adatok kiszámítását, ill. nyomtatását végzi el: összipulzus, zérustól különböző elemek száma, maximum, minimum, átlagimpulzusszám.

PI: a felvételkor kapott (feldolgozás nélküli) kép behozatát a memóriába.

SP: képenkénti mozgás lehetőségét adja a képezőn. Az F hatására előre (fordulás) a B hatására hátra (backwards) léphetünk egy képet.

NP: negatív képet határoz meg, a maximális elemből kivonva a többi elemet.

RE: az adatfeldolgozási főtáblát hozza vissza. (Ez a funkció az összes aktákban ugyanazon jelentéssel szerepel, ezért a továbbiakban nem foglalkozunk vele.)

A dinamikus felvételsorozat képeit a DS altábla segítségével értékelhetjük. Az altáblán a következő funkciók szerepelnek.

CP	CINEMA-LIKE PRESENTATION
SP	STEPWISE PRESENTATION
PA	PICURE ADDING
RE	RETURN TO PRECEDING BLOCK

Az egyes funkciók jelentése a következő:

CP: a felvételsorozatot filmszerűen jeleníti meg, 3 kép/másodpercenként sebességgel. A megjelenítés tetszőleges karakter lenyomással bárhol leállítható.

SP: azonos a PP tábla SP funkciójával.

PA: a FROM, ill. TO: kérdésekre adott válaszokkal jelölhetjük ki azt a képintervallumot, ahol a felvételsorozat képeit összegezni akarjuk.

Képek közötti algebrai műveleteket az FA altábla segítségével végezhetünk. Itt a következő funkciók találhatók:

FA	FRAME'S ADDITION
FS	FRAME'S SUBTRACTION
SS	STANDARD SUBTRACTION

FA: képek összeadását végzi. A képmezőn az SP funkcióhoz hasonlóan mozoghatunk az FA-val is. Mindkét operandus (elemenként) tetszőleges egész számmal szorozható vagy osztható. Az első operandusz balra, ill. felfelé mozgatható.

FS: képek kivonását végzi, az FA-nál leírt feltételek mellett.

SS: standard kivonást végez, vagyis a kivonás előtt az alacsonyabb összimpulzusszámú kép elemeit a nagyobb, ill. kisebb összimpulzusszám hányadosával szorozza.

Az RO altáblán az érdekes területek (region of interest) kijelölését, ill. elemzését végezhetjük el. A rendszer jelenlegi kiépítésében egyidejűleg legfeljebb 4 ROI-t tud kezelni, a következő funkciók segítségével:

RL	ROI SELECTION WITH LIGHTPEN
RS	ROI SELECTION WITH SOFTWARE
RP	ISOLATED PICTURE FROM ROI
RT	ROI PARAMETERS TO PRINTER
RD	DISPLAY OF SELECTED ROI-S
RZ	DELETION OF ROI
CC	CONSTRUCTION OF TIME CURVES

Az itteni funkciók jelentése:

RL: a rendszer hardware-jéhez tartozó fényceruza felhasználását engedélyezi. A kijelölt ROI-t software segítségével tárolja.

RS: függőleges, ill. vízszintes egyenesek folyamatos futtatásával, ill. lépésenkénti mozgásával téglalap alapú ROI-k kijelölését teszi lehetővé.

RP: a WHICH ROI? kérdésre adott sorszámú ROI eleméit változatlanul hagyja, az összes többi elemet nullázza.

RT: a WHICH ROI? kérdésre adott sorszámú ROI-nál a PT-ben megadott kvantitatív adatokat határozza meg, és írja ki.

RD: a már kijelölt ROI-k megjelenítését végzi el.

RZ: az összes addig kijelölt ROI-t törli, ROI-k egyetlenes törlésére.

CC: a kijelölt ROI-k segítségével a felvételsorozatokhoz időgörbét ad meg, vagyis meghatározza a ROI-kon levő impulzusváltozásokat.

Az időgörbék feldolgozása a TC altábla segítségével történik. Az altábla a következő:

CD	DISPLAY OF PRIMARY CURVES
CS	SMOOTHING
CA	CURVE ALGEBRA
CM	DISPLAY OF MODIFIED CURVES
CF	CURVE FITTING

Az altábla behívásakor az utoljára kiszámított időgörbék kerülnek a képernyőre. Az egyes funkciók jelentése a következő:

CD: a feldolgozás nélküli, eredeti időgörbét hozza vissza (pl. hibás kiértékelési lépés után lehet szükség rá).

CS: háromelemű átlagolással simítja a görbét. Lehetőség van az összes görbe egyidejű, ill. egyenkénti, többszöri simítására is.

CA: a görbealgebra altáblát hívja. Ezen altábla segítségével görbék szorzását, osztását, összeadását, kivonását, ill. a határgörbe kivonását végezhetjük el.

CM: az utolsó előtti lépés eredményeként kapott görbék visszahozását teszi lehetővé.

CF: a görbék lezálló ágához (a maximum utáni részhez) legkisebb négyzetek módszerével lineáris, ill. monoexponenciális görbét határoz meg. Az illesztés eredményül azon görbét adja meg, amelynél a korrelációs együttható abszolút értéke nagyobb.

Az elkészített, ill. kiértékelt felvételek dokumentálására több lehetőség van: az oszcilloszkóp (fekete-fehér) fényképezése, színes dia készítése a TV-ről (ezt használjuk mi), s végül a teletype (mátrixnyomtató) használata. Utóbbi a DO altábláról aktivizálhatjuk. Az altábla:

DO	DOKUMENTATION OF STUDY PARAMETERS
IT	IMAGE TO THE PRINTER
CT	CURVES TO THE PRINTER

Az egyes funkciók jelentése:

DO: a dialógusban megkapott adatok összefoglaló táblázatának (amely a kiértékelés során az alfanumerikus display-n is látható) ki-nyomtatására szolgál.

IT: a képernyőn látható képet adja, lineáris kijelzéssel, a fekete színnek nullát, a zöldnek egyet, stb. megfelelően.

CT: a képernyőn látható időgörbéket nyomtatja ki. A koordinátatengelyeket jelzi, az egyes görbéket sorszámok segítségével adja ki.

A rendszerben lehetőség van ún. list-módu adatfelvételre. Ebben az esetben nem képeket, hanem az észlelt impulzusok koordinátáit tároljuk. Ezenkívül 10 msec-enként időjelek is tárolásra kerülnek. Az így felvett adatokat az LF altábla segítségével értékelhetjük. Az altábla a következő:

PB	PRESENTATION IN BLOCK
PT	PRESENTATION IN TIME
PA	PICTURE ADDING
CC	CONSTRUCTION OF TIME CURVES

A 10 msec-onként elhelyezett időmarkerek miatt az összes adatot 10 msec-ban kell megadni. Az egyes funkciók:

PB: az adatok durva áttekintésére 4K-s blokkonként (=1920 impulzus) képeket állít elő. Az időbeli előrehaladás a képernyő jobb oldalán látható.

PT: megadott időtől kezdve, megadott időintervallumu film-szerű megjelenítést tesz lehetővé. A megjelenítés sebessége az időintervallumtól függ.

PA: megadott időintervallumban összegképet állít elő.

CC: megadott időtől, azonos frekvenciával időgörbét állít elő.

A programrendszer hatékonyságát dinamikus májvizsgálat kiértékelésével demonstráljuk. Az összegképen kijelölt 4 ROI segítségével időgörbét állítottunk elő, ezek simításával, illetve a háttér levonásával az egyes részek funkciói jól meghatározhatók. Sajnos, a színes diákról fekete-fehér képek készítésére nem volt lehetőségünk.

MTA Matematikai Logikai és Automataelméleti Tanszéki Kutató

Csoport,

SZOTE Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium és

JATE Kibernetikai Laboratórium

On-line statikus és dinamikus felvételek a SEGAMS rendszerben

Makay Árpád, Csernay László, Csirik János és Kovács Anna

Az egy évvel ezelőtti 6. Kollokviumon ismertettünk egy tervet izotópdiaosztikai laboratóriumok rutin jellegű vizsgálatainak és kutatási feladatainak számítógépes rendszeréről (1), (2). A tervek megvalósultak, és a szegedi gammakamera rendszer (SEGAMS) ma már három példányban, gyakorlati használatban üzemel. Alapszámítógépe TPA-i kisszámítógép 8Kx12 bites, operatív tárolóval, amelyhez on-line csatlakozik a kamera, a feldolgozást 60x64-es, 8 színosztályú televízió, oszcilloszkóp és kb. 200 kép tárolására alkalmas díszk segíti. A rendszert alfanumerikus display-en keresztül vezéreljük, mátrixnyomtató szolgálja a dokumentáció céljait.

A vizsgálatokat végző orvos, illetőleg asszisztens feladata alapvetően nem más, mint a rendszer által felkínált lehetőségek közül való választás. A rendszer és a kezelő közötti beszélgetés természetes nyelven folyik, és úgy szerveztük, hogy előzetes tanulás csak a lehetőségek megismerése céljából szükséges. A továbbiakban a képfelvételek lehetőségeit és a megvalósítás számítástechnikai módszereit ismertetjük. Külön előadás foglalkozik a rendszer által a képek feldolgozása során nyújtott sokrétű szolgáltatásokkal.

A kezelő a konverzáció során háromféle kérdést kaphat a géptől. 1: Táblázat formájában több lehetőséget kínál fel a gép, amelyek közül a kezelő szabadon választhat. 2: igen-nem válasszal elintézhető döntést hozhat. 3: Numerikus vagy szöveges adatokat közölhet a rendszerrel, amelyek a képfelvételhez, illetőleg a képek feldolgozásához szükségesek.

Az első táblázat (eltekintve a rendszer generálásának, a számítógép off-line felhasználásának stb. lehetőségétől) a képfelvétel, illetőleg

a korábban felvett (és a diszk-en megőrzött) képek feldolgozásának választását teszi lehetővé (1. ábra).

VÁLASSZON A LEHETŐSÉGEK KÖZÜL :

- DA KÉPFELVÉTEL
- DP KÉPFELDOLGOZÁS
- OP OFF-LINE KÉPFELDOLGOZÁS
- PS TPA-1 OFF LINE FELHASZNÁLÁS
- GS A RENDSZER GENERÁLÁSA VAGY MÓDOSÍTÁSA
- TS AZ EGYSÉGEK TESZTELÉSE

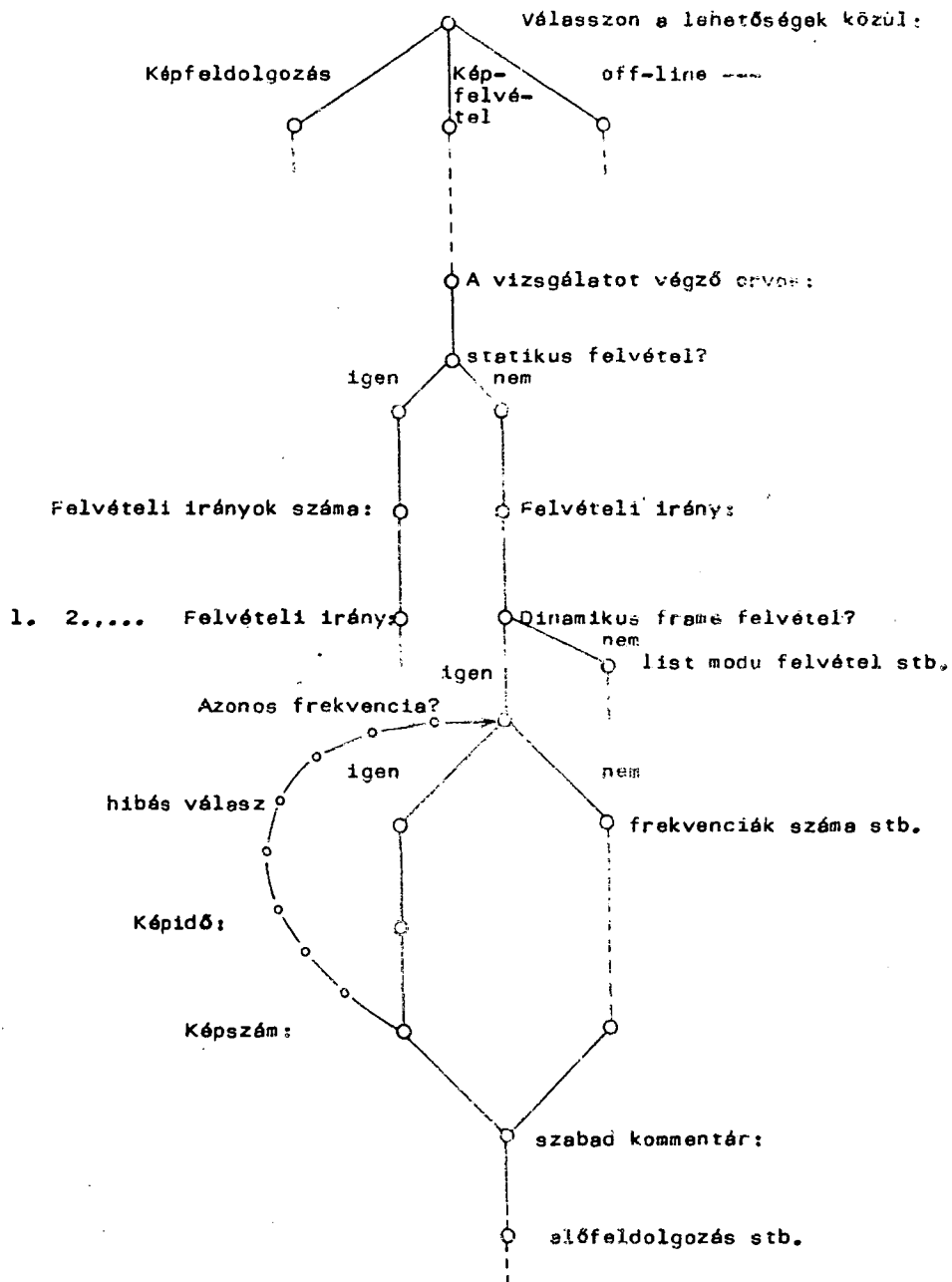
DA

1. ábra. Az alaptevékenységek táblázata

Képfelvétel esetében a rendszer közli azt a maximális képszámot, amely a felvétel számára az aktuális helyzetben rendelkezésre áll. Ezután 8-10, hármas típusú kérdést kap a felhasználó, amelyek a bejegazonosító adatokat és a vizsgálat néhány paraméterét érintik (név, beküldő intézet, alkalmazott izotóp stb.). A beszélgetés gyorsítását célozzák azok a táblázatok, amelyek (az idevonatkozó szakirodalom és a gyakorlat ismeretében) a legvalószínűbb válaszokat tartalmazzák, és amelyekre elegendő a sorszámmal hivatkozni. Az ilyen táblázatok a képernyőről azonnal törlődnek, ezáltal az eddigi információk, illetőleg az ezutáni kérdések számára jelentős hely szabadul fel. Ilyen táblázatok tartoznak pl. minden egyes szervhez a szerv vizsgálatára szóbajöhető preparátumokból.

A felvétel leglényegesebb minőségét meghatározó kérdésekre adott válaszok már jelentősen befolyásolják a beszélgetés további menetét. Alapvetően statikus (előválasztott idővel illetőleg betűszámmal), dinamikus frame (maximálisan három frekvenciával) és list módu felvett kérhetünk. A képidők 0,06 sec-tól 1 óráig terjedhetnek. Felesleges kérdést a rendszer nem tesz fel, a korábbi válaszok ismeretében,

továbbá a kérdések sorrendjének körültekintő megválasztásával a beszélgetés lényegi része igen rövid. (Itt említjük meg, hogy a kérdések jelentős részére nem feltétlenül kell válaszolni.) A beszélgetés egyes részleteit a 2. ábra hálódigramja illusztrálja.



2. ábra. A képfelvételt megelőző dialógus részleteinek hálódigramja

Numerikus paraméterek esetében a válaszok lehetséges voltát a rendszer ellenőrzi. Hibás érték a beszélgetés egy korábbi fázisára való visszatérést eredményez, ilymódon nemcsak az adott érték megváltoztatása, hanem a felvétel esetleg más irányú lefolytatása is biztosítva van (pl. nem feltétlenül szükséges nagy képszám, ha több képfrekvenciával dolgozunk). Megjegyezzük, hogy a beszélgetés végén újra lehetőségünk nyílik a válaszaink közül némelyek módosítására anélkül, hogy a beszélgetést újra lefolytatnánk.

A beszélgetés végén az összes begyűjtött információ tömörített formában a képernyő felső részén megjelenik és ott is marad a tényleges felvétel egész időtartamára. (Ugyanez a forma a felvétel feldolgozása során is rendelkezésre áll, továbbá a mátrixnyomtatón (3. ábra) bármikor meg is kapható.)

1976.11.29.	Nagy János	1950	I. Belklinika	
Brain	1032	99M-TC Pertechnecat	1.5 M.C. I. V.	
Ueloe	PARALELL HIGH SENSITIVITY		Dr. Galuska	
Direction:	A-P			
Preproc.:	U S	ZOOM: 100		
DG: Tumor?				
Dyn. Frame	TIME:	.06 sec	60.00 sec	500.00 sec
	FRAME NUM:	10	50	1

3. ábra. A felvétel tömörített információi

A felvétel indítását jelző billentyű leütésekor a beteg már a kamera előtt van. A színes TV-n a felvétel követhető, bármikor újraindítható (pl. helytelen elhelyezés teheti ezt szükségessé), sőt a felvétel befejezése is kikényszeríthető anélkül, hogy az eddig begyűjtött kép (képek) elvesznének. Dinamikus frame-felvétel esetében a felvétel tényleges indítását a rendszer csak akkor végzi el, amikor a választott első képfrekvencia időtartama alatt a szokásos háttérnél több beütés jelentkezik (így "üres" képek nem keletkeznek).

A felvétel befejezése után a rendszer azonnal kész újabb beszélgetés lefolytatására. Ez alatt azonban az előző felvétel ún. előfeldolgozása folyik. Vannak standard előfeldolgozások (dinamikus frame, il-

letőleg list felvétel összegképének előállítás) és opcionális lehetőségek (simitás, kamera-érzékenység korrekció), amelyeket a felvételt megelőzően kérhetünk. A gép sebességéhez képest lassu beszélgetés alatt ezek a viszonylag hosszú (100 kép esetén 1 perc az összegkép készítésének ideje) műveletek nem veszik el a felvételt kiértékelő orvos idejét.

A képek felvétele és kiértékelése tetszés szerinti sorrendben történhet. A még nem véglegesen kiértékelte felvételekről katalógust vezetünk, egy felvétel törlése csak a kiértékelő kifejezett kívánságára történhet. Megjegyezzük, hogy az on-line képfelvétel mellett más eszközökről származó lyukszalagos képek is beépíthetők, ilymódon a rendszerben kiértékelhetők.

Irodalom

- (1) Csirik János, Csernay László, Makay Árpád, Máté Eörs: A SEGAMS felhasználói programkönyvtára. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában. 6. Neumann Kollokvium, Szeged, 1975. 229-233. old.
- (2) Csernay László, Csirik János, Makay Árpád, Máté Eörs: Kiszámítógép izotópdiaosztikai software rendszere. Programozási rendszerek '75. Szeged, 1975. 490-496. old.

SZOTE Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium és
JATE Kibernetikai Laboratórium

Rectilinearis scanner képeinek off-line értékelése SEGAMS-szal

Nemessányi Zoltán, Csernay László és Kovács Anna

A gammakamera-vizsgálatok mellett a nukleáris medicina másik és elterjedtebb képalkotó eljárása a mozgódetektoros készülékkel végzett szerv-szcintigráfia. Az eljárás célja, hogy felfedezzünk és lokalizáljunk olyan szervrészteteket, melyek a normálistól eltérően tárolják a radioaktív vizsgálati preparátumot. Az izotóppal jelzett tesztanyag dúsítása általában az ép parenchyma tulajdonsága, célunk tehát az alacsony aktivitású szervrésztetek felismerése és tanulmányozása. A szcintigráf segítségével a radioaktivitás szervben belüli, térbeli megoszlását meghatározott síkra, az ún. térképezési síkra projektilva vetületi aktivitástérképet hozunk létre.

A vizsgált szerv feletti síkban egyenletes sebességgel, meander-vonalban mozgó érzékelő detektor 4x4 vagy 2x2 mm-es léptékben, pontról pontra analizálja az aktuálisan észlelt vetületrészek radioaktivitásának nagyságát. E digitális jelek vezérlik a mérődetektorral mechanikusan együttmozgó írószerkezet nyomtatókalapácsának ütéssűrűségét, illetve a többszínű festékszalag színváltó mozgását. A képalkotás végeredménye a szcintigram, mely a térképezőrendszer mozgási sajátosságának megfelelően vízszintes sorokba rendezett jelsorozatokból áll össze. E térbeli radioaktivitás megoszlást reprezentáló vetület egyes pontjainak impulzusösszegére a jelek sűrűségéből, illetve a jelek színéből következtetünk. A legnagyobb jelsűrűség és a vörös szín jelzi a legnagyobb aktivitást. A beütésszám csökkenésével ritkulnak a jelek, ill. egyre hidegebbé válnak a színek.

Annak ellenére, hogy a léptéknek megfelelő terület egységek impulzusszámát a készülék digitális jelek formájában érzékeli, a térképezőrendszer folyamatos mozgása, az írószerkezet elektromechanikus tehetlensége, a festékszalag szomszédos színosztályainak összemosódása következtében, az értékelő orvos kezébe kerülő szcintigram tipikus analóg jelsorozatokból áll. A szcintigráfias képek feldolgozásával foglalkozó iroda-

lom általában egyetért azzal, hogy a szubjektív értékelés számára előnyösebb az analóg, mint a feldolgozás nélküli digitális elemekből kialakított kép. Ennek oka a látásfiziológiában és látáspszichológiában keresendő. Az analóg szcintigramok szubjektív értékelése mellett az elemi képpontok digitális formában történő tárolása és feldolgozása nemcsak objektív, numerikus paraméterek meghatározását teszi lehetővé, hanem egyszersmind minimalizálja az információvesztést, növeli a diagnosztikus biztonságot és nagymértékben csökkenti az érzékszervi korlátokból és a szubjektivitásból eredő tévedések előfordulását.

A fenti szempontok vezették a SEGAMS alkotóit, hogy már a fejlesztés első lépcsőjében alkalmassá tegyék a rendszert mozgódetektoros scannerrel készített szcintigramok off-line fogadására és feldolgozására.

Az egyes képpontok impulzusszámának kettes számrendszerben kifejezett digitális értékeit a Picker Magnascanner 500i készülékhez csatlakoztatott Facit lyukszalaglyukasztó segítségével a készülék haladásának megfelelő sorrendben rögzítjük. Az elemek numerikus értékeit nyolc-csatornás lyukszalagon két sor négy-négy csatornájának perforálásával, a 0 és a maximális impulzusszám értéke között összesen 256 osztályba sorolhatjuk. A karakterpárok első sorának 6. vagy 7. csatornáján helyezkedik el a detektor haladási irányát jelző bit.

A térképezési irány megfordulását speciális lyukkombináció jelzi, melyet arra is felhasználunk, hogy a leképezés léptékét is meghatározzuk.

E lyukszalagra rögzített adathalmaz bevitele a rendszerbe, az on-line képfelvételhez hasonlóan, a display-n folytatott dialógussal indul. A képfelvételt megelőző beszélgetés során a rendszer lekérdezi és rögzíti a betegazonosító adatokat és felkészül egy statikus, egyirányú képfelvételre. Az on-line felvétel elindítását azonban nem engedélyezük. Ennek hatására a display-n megjelenik egy tábla, melyen - egyéb lehetőségek mellett - kétbetűs azonosítóval aktivizálható az off-line képbeolvasó program, mely input és képkialakító részekből áll. Az input program megkeresi az első forduláskaraktert, és ennek segítségével meghatározza a lépéstávolságot, az irányjelző bitekből pedig az egyes sorok térképezési irányát. A kiszámolt impulzusadatokat rendre a képmátrix aktuális sorába tölti. Egy-egy sor a következő fordulást

jelző karakterig tart. A programciklus folyamatosan feltölti a képmátrix sorait és a diszken tárolja a képkialakító programrészek számára. Meghatározza a maximális impulzusszámot és a mátrix méretét. A felsorolt paraméterek birtokában a képkialakító programrész veszi át a vezérlést, és a kívánt százalékos háttérlevonás elvégzése után a képmátrixot adaptálja a színes tévé 64 soros és 60 oszlopos mátrixához. Az így kialakított képeket felírja a diszk képterületére és katalogizáltatja. A bevitt digitális szcintigramok a DP ágon az on-line felvételekhez hasonlóan feldolgozhatók, illetve értékelés után törölhetők a rendszerből.

Az IAEA versenyfeladat képeinek kiértékelését is ez az off-line ág tette lehetővé.

A szcintigramok digitális feldolgozásának előnyeit néhány klinikai eset bemutatásával szeretném igazolni. Az analóg májscintigramon jól felismerhető a szerv jobb és bal lebenyének vetülete. Körülírt, csökkent aktivitású terület nem látható. Az intrahepatikus aktivitásmegoszlás relative egyenletes. A klinikus májcirrhosis bizonyítását vagy kizárását kérte. E kórkép szcintigráfias jellemzői a szerven belüli aktivitásmegoszlás diffúz egyenetlensége és a lebenyek közötti fiziológiás aktivitáсарány eltolódása a bal lebeny javára. A szcintigráfias képen látható aktivitásmegoszlás egyenletességének megítélése az értékelés egyik legnehezebb problémája, ugyanakkor e paraméter klinikai szempontból nagyon jelentős, a máj egészét érintő kórfolyamatok diagnózisában. A szcintigráfias kép egyenletessége vagy egyenetlensége számos biológiai és mérés technikai hatótényező eredője, melyek között ott szerepel az a tényező is, a máj diffúz megbetegedése, melyet értékelni kívánunk. A korábban említett mérés technikai tényezők, az írófej elektromechanikus tehetetlensége stb. simító hatásuk, a szcintigram képpontjai közötti aktivitáskülönbséget a valóságosnál kisebbnek látjuk. Bár a simító eljárásokra - mint a későbbiekben látni fogjuk - a sugárzás statisztikusságából eredő képegyenetlenség csökkentésére szükség van, a most említett, esetenként változó erősségű és befolyásolhatatlan simítás a képi egyenetlenség egzakt megítélését lehetetlenné teszi az analóg szcintigramon. A primér digitális kép a display tökéletlenségéből eredő torzítások megszüntetésével egy lépéssel előbbre visz a szcintigram aktivitásmegoszlásának szerv-specifikus megismerésében. A digitális adatokból felépített primér szcintigram, a numerikus információt hordozó 8 színosztály segítségével megjelenítve, a szomszédos képpontok impulzus-

számának statisztikus szórása következtében zavarosan szétesővé válik. A 9 elemű, kettes középponti súlyozású simító konfiguráció alkalmazása megszünteti a statisztikusságból eredő képi zavart, egységessé, jól tanulmányozhatóvá teszi a szcintigramot. A másik standard képfeldolgozó eljárás, az ún. expanzió. Ezen azt értjük, hogy a képfeldolgozó program az egyes cellák impulzustartalmát a maximum és minimum között, melyeket magunk választhatunk meg, 8 aktivitásosztályba sorolja és az egyes osztályokat különböző színekkel ábrázolja, kihasználva ezzel a színes tévé-display teljes színskáláját. A simítás és expanzió együttes alkalmazása megmutatja azt is, hogy a bal lebeny radioaktivitása a normálnál nagyobb. Megfelelően megválasztott háttérelvonással vagy 15 aktivitásszint egyidejű megjelenítésére alkalmas, ún. isocount kijelzéssel a maximális aktivitású vetületrészekben belüli izotópmegoszlást is értékelhetjük, és megerősíthetjük az incipiens cirrhosis diagnózisát.

A következő szcintigramon a két lebeny határán, a vetület felső részén látható ékalaku, alacsony aktivitású terület vagy fiziológias képlet, a ligamentum felciforme vagy patológiás folyamat következtében ábrázolódik. Az analóg szcintigramon a jobb lebeny medialis felső részén nem látható kóros csökkent aktivitású terület. A primér digitális kép tanulmányozása nem visz lényegesen előbbre, bár megállapítható, hogy a radioaktivitás zöme a lebeny alsó részén dusul. A kép megítélésében ugrásszerű változást okoz a legegyszerűbb feldolgozási módszer, a simítás és expanzió összekapcsolása. Egyértelműen ábrázolódik a jelentős nagyságu idegen szövet vetületi képe. E patológiai részlet finomabb analizisét a rendszer többféle uton biztosítja. A már említett isocount megjelenítés a kórfolyamat alakjának, kiterjedésének pontosabb tanulmányozását teszi lehetővé. Más megközelítésben ugyanez a cél érhető el az ún. ROI önálló képpé alakítása segítségével. A képernyőn egyenletes sebességgel futtatott, vagy soronként léptetett négy piros vonal segítségével az értékelő kiválaszthatja a tanulmányozni kívánt területet. A rendszer módot nyújt arra, hogy a környező zavaró, és a feldolgozást befolyásoló képrészletektől függetlenül vizsgálhassuk az érdeklődésre számot tartó szervrészlet képét. E feldolgozási módban elsősorban az expanzió alkalmazásától várhatunk plusz-információt.

A ROI-kijelölő programrészt természetesen felhasználhatjuk arra is, hogy a kiválasztott területek - egy időben 4 ROI jelölhető ki - összes és átlagimpulzusszámaikat, a maximális és minimális cellatartalmat teletype-ra vite numerikus összehasonlítást végezzünk.

A ROI önálló képpé alakításának más részről a számunkra érdekes, de alacsony impulzusszámú részletek, ill. szerv-vetületek tanulmányozásában van jelentős szerepe, ha a mátrixon egyidejűleg nagy aktivitású részletek vagy páros szervek leképezése esetén nagy aktivitású ellenoldali szervek is láthatók.

Előadásunkban a SEGAMS rendszer képfeldolgozó részének speciális felhasználásáról számoltunk be, teljes áttekintést nem adhattunk. Célunk az volt, hogy a szerv-szcintigramok digitális feldolgozásának fontosságáról és a SEGAMS rendszer flexibilis, sokrétű felhasználhatóságáról próbáljuk Önöket meggyőzni.

Budapesti Műszaki Egyetem Matematikai Tanszék

Egy "cluster"-eljárás

Fenyő István, Sima Dezső és Siminszky Mária

Adva N számú egyed, gyakori feladat ezeket bizonyos szempontok szerint k osztályba besorolni. Egy ilyen osztályt cluster-nek nevezünk újabb irodalmi elnevezési szokás szerint. Ilyen cluster beosztás lehet diszjunkt, de nem feltétlenül kell annak lennie. Ilyen beosztási feladatot kombinatorikus úton elvégezni gyakorlatilag nem lehet, hiszen N egyedet k osztályba

$$\sum_{n_1+n_2+\dots+n_k=N} \left[\binom{N}{n_1} + \binom{N-n_1}{n_2} + \dots + 1 \right]$$

féleképpen lehet. Ha $k = 2$, már ebben az egyszerű esetben is

$$2^{N-1} - 1$$

elrendezés lehetséges.

Feladatkitűzés

Adott tehát N egyed, ezeket jelöljük x_1, x_2, \dots, x_N -el. Mindegyik egyedet p számmal jellemezzük, ezeket az egyedek attribútumainak nevezzük. Az x_i egyedet az $x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{ip}$ attribútumai definiálják, tehát minden x_i egyedhez egy p dimenziós vektort lehet hozzárendelni. Mi a jövőben az x_i egyedet az

$$x_i = (x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{ip}) \quad (i = 1, 2, \dots, N)$$

vektorral fogjuk azonosítani.

Egy clusterba azokat az egyedeket - vektorokat - fogjuk sorolni, melyek "közel" vannak egymáshoz. Mi két vektort akkor fogunk közelinek tekinteni, ha euklideszi távolságuk

$$\|x_i - x_j\|^2 = \sum_{r=1}^p (x_{ir} - x_{jr})^2$$

bizonyos értelemben kicsi. Tegyük fel, hogy az i -ik cluster az $x_{i_1}, x_{i_2}, \dots, x_{i_{n_i}}$ vektorokat tartalmazza.

Nyilvánvaló, hogy az i -ik cluster-t az $(i_1, i_2, \dots, i_{n_i})$ multiindex jellemzi. Az $(1, 2, 3, \dots, N)$ számok $(i_1, i_2, \dots, i_{n_i})$ részhalmazát jelöljük a_i -vel, egyúttal ezzel jelöljük a fenti multiindexet is. Lehet természetesen $a_i = \emptyset$ (azaz $a_i = 0$), ez azt jelenti, hogy az i -ik cluster üres. n_i jelenti az i -ik cluster elemeinek a számát. Az i -ik cluster vektoraiból képezzük az

$$\bar{x}_{ij} = \frac{1}{n_i} \sum_{r \in a_i} x_{ri} \quad i = 1, 2, \dots, k, \quad j = 1, 2, \dots, p$$

számokat. Ezekkel képezett

$$\bar{x}_i = (\bar{x}_{i1}, \bar{x}_{i2}, \dots, \bar{x}_{ip})$$

vektort az i -ik cluster centrumának nevezzük.

Legyen most a clusterok száma, k adott. Azt a cluster beosztást fogjuk optimálisnak nevezni, melynél az

$$N_k = \sum_{i=1}^k \sum_{r \in a_i} \|x_r - \bar{x}_i\|^2$$

a lehető legkisebb.

A feladatot másképpen is meg lehet fogalmazni. Tekintsük a clustercentrumok súlyozott négyzettávolságát:

$$R_k = \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{N} \|\bar{x}_i - \bar{x}\|^2,$$

ahol

$$\bar{x} = \frac{\bar{x}_1 + \bar{x}_2 + \dots + \bar{x}_k}{k}$$

és $M_k = N R_k$. Legyen továbbá

$$S = \sum_{i=1}^N \|x_i - \bar{x}\|^2$$

Akkor

$$N_k + M_k = S \quad (k = 1, 2, \dots, N)$$

minden clusterbeosztásnál. Jegyezzük meg, hogy S minden clusterbeosztásnál ugyanaz a szám, tehát a clusterbeosztásokkal szemben állandó. Ez azt jelenti, hogy ha valamely clusterbeosztásnál N_k minimális, akkor ugyanannál a clusterbeosztásnál M_k a legnagyobb. Tehát a feladatot úgy is meg lehet fogalmazni, az N vektort úgy kell k clusterbe csoportosítani, hogy M_k a lehető legnagyobb legyen.

Pontok átrendezése

Tekintsük az x_s vektort, mely az i -ik clusterben van, azaz legyen $s \in a_i$. Azt fogjuk megvizsgálni, mi történik akkor az N_k -val, ha az x_s vektort az i -ik clusterből az j -edikbe csoportosítjuk át.

Egy ilyen átrendezésnél az \bar{x}_i és \bar{x}_j centrumok megváltoznak, de megváltoznak a clusterre jellemző centrumoktól való távolságok négyzetösszegei is.

Legyen

$$\sigma_i^2 = \sum_{r \in a_i} \|x_r - \bar{x}_i\|^2 ; \quad \sigma_j^2 = \sum_{r \in a_j} \|x_r - \bar{x}_j\|^2 .$$

Átrendezés után az i -ik és j -ik clusterben a centrumok legyenek \bar{x}_i' és \bar{x}_j' , akkor

$$\sigma_i'^2 = \sum_{r \in a_i - \{s\}} \|x_r - \bar{x}_i'\|^2 ; \quad \sigma_j'^2 = \sum_{r \in a_j \cup \{s\}} \|x_r - \bar{x}_j'\|^2 .$$

Ha az új tagszámokat n_i' és n_j' -vel jelöljük, akkor nyilván

$$n_i' = n_i - 1 , \quad n_j' = n_j + 1 .$$

Átrendezés révén az N_k is megváltozik N_k' -ra. Ez a megváltozás az i -ik és j -ik cluster megváltozásai következtében jött létre azért, hogy az x_s vektort az egyik clusterből a másikba rendeztük át. Ezért célszerű a

$$D_{ij}^{(s)} = N_k' - N_k$$

jelölés bevezetése.

Ha figyelembe vesszük, hogy

$$N_k = \sum_{i=1}^k \sigma_i^2 ,$$

akkor nyilvánvaló, hogy

$$D_{ij}^{(s)} = \sigma_i'^2 + \sigma_j'^2 - (\sigma_i^2 + \sigma_j^2) .$$

Tegyük fel, hogy $n_i > 1$. Az új centrumokra nézve érvényes

$$\bar{x}'_i = (\bar{x}'_{i1}, \bar{x}'_{i2}, \dots, \bar{x}'_{ip})$$

$$\bar{x}_i = (\bar{x}_{i1}, \bar{x}_{i2}, \dots, \bar{x}_{ip}),$$

ahol most

$$\bar{x}'_{ir} = \frac{n_i \bar{x}_{ir} - x_{sr}}{n_i - 1} \quad (r = 1, 2, \dots, p)$$

$$x'_{ir} = \frac{n_i x_{ir} + x_{sr}}{n_i + 1}.$$

Igy tehát

$$\begin{aligned} \sigma'^2_i &= \sum_{h \in \alpha_i - \{s\}} \|x_h - \bar{x}'_i\|^2 = \sum_{h \in \alpha_i - \{s\}} \sum_{r=1}^p (x_{hr} - \bar{x}'_{ir})^2 = \\ &= \sum_{h \in \alpha_i - \{s\}} \sum_{r=1}^p \left(x_{hr} - \frac{n_i \bar{x}_{ir} - x_{sr}}{n_i - 1} \right)^2 \end{aligned}$$

és

$$\begin{aligned} \sigma_i^2 - \sigma'^2_i &= \sigma_i^2 \sum_{h \in \alpha_i - \{s\}} \sum_{r=1}^p \left(x_{hr} - \frac{n_i \bar{x}_{ir} - x_{sr}}{n_i - 1} \right)^2 - \\ &= \sum_{h \in \alpha_i - \{s\}} \sum_{r=1}^p (x_{hr} - \bar{x}_{ir})^2 = - \frac{n_i}{n_i - 1} \|x_s - \bar{x}_i\|^2 \end{aligned}$$

Hasonlóan kapjuk meg $\sigma_i^2 - \sigma'^2_i$ értékét is, ennek alapján

$$D_{ij}^{(s)} = \frac{n_i}{n_i + 1} \|x_s - \bar{x}_i\|^2 - \frac{n_i}{n_i - 1} \|x_s - \bar{x}_i\|^2.$$

Ebből adódik, hogy az x_s vektort akkor érdemes átrendezni az a_i clusterből az a_j clusterba, ha

$$D_{ij}^{(s)} < 0,$$

egyébként az x_s marad az a_i clusterban.

Ha $n_i = 1$ lenne, akkor az x_s az a_i egyetlen eleme, ezért $\bar{x} = x_s$. Definiáljuk $\bar{x}_i' = 0$ és $n_i = 0$ -nak, ezért

$$D_{ij}^{(s)} = \frac{n_i}{n_i + 1} \|x_s - \bar{x}_i\|^2.$$

Ez pedig mindenképpen nemnegatív, amiből következtetünk arra, hogy egyelemű clusterből nem veszünk el elemet.

Most rögzítsük i -t és futtassuk j -t az $1, 2, \dots, (i-1), (i+1), \dots, k$ számokon át. Minden j -hez kiszámítjuk a $D_{ij}^{(s)}$ számokat. Azokat a j -ket elhagyjuk, melyekre $D_{ij}^{(s)}$ nem negatív és az a_i cluster azon pontjait, melyekre a fenti kifejezés negatív az a_j clusterba helyezük át.

Ha több mint egy j -re teljesül, hogy $D_{ij}^{(s)} < 0$, akkor azt a j_0 -t vesszük, melyre $D_{ij_0}^{(s)}$ maximális és az x_s -et az a_{j_0} -ba csoportosítjuk át. (Ha több ilyen j_0 volna, akkor ezek közül bármelyiket veszünk.) Átrendezés után

$$N_k' = N_k + D_{ij_0}^{(s)}.$$

Ezt az eljárást minden ponttal megismételjük. Konvergensenek tekintjük clusterezési eljárásunkat, ha átfutva a pontokon, újabb átrendezés nem szükséges többé. Ekkor N_k -nak legalábbis lokális minimumát értük el.

A leírt eljárásnak a hátránya, hogy több vektor szimultán átrendezése során az N_k mennyiség még jobban csökkenhet. E hátrány korrigálása érdekében egyik alkalmas ideiglenes clustert kettéosztunk, miáltal ideiglenesen az eredetileg k cluster helyett $k+1$ cluster keletkezik, ezekkel a fenti átrendezést megismételjük és aztán két clustert ismét egyesítünk. Ezt az eljárást is akkor fejezzük be, ha N_k már tovább nem csökken.

Egy cluster kettéosztása

A clusterek homogenitását varianciájukkal fogjuk mérni. A variancia

$$v_i = \frac{\sigma_i^2}{n_i} \quad (i = 1, 2, \dots, k) \quad (n_i \geq 1)$$

Azt a clustert tekintjük, mely legkevésbé homogén, azaz melynél a variancia a legnagyobb. Ha ilyen több van, akkor bármelyiket tekintjük. Legyen

$$z = \bar{x}_i + at,$$

ahol z és a a p -dimenziós vektorok, t pedig egy valós változó, mely minden valós értéket felvesz. Definíáljuk az i -ik clusterben a

$$p_{ii} = \frac{1}{n_i} \sum_{r \in \alpha_i} x_{ri}^2 \quad (i = 1, 2, \dots, p)$$

$$p_{sj} = \frac{1}{n_i} \sum_{r \in \alpha_i} x_{rs} x_{rj} - \bar{x}_{is} \bar{x}_{ij}$$

mennyiségeket. Legyen

$$\varrho_{i_0, i_0} = \max_{1 \leq j \leq p} \varrho_{ii} > 0$$

és tekintjük az alábbi regressziós együtthatókat:

$$b_{i_0, i} = \frac{\varrho_{i_0, i}}{\varrho_{i_0, i_0}} \quad (i \neq i_0), \quad b_{i_0, i_0} = 1.$$

A z vektor definíciójában szereplő a vektor j -ik komponense legyen $a_j = b_{i_0, j}$. Vegyük most az a irányába mutató egységvektort:

$$e = \frac{a}{\|a\|},$$

ennek komponenseit e_r -el fogjuk jelölni ($r=1, 2, \dots, p$). Legyen továbbá

$$\varrho_{i_0, M} = \frac{1}{n_i} \sum_{r \in a_i} x_{r, i_0} (e, x_r) - x_{i_0, i} (e, -\bar{x}_i).$$

Akkor, ha azt akarjuk, hogy

$$\varrho_{i_0, M} = \frac{\sum_{j=1}^p \varrho_{i_0, j} a_j}{(\sum a_j^2)^{1/2}} = \max$$

legyen, akkor

$$\frac{\partial \varrho_{i_0, M}}{\partial a_j} = 0.$$

Ezekből az egyenletekből adódik, hogy

$$\frac{a_i}{\sum i_{o,i}} = \text{konstans} \quad (i = 1, 2, \dots, p.)$$

Helyettesítsük t helyébe $\pm \sqrt{\sum i_{o,i}}$ -t és

$$\bar{x}'_{ij} = \bar{x}_{ij} + \frac{\sum i_{o,i}}{\sqrt{\sum i_{o,i}}}$$

$$(i = 1, 2, \dots, p)$$

$$\bar{x}'_{k+1,i} = \bar{x}_{ij} - \frac{\sum i_{o,i}}{\sqrt{\sum i_{o,i}}}$$

kifejezéseket képezzük. Ha most az i -ik clusterből kettőt képeztünk, akkor az egyikhez az \bar{x}'_i centrumot, másik feléhez az \bar{x}'_{k+1} centrumot rendeljük hozzá. Ez utóbbi lesz a $k+1$ -ik cluster. Az i -ik cluster n_i számú pontja közül azokat fogjuk az egyik vagy másik "csonka" clusterbe sorolni, melyek az új centrumokhoz közelebb vannak. Most a keletkező $k+1$ clusterre számítjuk ki az N_{k+1} számot és a pontokat az előbb leírt módszer szerint úgy csoportosítjuk át, hogy az N_{k+1} a lehető legkisebb legyen. Ezekután a varianciák alapján esetleg újabb clustereket osztunk szét és az eljárást többször megismételjük.

Clusterek egyesítése

Miután feladatunk szerint a clusterek száma adott, egyesíteni kell egyes clustereket, ha az előbbi módon kényszerítve voltunk egyes clustereket szétválasztani. Mindenesetre ha a clusterek számát csökkentjük, az N_k nem csökken:

$$N_k \cong N_{k+1}$$

Ezért tehát azokat a clustereket kell egyesíteni, melyek összevonásakor N_k a legkevésbé növekszik.

A két cluster legyen az i -ik és a j -edik, ezekre legyen

$$\sigma_i^2 = \sum_{r \in \alpha_i} \|x_r - \bar{x}_i\|^2, \quad \sigma_j^2 = \sum_{r \in \alpha_j} \|x_r - \bar{x}_j\|^2.$$

Ha egyesítjük e két clustert, akkor a szórásnégyzet

$$\sigma_{ij}^2 = \sum_{r \in \alpha_i \cup \alpha_j} \|x_r - \bar{x}_{ij}\|^2,$$

ahol \bar{x}_{ij} koordinátái

$$\bar{x}_{ij}^{(r)} = \frac{n_i \bar{x}_{ir} + n_j \bar{x}_{jr}}{n_i + n_j}$$

\bar{x}_{ij} lesz a két cluster egyesítésakor keletkezett új cluster centruma.

Az egyesítéssel az N_k növekedése legyen $D_{ij} N_k$, ez pedig

$$D_{ij} N_k = \sigma_{ij}^2 - (\sigma_i^2 + \sigma_j^2) = N_k - N_{k+1}$$

Ebbe az előző kifejezéseket behelyettesítve az adódik, hogy

$$D_{ij} N_k = \frac{n_i n_j}{n_i + n_j} \|\bar{x}_i - \bar{x}_j\|^2 \quad (i \neq j).$$

Természetesen, mint ahogyan azt az előbb már mondtuk az i és j számokat úgy határozzuk meg, hogy $D_{ij} N_k$ a lehető legkisebb legyen. Ha ezt a minimumot $D'_{ij} N_k$ -val jelöljük, akkor

$$N_k = N_{k+1} + D'_{ij} N_k.$$

Iterative ezt az eljárást addig folytatjuk, míg az optimális N_k számot el nem érjük.

A clusterek száma nem adott

Ha a clusterek számát is meg kell határozni, akkor a következőképpen lehet eljárni. Adva kell, hogy legyen a clusterek számának legkisebb és legnagyobb értéke. Konkrét feladatnál ezt a fizikai adottságokból adódó becsléssel kell megállapítani. A clusterek számának legkisebb értékét jelöljük k_m , legnagyobb értékét k_M -el. ($k_m \cong 2$). A keresett k a k_m és k_M között van.

Kiindulunk cikkünk elején említett

$$N_k + M_k = S$$

összefüggésből. Legyen

$$Z_k = \frac{M_k}{N_k} \frac{N-k}{k-1} \quad (k = 1, 2, \dots, N-1).$$

Látható, ha N_k minimális, akkor Z_k maximumát veszi fel. De

$$Z_k = \frac{S-N_k}{N_k} \frac{N-k}{k-1},$$

Ugy járunk tehát el, hogy minden számbajövő k -nál megkeressük az optimális N_k -t a leirt módszerrel és egyuttal a Z_k számokat is kiszámítjuk. Azt a k -t tekintjük, melynél Z_k a legnagyobb.

Semmelweis Orvostudományi Egyetem

Lineáris modellek illesztése differenciahányados képzése nélküli
gradiens módszerrel

Erődi János és Kanyár Béla

Számos biológiai jelenség, mint pl. a nyomjelzőkinetika, gyógyszerkinetika és néhány elektrofiziológiai folyamat modellezésére jól felhasználhatók a differenciálegyenletek. Így a mérések értékelése, a modell paramétereinek becslése során rendszerint differenciálegyenleteket kell illeszteni a mért adatokhoz. Az illesztésre felhasználható a legkisebb négyzetek módszere, a négyzetösszeg minimalizálására pedig pl. a gradiens eljárások.

Lineáris, állandó együtthatós differenciálegyenlet rendszer esetén a paraméterbecslés általában visszavezethető exponenciális függvények illesztésére, de az újonnan bevezetett paraméterek már nem az eredeti, a biológiai értelemmel bíró paraméterek. Ezért lényeges lehet a differenciálegyenlet rendszer direkt illesztése is.

A négyzetösszeg minimalizálására alkalmazható gradiens eljárásokhoz a modellfüggvény paraméterek szerinti parciális deriváltjai szükségesek, rendszerint csak ezek képzése jelenti a problémát. Berman és munkatársai (1) - korábban mi is (2) - differenciahányadosokkal dolgoznak. Jennrich és Bright (3) viszont az utóbbi évben a modell-mátrix sajátértékfeladatának megoldásával számolja a parciális deriváltakat.

Eljárásunk szintén a differenciálegyenlet rendszer direkt illesztésével foglalkozik, (5) miközben a paraméterek szerinti parciális deriváltakat nem differenciahányadosokkal képezi. Ettől azt várjuk, hogy a számolás pontosabb és gyorsabb lesz.

Nemlineáris regresszióhoz, paraméterbecsléshez a Gauss-Newton-Hartley (G-N-H) gradiens eljárást alkalmaztuk. Az eljárásához szükség van az egyenletrendszer megoldásaira és a megoldások paraméterek szerinti parciális deriváltjaira. Az $\dot{y} = \underline{A}y$ differenciálegyenlet rendszer megoldását és a deriváltakat Taylor sorfejtésből a következőképpen számolhatjuk:

$$y(t, \underline{A}) = \sum_{m=0}^{\infty} \left[\frac{t^m}{m!} \underline{A}^m \right] y(0)$$

$$\frac{\partial y}{\partial a_k} = \left[\sum_{m=0}^{\infty} \frac{t^m}{m!} \underline{A}^m \right] \frac{\partial y(0)}{\partial a_k} + \left[\sum_{m=0}^{\infty} \frac{t^m}{m!} \frac{\partial \underline{A}^m}{\partial a_k} \right] y(0)$$

ahol $y(0)$ a kezdeti érték, t idő, \underline{A} az a_k paramétereket tartalmazó mátrix. Az egyenletrendszer hatvány mátrixának deriváltjait viszont az alábbi képlet segítségével kaphatjuk meg:

$$\frac{\partial \underline{A}^m}{\partial a_k} = \sum_{r=1}^m \begin{bmatrix} a_{1k}^{(r-1)} a_1^{(m-r)} \dots a_{1k}^{(r-1)} a_k^{(m-r)} \\ \cdot \\ \cdot \\ a_{hk}^{(r-1)} a_1^{(m-r)} \dots a_{hk}^{(r-1)} a_k^{(m-r)} \end{bmatrix}$$

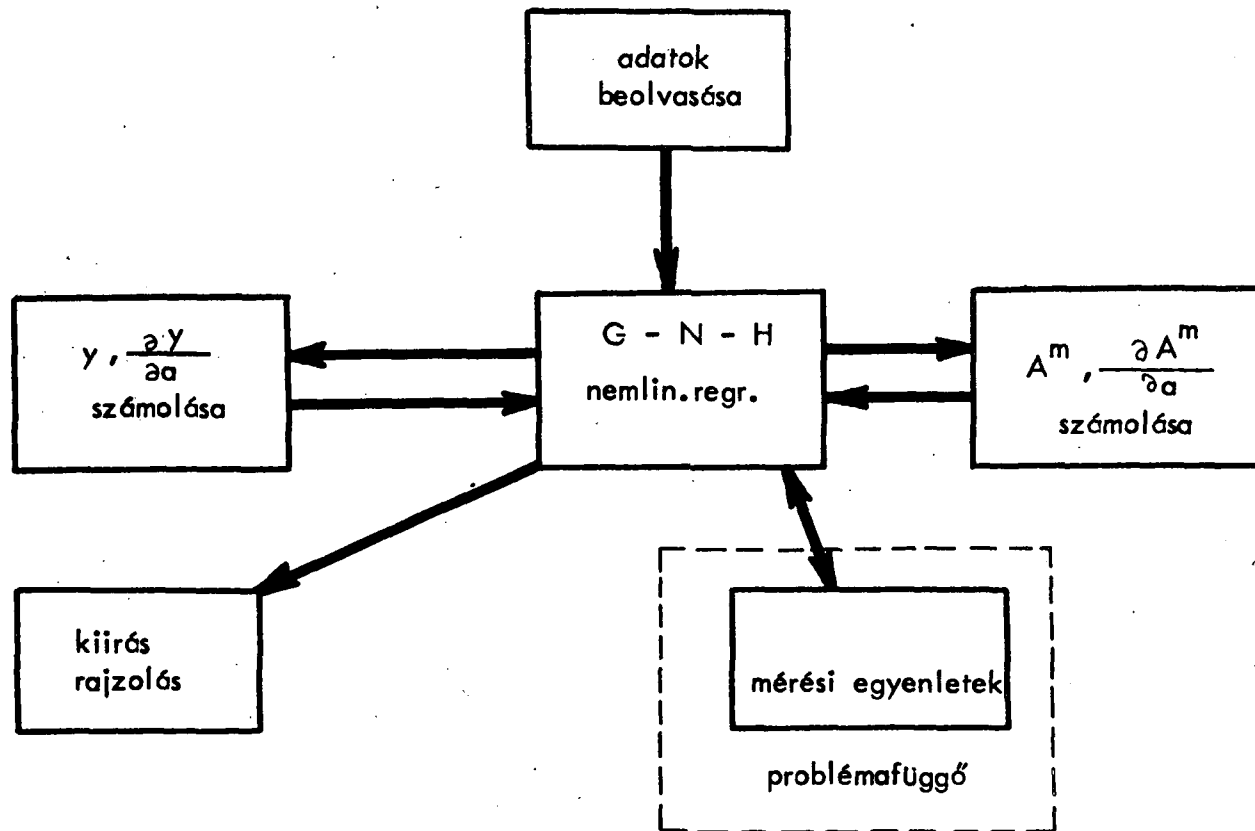
ahol $a_{ik}^{(r-1)}$ az \underline{A}^{r-1} mátrix i -edik sorának k -adik eleme.

Gyakorlatban a Taylor sorfejtés kiszámításánál csak véges számú taggal számolhatunk, az ezzel elkövethető hibát csökkenthetjük, ha kisebb $T = t/K$ lépésközzel dolgozunk K lépésben. Ekkor a megoldás hibájára

$$\| \Delta y(t) \| \leq \left\{ \left[2 e^{\|A\|T} - \sum_{m=0}^n \frac{(\|A\|T)^m}{m!} \right]^K - e^{\|A\|t} \right\} \|y(0)\|$$

felső becslés adható, ahol n a Taylor-sorfejtés fokszáma.

Az eljárásra készített számítógépes programot R-20 gépen próbáltuk ki. A Gauss-Newton-Hartley-féle eljárás megvalósításához felhasználtuk a BMDX85 (4) program módosított változatát. A differenciálegyenlet rendszer megoldására, a deriváltak számolására és a hibabecslésre pedig a fent leírt módszereket alkalmaztuk. A program szerkezetét láthatjuk az 1. ábrán.



1. ábra

A felhasználó kívánságára kirajzoltathatók, ill. kiirathatók az eredmények. Bizonyos esetekben nem tudjuk egyenként mérni a differenciálegyenlet rendszer megoldásait, hanem csak ezek kombinációt (összegét, szorzatát stb.). Ilyenkor ezen kombinációknak megfelelő függvényeket kell illeszteniük, erre szolgál a felhasználó által megadható rutin. (Mérési egyenletek.)

A programot néhány feladaton kipróbáltuk, jó eredménnyel. A 2. ábrán látható esetben egy 2 egyenletből álló és 2 paramétertől függő differenciálegyenlet rendszer illesztésekor 0.05 hibakorlátot használva az egyenletrendszer megoldásaira a becsült paraméterek ebből eredő hibája kisebb volt egy ezreléknél. A program nagy előnye, hogy az illesztendő modell szerkezete a nem 0 értékű mátrixelemek indexével adható meg. Ez a szokásos exponenciális függvény illesztéssel szemben nagy programozási és deriválási munkától mentesít, miközben a deriváltak számolása megfelelően pontosítható. Hátrányos viszont az exponenciális illesztéssel szemben, hogy ugyanazon feladat elvégzéséhez szükséges gépidő kb. háromszoros.

A példaként említett rendszer illesztése 2-3 percet vesz igénybe R-20 gépen. A következő ábrákon a program eredménylistájából és rajzaiból láthatunk néhányat. (2., 3. ábra.)

```

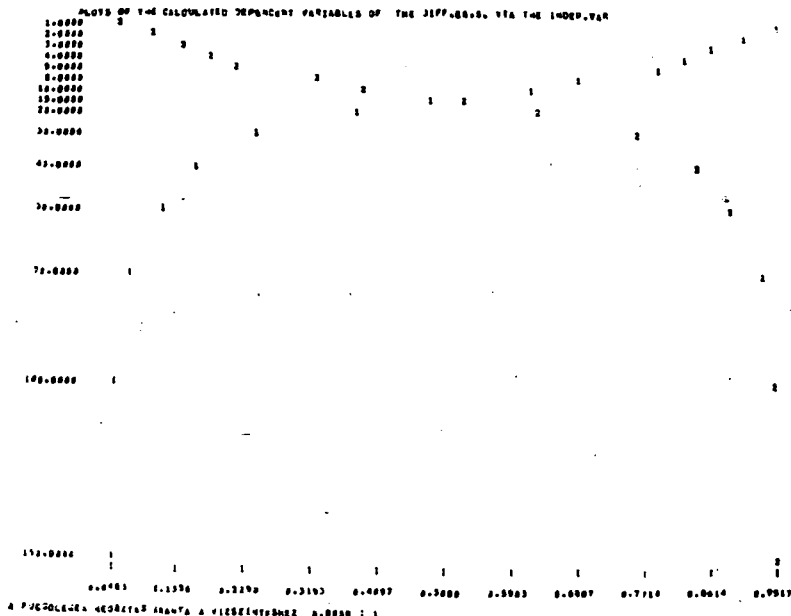
MINIMA          2.0          0.0
MAXIMA          2.0000E 00  2.0000E 00
ITERATION      ERROR      PARAMETERS
                MEAN
                SQUARE
 0  1.7723E-01  5.0000E-02  2.0000E-02
 1  4.4563E-03  7.4506E-09  3.5535E-02
 2  1.2267E-04  2.4844E-03  4.7577E-02
 3  1.4020E-07  2.5334E-03  4.9966E-02
 4  5.0344E-08  2.5166E-03  5.0010E-02
 5  5.0343E-08  2.5166E-03  5.0010E-02
 6  1  5.0342E-08  2.5166E-03  5.0010E-02
 7  3  5.0342E-08  2.5166E-03  5.0010E-02
 8  3  5.0342E-08  2.5166E-03  5.0010E-02
 9  4  5.0343E-08  2.5166E-03  5.0010E-02

ASYMPTOTIC STANDARD DEVIATIONS OF THE PARAMETERS
                7.3650E-06  1.5202E-05

ASYMPTOTIC CORRELATION MATRIX OF THE PARAMETERS
      1          2
 1  1.00000  0.53933
 2  0.53933  1.00000

ESTIMATED MATRIX OF THE DIFF.EQ.SYSTEM
00.05201  0.00292
0.05201  -0.00292
    
```

2. ábra



3. ábra

Irodalom

- (1) Berman, M., M.F. Weiss: Users Manual for SAAM (Simulation, Analysis and Modeling). Bethesda 1967.
- (2) Kanyár B., Györgyi S., Garas Zs.: "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és biológiában" c. NJSZT kollokvium, Szeged, 1972.
- (3) Jennrich, R.I., P.B. Bright: Technometrics 17 (1975)
- (4) Dixon, W.J.: Biomedical Computer Programs (X-series). Univ. Calif. Press 1972.
- (5) Kanyár B., Tóth J.: Alkalmazott Matematikai Lapok (megjelenés alatt.)



Állattenyésztési Kutatóintézet és Eötvös Lóránd Tudományegyetem

A path-analízis és a compartment analízis egy lehetséges
kapcsolatáról

Eöry Ajándokné, Juhász-Nagy Pál és Eöry Ajándok

Problémafelvetés

Sok típusu biológiai rendszer létezik. Ha kissé elnagyoltan is, de mondható, hogy a viszonylag legszilárdabb genetikai alapokból haladva a szerveződési szintek egyre magasabb organizációs egységei felé, egyre inkább szembetűnő lesz a sztochasztikus mozzanat előtérbe jutása. Az ökoszisztémák - amelyeknek vizsgálati fontossága a bioszféra krízis miatt egyre inkább előtérbe kerül - nemcsak igen bonyolult rendszerek, hanem bennük a sztochasztikus jelleg ki-tüntetettebb, mint más rendszereknél (Pattern, 1972-1975). Korántsem egyetlen, de fontos szempont a tömeg-energia áramlás vizsgálata, annak megértése, hogy a természet olyan alapvető egységei, mint a növény- és állattársulások, milyen egyensúlyban vannak környezetükkel.

Az anyagáramlás nyomkövetésének egyik lehetséges módja a terepizotópok alkalmazása, vagy a kémiai elemek, illetve vegyületek körforgalmának az un. biogeokémiai ciklusoknak környezeti paraméterekkel való vizsgálata. Könnyű elképzelni, hogy ezekben a vizsgálatokban - különösen rendszermodellek esetében - mennyi mérési, becslési és értékelési probléma adódik. Pl. ha compartment modellel dolgozunk, nagyon nehéz az áramlási konstansok pontos meghatározása a matematikai modell, azaz a differenciálegyenlet rendszer megoldása útján. A jelenlévők a compartment analízissel ismerősek, általában annak is infraindividuális oldalával, (v.ö. Atkins, 1969.) tehát olyan mozzanatok mint szezonális, nem játszanak szerepet modellképünk kialakításában.

Mindezekből következik egy olyan szükséglet, hogy a determinisztikus compartment, ill. egyéb rendszermodellek eredményeit a szükséglet szerint lehessen hibridizálni bizonyos sztochasztikus közelítésekkel. Ujabbán elég sok szó esik az un. sztochasztikus compartment mo-

dellekről (Jacquez, 1972), jellemző pl., hogy a "Biometrics" legújabb számában két cikk is foglalkozik ilyen modellekkel (Kodell és Mathis, 1976, Faddy, 1976). Az ilyen közelítésektől azonban sokan, szerintünk némi joggal, fenntartással élnek, már a modell bonyolultsága miatt is.

A fenti szükségletből kiindulva, de a teljes sztochaszticizálást elkerülendő, kezdtük el az előadás címben jelzett két eljárás lehetséges kapcsolatának vizsgálatát.

Mivel e két eljárás közül viszonylag kevesebb szó esik a path-analizisről, a későbbi tárgyaláshoz szükséges néhány alapfogalom felelevenítése. Noha a path-analizist, elsősorban genetikai felhasználásra, már fél évszázadosnak tekinthetjük (Li, 1975) ökológiai alkalmazása csak az 50-es évek elején kezdődött és napjainkban egyre szélesebb körű alkalmazásának lehetünk tanúi.

Egy modell körvonalai

Ha egy függő változó (Y) több független változóval

$$(X_i, i=1, \dots, m)$$

van lineáris kapcsolatban, kapcsolatukat a jól ismert regressziós egyenlet írja le:

$$Y = b_1 X_1 + b_2 X_2 + \dots + b_m X_m + C + R \quad /1/$$

ahol: R = a reziduális hibatagot jelöli.

A b_1, b_2, \dots, b_m együtthatókat parciális regressziós együtthatóknak hívják.

Kifejezhetjük a függő és független változókat úgy is, hogy az átlaguktól vett eltérésüket elosztjuk a szórásukkal, pl. az X_1 un. standard alakja:

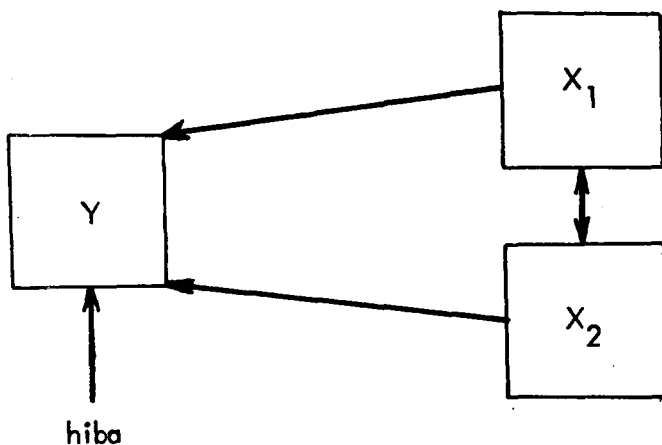
$$X'_{1i} = \frac{X_{1i} - \bar{X}}{S_{X1}} \quad /2/$$

Ha /2/-t az /1/-be behelyettesítjük, az

$$Y' = p_1 X'_1 + p_2 X'_2 + \dots + p_m X'_m + R' \quad /3/$$

egyenlet a végeredmény, ahol a p_i együtthatók dimenziótól független koefficiensek, az un. standardizált parciális regressziós együtthatók, egyféle értelmezésben az un. path koefficiensek.

Az elmondottakból következik, hogy a path analízis és a lineáris korreláció- és regresszióanalízis közeli rokonságban van egymással. A path-analízis szemléleti start-pontja az un. path-séma, egy gráf (1. ábra), ami valójában azonos a compartment analízis kiindulási reprezentációjával.



1. ábra

A path-analízis legegyszerűbb esete a kétváltozós path-séma

Míg a path-analízisnél a rendszerösszetevők közötti kapcsolatokat a fentebb definiált path-együtthatók írják le, a compartment analízis legtöbb alkalmazásánál ugyanezt a kapcsolatot a később definiálandó áramlási konstansok fejezik ki.

Az 1. ábrán feltüntetett legegyszerűbb többváltozós path-séma alapján az X_1 -ből az Y -hoz két uton is eljuthatunk, közvetlenül (direkt) és az X_2 -n keresztül (indirekt) módon. A path-analízist előhívó problémák közül különösen fontos volt a direkt és a különböző fokozatokban indirekt hatások kvantitatív becslése, ill. elválasztása.

Noha a /3/ egyenlet roppant általános érvényű, az anyagáramlásokban mutatkozó kapcsolatok esetén átírhatjuk egy speciális formába:

$$Q_Y = p_1 Q_1 + p_2 Q_2 + \dots + p_m Q_m + R_Q \quad /4/$$

ahol: Q_Y és Q_i ($i = 1, \dots, m$) az anyagmennyiségeket jelöli.

Szinte bizonyos, hogy a tisztelt hallgatóság közelebbről ismeri a compartment-analizist, mint a path-analizist, ezért most csak 1-2 legszükségesebb megjegyzésre szorítkozunk. Tegyük fel, hogy van egy olyan Y jelzésű compartment-ből és m db más compartment-ből álló rendszerünk, ahol az analógiás általánosítás vége minden nem Y jelzésű compartment minden másikkal összeköttetésben lehet, de ugyanakkor az Y jelzésű compartmentre nézve egyirányú a kapcsolatok úgy, hogy ebbe a targetcompartment-be irányuló egyirányú anyagáramlások történnek.

Egy ilyen rendszert az alábbi $m+1$ egyenletből álló differenciál-egyenlet-rendszer írja le:

$$\frac{dQ_Y}{dt} = k_{1Y} Q_1 + k_{2Y} Q_2 + \dots + k_{mY} Q_m = \sum_{i=1}^m k_{iY} Q_i \quad /5/$$

$$\frac{dQ_i}{dt} = \sum_{j=1}^m k_{ij} Q_j - Q_i \sum_{j=1}^m k_{ji} - k_{iY} Q_i$$

$$i \neq j \text{ és } i, j = 1, \dots, m$$

ahol: Q_i az i -dik compartmentben lévő anyag mennyiségét jelöli, k_{ij} pedig az i -dik compartmentből a j -dik compartmentbe történő anyagáramlást jellemző konstans (röv. az áramlási konstans), amelynek dimenziója: $1/\text{idő}$.

Ha a vizsgélt rendszer egyensúlyban van ("Steady State" rendszer), a ki- és beáramlási állandók megegyeznek, amiből következik, hogy

$$\frac{dQ_i}{dt} = 0 \quad i = 1, \dots, m \quad /6/$$

Az Y jelzésű compartment esetén azonban az anyagáramok egyirányúak és a compartment felé vezetnek, így az Y compartmentben anyagkumulálódás történik, ami megfelel pl. a fitomassza felhalmozódásának egy szukcessziós folyamatban.

Mindezek alapján kimondjuk a következő tételt:

Tétel: A fenti típusú rendszerek esetében, a reziduális hibatagból eltekintve, a k_{iY} áramlási konstansok a p_i path-együtthatók idő szerinti deriváltjai.

Bizonyítás: Deriváljuk /4/-t:

$$\begin{aligned} \frac{dQ_Y}{dt} = & p_1 \frac{dQ_1}{dt} + \frac{dp_1}{dt} Q_1 + p_2 \frac{dQ_2}{dt} + \frac{dp_2}{dt} Q_2 + \dots + \\ & + p_m \frac{dQ_m}{dt} + \frac{dp_m}{dt} Q_m + \frac{dR_Q}{dt} \end{aligned} \quad /7/$$

A Steady State állapotra jellemző /6/ összefüggés alapján /7/ átírható az alábbi alakba:

$$\frac{dQ_Y}{dt} = \frac{dp_1}{dt} Q_1 + \frac{dp_2}{dt} Q_2 + \dots + \frac{dp_m}{dt} Q_m + \frac{dR_Q}{dt} \quad /8/$$

/8/-as összevetve az /5/ egyenletrendszer első differenciál-egyenletével kapjuk, hogy:

$$k_{iY} \approx \frac{dp_i}{dt} \quad /9/$$

illetve a reziduális hibatagtól eltekintve

$$k_{iY} = \frac{dp_i}{dt} \quad /10/$$

Következtetések és kitekintés

1. Az elmondottakból következik, hogy a fenti tétel csak a megadott rendszersémára alkalmazható, és arra is csak bizonyos korlátokkal (egyensúlyban lévő rendszerekre). Célunk azonban most pusztán egy lehetséges kapcsolat felvetése, azaz annak a lehetőségnek az illusztrálása, hogy egy $m+1$ egyenletből álló differenciál-egyenlet rendszer megoldása helyett különböző diszkrét időpontokban elvégzett path-analízis is célravezető lehet. A differenciál-egyenlet rendszer megoldásának nehézségeit ekkor - adott path-séma birtokában - egy jóval egyszerűbb és kezelhetőbb algoritmussal lehet elkerülni.

2. A path-analízis általánosabb lehet anélkül, hogy konkrét áramlásról beszéljünk, vagy hogy azt egyáltalán identifikaálni tudnánk.

3. Az egyes ökológiai compartmentekben lévő anyagmennyiségek gyakran olyan valószínűségi változókkal jellemezhetők, amelyek szóródása igen jelentős. Tételünkből következik, hogy nem megfelelőek azok a modell-felállítások, ahol nagy időközönként vett egy-egy minta eredményeit átlagoljuk (az ökológiai compartment- és path-modellek tulnyomó többsége ilyen).

4. A két eljárás egymás közelítésének is tekinthető, bizonyos esetekben tehát célszerű lehet compartmentből path-sémába átmenni vagy fordítva.

Ugy véljük, hogy a jelzett kapcsolat kiaknázása számos előnnyel járhat. Ehhez azonban nemcsak több megoldatlan kérdés vár még tisztázásra, hanem alaposabban kellene vizsgálni azokat a kutatási stratégiákat, amelyek a két eljárás "egymásba való átjatszását" adott objektumra és problémára optimálissá tehetik.

Irodalom

1. Pattern, B.C.: *Systems Analysis and Simulation in Ecology* Academic Press, I. II. III. 1972-1975.
2. Atkins, G.L.: *Multicompartment models for biological Systems* Methuen, London, 1969.
3. Jacquez, J.A.: *Compartmental Analysis in Biology and Medicine*, Elsevier Publishing Company, 1972.
4. Kodell, R.L. és Matis, J.H.: Estimating the Rate Constants in a Two-compartment Stochastic Model, *Biometrics*, 32: 377-400. 1976.
5. Faddy, M.J.: A Note on the General Time-Dependent Stochastic Compartmental Model *Biometrics*, 32: 443-448. 1976.
6. Li, C.C.: *Path analysis: a primer* Boxwood Press, Pacific Grove, Calif. 1975.



MTA SZTAKI

A közelítő számítások néhány problémájáról

Gergely József

1. Mérési adatok kiértékelése közben gyakran találkozunk olyan feladatokkal, amelyekben pontatlan mérési adatokat kell kiértékelnünk. A pontatlanságok mérési hibából, műszereink pontatlanságából, sokszor pedig véletlen tényezők hatására lépnek fel. A hibák sokszor még a legnagyobb precizitás mellett sem kerülhetők el, a hibák kiküszöbölhetetlenek.

A kiértékelések valamilyen összefüggésnek, a jellemzők valamilyen szabályszerű viselkedésének, vagy valamelyik jellemző számértékének meghatározására szolgálnak. Bár tudjuk, hogy méréseink hibákkal terhelték, mégis szeretnénk a lehető legjobb eredményt nyerni belőlük. Ez sokszor nehéz feladatok elé állítja a szakembert, de sokszor elvileg sem kaphatunk kellő pontos eredményt. Az előadásban néhány ilyen tipikus, rosszul meghatározott, ugynevezett "inkorrekt kitűzésű" feladatot tárgyalok. Rámutatok az ilyen feladatok megoldási nehézségeire, és az ugynevezett "regularizációs" módszert szemléltetem néhány inkorrekt kitűzésű feladat esetén.

2.1 Numerikus differenciálás, inkorrekt kitűzésű feladat. Szemléletesen ez a következőt jelenti. Legyen közelítőleg ismert az $y = f(x)$ függvény táblázatosan az $x = x_i = x_0 + ih$ pontokban, $i = 0, 1, \dots$ (a függvényértékek pontatlanok).

Legyen $y_i = f(x_i) \pm \varepsilon$. Képezzük a különbségi hányadosokat

$$y'_i = \frac{y_{i+1} - y_i}{h} = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{h} \pm \frac{2\varepsilon}{h}$$

A különbségi hányadosnak sokkal nagyobb a relatív hibája, mint a függvényértékeknek.

A numerikus differenciálás inkorrekttsége differenciálható függvényekkel is jól szemléltethető. Legyen $u_1(x)$ differenciálható függvény és differenciálhányadosa $z_1(x) = u_1'(x)$.

Tekintsük az $u_2(x) = u_1(x) + \varepsilon \sin \omega x$ függvényt (ahol ε kis pozitív szám, ω tetszőleges), ami ugyancsak differenciálható. Az $u_3(x) = u_2(x) - u_1(x) = \varepsilon \sin \omega x$ legnagyobb értéke ε lehet, tetszőleges ω esetén. De az

$$u_3'(x) = u_2'(x) - u_1'(x) = \omega \varepsilon \cos \omega x$$

felvehet tetszőleges nagy értéket, ha ω elég nagy. Vagyis az $u_1(x)$ és az $u_2(x)$ közelsége nem biztosítja a differenciálhányadosaik közelségét.

2.2 A Fourier sorfejtés numerikus végrehajtása inkorrekt kitűzésű feladat. Ennek kimutatásához legyen az $f_1(x)$ függvény Fourier sora

$$f_1(x) = \sum_{n=0}^{\infty} a_n \cos nx.$$

Tegyük fel, hogy az együtthatók meghatározásánál elkövettük az $\frac{\varepsilon}{n}$ nagyságú kis hibákat, és állítsuk elő a

$$c_n = a_n + \frac{\varepsilon}{n}, \quad n \geq 1, \quad c_0 = a_0$$

együtthatójú Fourier sort

$$f_2(x) = \sum_{n=0}^{\infty} c_n \cos nx.$$

Az együtthatók eltérése mérhető a

$$\sigma^2 = \sqrt{\sum_{n=0}^{\infty} (c_n - a_n)^2} = \varepsilon \sqrt{\sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n^2}} = \varepsilon \sqrt{\frac{\pi^2}{6}}$$

számmal, ami tetszőlegesen kicsi, ha az ε számot kicsinek választjuk. Ennek ellenére a függvények különbsége

$$f_2(x) - f_1(x) = \varepsilon \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n} \cos nx$$

az $x = 0$ pontban tetszőlegesen nagy lehet, hiszen a sor divergens.

2.3 A numerikus szűrés feladata is nem korrekt kitűzésű feladat. Ennek vizsgálatával a (2)-ben foglalkoztunk. A szűrés feladatok, mint (2)-ben tárgyaltuk az

$$\int_a^b K(x, s) z(s) ds = u(x)$$

tipusu elsőfajú Fredholm típusu integrálegyenlet megoldását igényli / $u(x)$ és $K(x, s)$ ismert függvények, $z(s)$ a keresett függvény/, ami nem korrekt kitűzésű feladatra vezet.

2.4 Lineáris egyenletrendszerek megoldása gyakran vezethet inkorrekt kitűzésű feladatra, ha az egyenletrendszer együttható mátrixa közel szinguláris. Ugyanis ekkor a mátrix determinánsa kicsi lesz, és ez a megoldás kifejezésében a nevezőben szerepel. Ha az együtthatómátrix pontatlanul ismert, akkor a determináns értéke is pontatlan, a hibák alakulásától függően zérus körül ingadozó, hol negatív, hol pozitív értéket vesz fel. Ennek reciproka viszont (ami a megoldásban szorzóként szerepel) $-\infty$ és $+\infty$ közt bármilyen szám lehet. Vagyis a megoldás teljesen határozatlanná válik.

3. Az elmondott néhány példán kívül nagyon sok inkorrekt kitűzésű feladat ismeretes, amelyek az adatkéértékelés, a fizika különböző területéről származnak. A probléma tisztázásával sok nagy matematikus foglalkozott és matematikai iskolák alakultak ki a vizsgálatára. Ezek közül egyik legismertebb A.N. Tyohonov iskolája /ld. (1)/.

Ezzel a problémával foglalkozó matematikai iskolák érdeme, hogy a számtalan matematikai eszközzel megfogalmazható feladatról kimutatták annak inkorrekttségét, vagy bebizonyították korrektségét. De ennél

többet is tettek azért, hogy megoldási módszert dolgoztak ki az inkorrekt típusú feladatok megoldására. Ez a regularizációs módszer /ld. (1)/, aminek szabatos megfogalmazása és a megoldás menete magasfokú matematikai apparátust igényel. Ezért ezt teljes általánosságában itt nem tárgyalom, csak néhány megoldást vázolok.

4.1 Az $f(x)$ függvény numerikus differenciálása műveletének végrehajtása egyenértékű az

$$\int_0^x z(s) ds = f(x) - f(0)$$

elsőfajú integrálegyenlet megoldásával, ami ugyancsak inkorrekt kitűzésű feladat. Az integrálegyenlet regularizációs módszerrel való megoldása egyben a numerikus differenciálás regularizált megoldását is jelenti.

Numerikus differenciálásra más regularizált módszert találhatunk a (3) cikkben. E szerint az $f(x)$ függvény numerikus differenciálása egyenértékű az

$$\int_{|x-y| \leq \alpha} \frac{d}{dx} \omega_\alpha(x, y) f(y) dy$$

integrál adott x helyen való kiszámításával, ahol $\omega_\alpha(x, y)$ a regularizáló operátor magfüggvénye

$$\omega_\alpha(x, y) = \begin{cases} \frac{\exp\{(x-y)^2 / [(x-y)^2 - \alpha^2]\}}{\int_{-\alpha}^{\alpha} \exp[\eta^2 / (\eta^2 - \alpha^2)] d\eta}, & \text{ha } |x-y| < \alpha \\ 0, & \text{ha } |x-y| \geq \alpha \end{cases}$$

A (4) cikk a numerikus differenciálás regularizálásának feladatát a következőképpen fogalmazza meg.

Legyen ismert a $(-1, 1)$ -ben folytonosan differenciálható $f(x)$ függvény $f_\delta(x)$ közelítése, melyre $\|f_\delta(x) - f(x)\| \leq \delta$ (valamilyen normában) és legyen $q_{n+1}(x)$ az $f_\delta(x)$ -et közelítő $n+1$ -ed

fokú polinom, melyre $\|f_\delta(x) - q_{n+1}(x)\| \leq \delta$. Legyen $u_\delta(x)$ a $K(u) = \|u'\|$ funkcionált a

$$\left\| \int_0^x \frac{u(t)}{1-t^2} dt - q_{n+1}(x) \right\| = 4\delta^2$$

feltétel mellett minimalizáló függvény és

$$p_\delta(x) = \frac{u_\delta(x)}{1-x^2}.$$

Akkor a $p_\delta(x)$ polinom egyenletesen közelíti az $f'(x)$ differenciálhányadost, azaz a $(-1, 1)$ intervallumon igaz lesz, hogy

$$\lim_{\delta \rightarrow 0} p_\delta(x) = f'(x).$$

4.2 Az $f(x)$ függvény $\{\varphi_n(x)\}$ függvénysor szerinti Fourier sorfejtéséhez számítsuk ki a C_n együtthatókat. A C_n együtthatók, egy α regularizáló paraméter és egy bizonyos tulajdonságnak eleget tevő ξ_n számsorozat segítségével képezett

$$f_{\alpha,n} = \frac{C_n}{1 + \alpha \xi_n}$$

együtthatókkal előállított

$$f_\alpha(x) = \sum_{n=0}^{\infty} f_{\alpha,n} \varphi_n(x)$$

függvény regularizált közelítése az $f(x)$ függvénynek /ld. (1)/.

4.3 Mint már említettem a numerikus szűrési feladat regularizációs módszerrel történő megoldásával (2)-ben foglalkoztunk.

- (2) Csáki Péter, Gergely József, Czopf János: Kiváltott potenciálok szűrése nemstacionárius módszerrel, NJSZT által rendezett Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában gyűjteményes kiadványa, Szeged, 1975.
- (3) V.V.Vaszin: Ob usztojcsivom vücsiszlennyii praizvodnoj, Zsurnal V.M. i M.F. 1973. N. 6. Moszkva.
- (4) T.F.Dolgopolova, V.K.Ivanov: O csiszlennom differencirovanijii, Zsurnal Vücsiszlityelnoj mat. i. mat.fiz. 1966, Moszkva.

ELTE TTK Kémiai Kibernetika Laboratórium és Chinoin

Gyógyszertár

Farmakokinetikai modellek identifikálhatóságának egy szükséges

feltétele

Vajda Sándor és Deutsch Tibor

1. Bevezetés

A gyógyszeradagolást követő folyamatok vizsgálata általánosan a különböző kompartmentumos sémák felhasználásán alapul. A modell kompartmentumainak egy részében rendelkezünk mérési lehetőséggel, másokban nem. Tetszőleges matematikai modell funkciója ezen mérhető komponensek esetén a koncentrációk időbeli változásának leírása.

Adott funkció, különböző séma - tehát különböző struktura - mellett is elérhető. Valamely struktura összetettsége a szereplő elemi lépések - általában kémiai és transzportfolyamatok - számával jellemezhető. Ezzel a modell ismeretlen paramétereinek számát is megadjuk. A struktura túl egyszerű, ha a kívánt funkció a paraméterek értékének semmiféle választásával nem érhető el, viszont túl összetett, ha ezen paraméterek különböző értéke mellett is megvalósítható. Más szavakkal kifejezve, a túl összetett modell paraméterei a modell struktúrája és a mérési eredmények alapján egyértelműen nem határozhatók meg, tehát a modell nem identifikálható.

Rendszerint nehéz megállapítani, hogy egy modell túl egyszerű és ezért nem képes megfelelően leírni az adatokat, vagy az eltérés oka a mérésekben keresendő. A túl összetett modell esete azonban jól ismert, mivel leggyakrabban azt eredményezi, hogy a numerikus paraméterbecslési eljárás nem konvergál.

Célunk olyan kritérium, melynek segítségével még a mérések kivitelezése előtt - tehát csupán a struktúra ismeretében - eldönthető, hogy egyáltalán remélhetünk-e egyértelmű megoldást.

2. A paraméterbecslési feladat és a becslés egyértelmősége.

A modell az M_1, M_2, \dots, M_n megkülönböztethető komponenseket tartalmazza, azonban csak n az M_1, M_2, \dots, M_m komponensek koncentrációi mérhetőek a $T = [t_0, t_v]$ időintervallum diszkrét t_1, t_2, \dots, t_q pontjaiban. A méréseket mérési hiba terheli. A komponensek koncentrációinak n elemű vektora \underline{C} , ennek a mérhető komponensekhez tartozó részlete $\tilde{\underline{C}}$. A mérések eredményeképpen rendelkezésünkre áll az

$$\underline{Y} = [\tilde{\underline{C}}_1, \tilde{\underline{C}}_2, \dots, \tilde{\underline{C}}_q]^T$$

vektor.

Feltesszük, hogy a nem zérus kezdeti koncentrációjú komponensekből a folyamatok irányításának megfelelően valamennyi egyéb komponens elérhető. A sémának egyértelműen megfeleltethető valamely

$$\frac{d}{dt} \underline{C} = \varphi(\underline{k}, \underline{C}) \quad /1/$$

differenciálegyenletrendszer, ahol \underline{k} az ismeretlen sebességi állandók p elemű vektora. Legyen az egyenletrendszer megoldása a $\underline{C}(t_0) = \underline{C}_0$ kezdeti feltételek mellett az $\underline{f}(\underline{k}, t, \underline{C}_0)$ függvény, melynek a mérhető komponensekhez tartozó részlete $\tilde{\underline{f}}(\underline{k}, t, \underline{C}_0)$. A mérési pontoknak megfelelően bevezetjük az

$$\tilde{\underline{F}}(\underline{k}, \underline{C}_0) = [\tilde{\underline{f}}(\underline{k}, t_1, \underline{C}_0), \tilde{\underline{f}}(\underline{k}, t_2, \underline{C}_0), \dots, \tilde{\underline{f}}(\underline{k}, t_q, \underline{C}_0)]^T$$

jelölést. Legyen $\underline{k} \in K, \underline{C}_0 \in I$, ahol $K \subset \mathbb{R}^p, I \subset \mathbb{R}^n$ olyan nyílt halmazok, hogy minden $(\underline{k}, \underline{C}_0) \in K \times I$ párra az /1/ egyenletrendszer megoldása létezzék T -ben. ($K \times I$ a két halmaz Descartes-szorzatát jelöli.)

1. definíció: A $\hat{\underline{k}} \in K$ érték a paraméterbecslési feladat megoldása, ha

$$\left[\underline{\tilde{F}}(\underline{\hat{k}}, \underline{C}_0) - \underline{Y} \right]^T \underline{W} \left[\underline{\tilde{F}}(\underline{\hat{k}}, \underline{C}_0) - \underline{Y} \right] = \min_{\underline{k} \in K} \left[\underline{\tilde{F}}(\underline{k}, \underline{C}_0) - \underline{Y} \right]^T \underline{W} \left[\underline{\tilde{F}}(\underline{k}, \underline{C}_0) - \underline{Y} \right]$$

ahol W valamely súlymátrix.

A kérdés ezen megoldás egyértelmősége, melyet a feladat nem lineáris volta miatt csak lokálisan vizsgálhatunk.

2. definíció: A $\underline{\hat{k}}$ megoldás izolált (vagy lokálisan egyértelmű), ha létezik $\underline{\hat{k}}$ -nak olyan $K_1 \subset K$ nyílt környezete, amelyben a feladatnak nincs $\underline{\hat{k}}$ -től különböző megoldása.

Legyen $\underline{\tilde{J}}(\underline{k}, \underline{C}_0)$ az $\underline{\tilde{F}}(\underline{k}, \underline{C}_0)$ függvény \underline{k} szerinti deriváltjainak mátrixa, a mátrix rangjának jelölése pedig $\rho[\underline{\tilde{J}}(\underline{k}, \underline{C}_0)]$. A továbbiakban az állítások bizonyítás nélkül szerepelnek.

1. tétel: A paraméterbecslési feladat $\underline{\hat{k}} \in K$ megoldása csak akkor lehet izolált, ha $\underline{\hat{k}}$ tetszőleges $K_1 \subset K$ nyílt környezetében van olyan \underline{k} , amelyre $\rho[\underline{\tilde{J}}(\underline{k}, \underline{C}_0)] = p$.

A feltétel csak szükséges és nem elégséges. Meg kell azonban jegyezni, hogy elégséges feltétel csak a mérések és a becült paraméter-érték ismeretében volna kimondható. Egyelőre még ez a kritérium sem alkalmazható, mivel $\underline{\hat{k}}$ ismeretlen.

Valamely megoldás egyértelmőségét a következő tényezők befolyásolják:

a.) az $\underline{\tilde{f}}(\underline{k}, t, \underline{C}_0)$ megoldás alakja, így a kinetikai séma és a mérési lehetőségek,

b.) ugyancsak az $\underline{\tilde{f}}(\underline{k}, t, \underline{C}_0)$ függvényen keresztül a kísérlet kezdeti koncentrációi,

c.) a t_1, t_2, \dots, t_q mérési pontok száma és elrendezése,

d.) a $\underline{\hat{k}}$ megoldás helye a K tartományon, amely az \underline{Y} mérési eredményektől is függ.

A négy tényező közül csak az elsőre támaszkodunk, ha a következő kérdésre kívánunk választ kapni: tetszőleges mérésszám és mérési elrendezés mellett egyáltalán található-e a T intervallumban t_1, t_2, \dots, t_q mérési pontok úgy, hogy $\varphi[\tilde{J}(\underline{k}, \underline{C}_0)] = p$ teljesüljön valamely $(\underline{k}, \underline{C}_0) \in K \times I$ -re? (Mérni természetesen csak a mérhető komponensek koncentrációit lehet.)

Megjegyezzük, hogy ha van q számú ilyen mérés, akkor közülük legfeljebb p számú is elegendő. Ezt felhasználjuk a következő definícióban.

3. definíció: A paraméterbecslési feladatot strukturálisan meghatározottnak nevezzük a $K \times I$ halmazon, ha adott T intervallumban felvehető t_1, t_2, \dots, t_q mérési pontok úgy, hogy

$$\varphi[\tilde{J}(\underline{k}, \underline{C}_0)] = p \text{ teljesüljön valamely } (\underline{k}, \underline{C}_0) \in K \times I \text{-re.}$$

Az 1. tétel alapján triviális a következő állítás:

2. tétel: A paraméterbecslési feladatnak csak akkor létezik $\hat{\underline{k}} \in K$ izolált megoldása, ha a feladat strukturálisan meghatározott $K \times I$ -n.

Ebből következően, ha a paraméterbecslési feladat nem strukturálisan meghatározott, akkor elvileg lehetetlen a minta alapján valamennyi paraméter egyértelmű meghatározása. Másrészt, ha a $\varphi(\underline{k}, \underline{C})$ függvény analitikus és $\varphi[\tilde{J}(K, C_0)] = p$ akár csak egyetlen pontra teljesül, akkor teljesül csaknem minden $(\underline{k}, \underline{C}_0) \in K \times I$ -re. A "csaknem mindenütt" a következőt jelenti: legyen például $K \times I \subset \mathbb{R}^3$. Ebben az esetben azon pontok, ahol a mátrix rangja kisebb, mint p , legfeljebb egy $K \times I$ -ben lévő felületen lehetnek.

3. A strukturális meghatározottság vizsgálata

A strukturális meghatározottság vizsgálatára általános - tehát magasabb rendű folyamatokra is alkalmazható - algoritmust készítettünk. Itt csak az eljárás alapelveinek ismertetése lehetséges. Legyen $\tilde{H}(\underline{K}, t, \underline{C}_0)$ az $\tilde{f}(\underline{K}, t, \underline{C}_0)$ függvény k szerinti deriváltjainak mátrixa. Bizonyítható,

$\rho[\underline{H}(\underline{k}, \underline{C}_0)] = p$ akkor és csak akkor állhat fenn, ha a $\underline{H}(\underline{k}, t, \underline{C}_0)$ mátrix oszlopai lineárisan függetlenek a T intervallumban. Mivel függvények lineáris függetlenségének vizsgálata egy, a Wronskij-determinánshoz hasonló determináns értékének meghatározására vezet, végül egy mátrix rangját kell számítanunk, amely a következő alakú:

$$\underline{Q} = \underline{Z}_1 \underline{Z}_2 \dots \underline{Z}_p, \text{ ahol}$$

$$\underline{Z}_i(\underline{k}, \underline{C}_0) = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial K_1} \frac{d^{(i)}}{dt^{(i)}} \tilde{\varphi}_1 & \dots & \frac{\partial}{\partial K_1} \frac{d^{(i)}}{dt^{(i)}} \tilde{\varphi}_m \\ \vdots & & \\ \frac{\partial}{\partial K_p} \frac{d^{(i)}}{dt^{(i)}} \tilde{\varphi}_1 & \dots & \frac{\partial}{\partial K_p} \frac{d^{(i)}}{dt^{(i)}} \tilde{\varphi}_m \end{pmatrix}$$

A mátrix p sorból és m oszlopból áll. Számítása a $\underline{H}(\underline{k}, t, \underline{C}_0) = \underline{0}$ feltétel mellett történik, tehát a koncentrációkat a deriválásnál a paramétereiktől formálisan függetlennek tekintjük.

3. tétel: A paraméterbecslési feladat akkor és csak akkor strukturálisan meghatározott, ha $\rho[\underline{Q}(\underline{k}, \underline{C}_0)] = p$ csaknem minden $(\underline{k}, \underline{C}_0) \in \mathbb{K} \times I$ -re.

Legyen $(\underline{k}, \underline{C}_0) \in \mathbb{K} \times I$ valamely véletlen választott pont. Ha a rang itt p, akkor a paraméterbecslési feladat strukturálisan meghatározott, ellenkező esetben egy valószínűséggel nem meghatározott.

Az eljárás számítógépes algoritmusai rendkívül egyszerű, farmakokinetikai modellek esetén azonban alkalmazására nem lesz szükség. Ezen modellek jelentős része csak első és nulladrendű elemi lépéseket tartalmaz, erre az esetre pedig a vázolt algoritmus egyszerű gráfbejárási feladattá alakul. A strukturális meghatározottság minden számítás nélkül, egyszerűen a kinetikai sémából leolvasható.

A komponenseket csúcspontoknak, a reakciókat és transzport-folyamatokat éleknek tekintve, a séma tulajdonképpen egy, a kinetikai rendszernek megfelelően irányított gráf. A gráfot járjuk be a következő szabályok alapján:

1. Kiindulás csak mérhető koncentrációjú komponensből történhet.

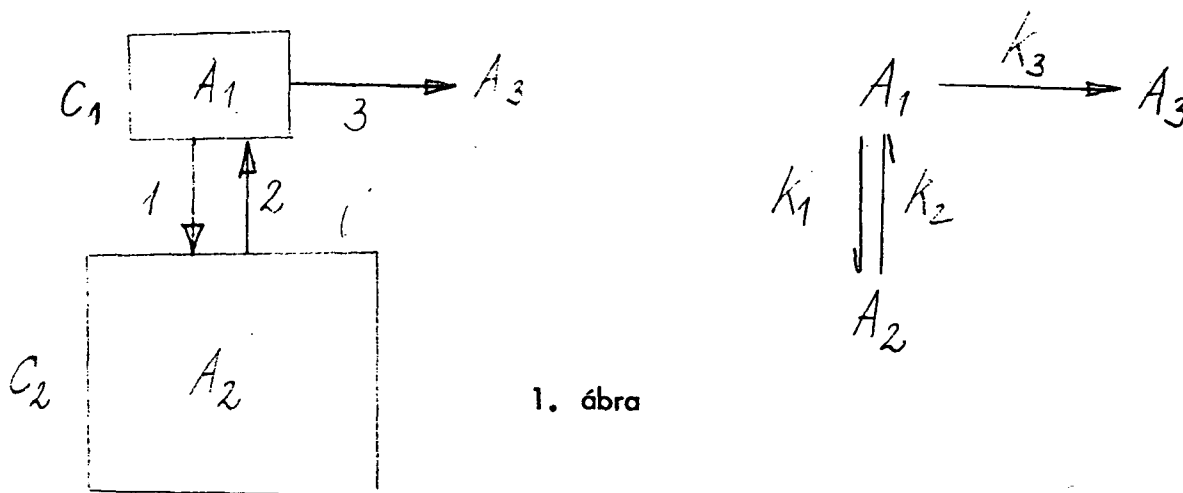
2. Haladni csak elsőrendű reakciónak megfelelően él mentén, a reakció irányával ellentétesen lehet.

A paraméterbecslési feladat akkor és csak akkor strukturálisan meghatározott, ha a bejárt csúcspontokból kiinduló egy-egy első és egy-egy nulladrendű éltől eltekintve a gráf valamennyi éle bejárható.

A többé-kevésbé ismert egyszerű szabály alkalmazását néhány feladaton szemléltetjük. Ismét megjegyezzük, hogy a feltétel nem elégséges, csak annyit mond, hogy a $K \times I$ halmaz csaknem minden (k, C_0) pontjára a becslés elvileg nem lehetetlen a t_1, t_2, \dots, t_q mérési pontok megfelelő választása mellett. A kezdeti értékek és a mérési elrendezés alkalmas választása már a kísérlettervezés feladatkörébe tartozik. Ugyanakkor a megfelelő választás sem szavatolja a becslés egyértelműségét, mivel az a mérési hibáktól és a paraméterek ismeretlen valódi értékétől is függ.

4. Feladatok

1. feladat: A legegyszerűbb kétkompartmentumos modell szerepel az 1. ábrán.

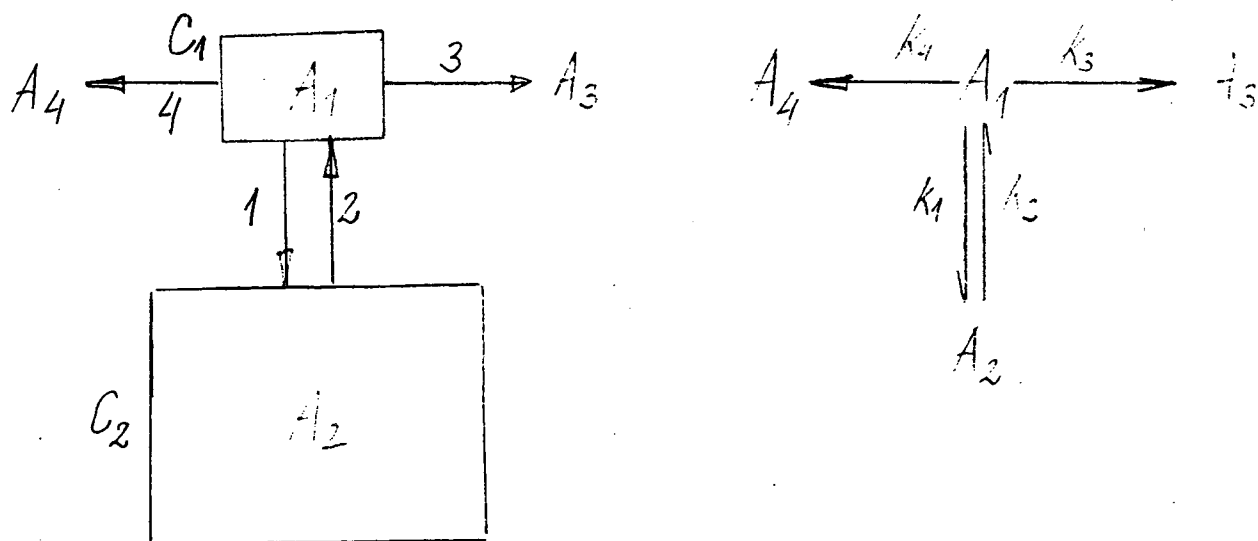


A C_1 az ugynevezett központi kompartmentum, melynek ugyan nem tulajdonítunk határozott jelentést, de számos gyógyszer esetén az érrendszernek feleltethető meg. Ennél fontosabb, hogy a bejuttatott gyógyszer a kompartmentumban néhány perc alatt elterjed. A C_2 perifériális kompartmentum a szöveteket és általában azokat a szerveket jelképezi, amelyekbe a gyógyszer lassabban jut el. Legyen k_1 és k_2 a kompartmentumok közötti transzport sebességi állandója, k_3 az eliminálódásé, a folyamat pedig mindhárom esetben elsőrendű.

A vázolt séma esetén jól ismert, hogy akár a vérben az A_1 koncentráció, akár a vizeletben az A_3 koncentráció mérése útján mindhárom paraméter értéke egyértelműen meghatározható. A gráf bejárása is igazolja, hogy a feladat mindkét esetben strukturálisan meghatározott.

Nem strukturálisan meghatározott - tehát elvileg nem megoldható - a feladat viszont abban az esetben, ha a 3. lépés nullarendű és csak az A_3 koncentrációt mérjük.

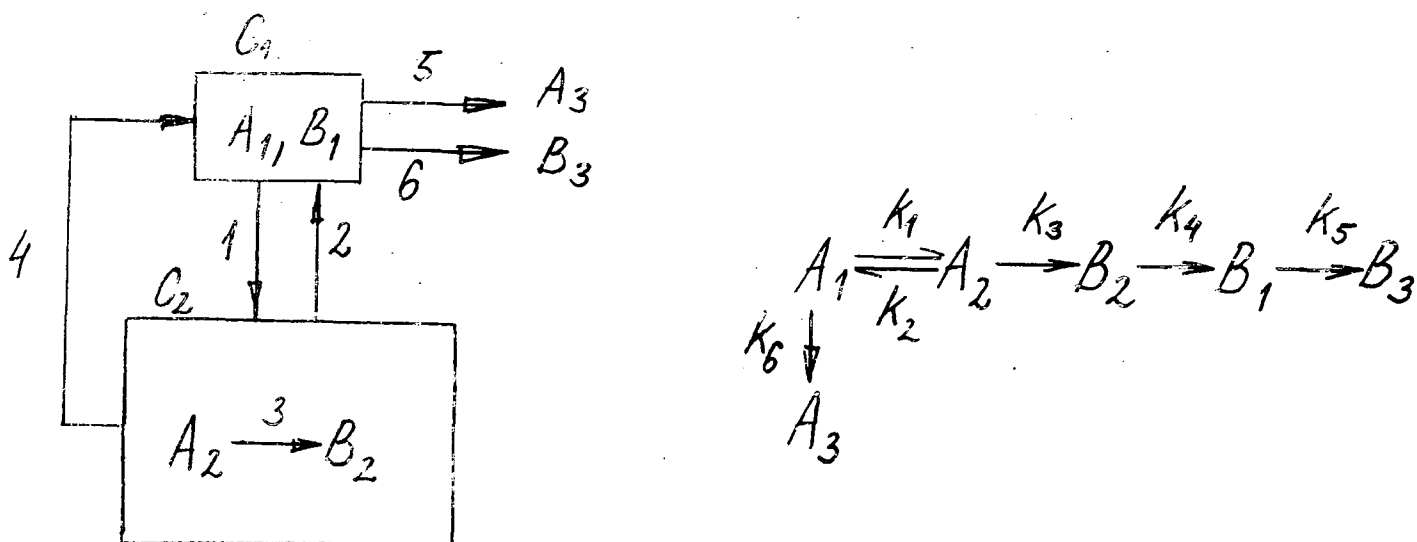
2. feladat: Az 1. feladatban szereplő modellt egészítsük ki egy 4. lépéssel, amely a központi kompartmentumban a hatóanyag mennyiségét például metabolittá történő átalakulás során csökkenti. (2. ábra). Legyen minden elemi lépés elsőrendű. Ekkor A_3 méréseivel a feladat strukturálisan meghatározott, A_1 mérése esetén azonban nem.



2. ábra

Ez természetes következtetés, mivel csak k_3 és k_4 összege szerepel a modellben. Strukturálisan meghatározottá válik k_4 azonban a feladat a vérben történő méréskor is, ha a 4. lépés nulladrendű.

3. feladat: A 3. ábrán ismét a kétkompartmentumos modell szerepel, azonban a perifériális kompartmentumban egy metabolit képződését is figyelembe vettük.



3. ábra

Az elemi lépések jelentése rendre a következő:

1. transzport a perifériális kompartmentumba,
2. ellenkező irányú transzport,
3. a hatóanyag metabolizmusa,
4. a képződött metabolit transzportja a központi kompartmentumba,
5. a hatóanyag eliminálódása,
6. a metabolit eliminálódása.

Valamennyi elemi lépés elsőrendű. Hol és mit kell mérnünk, hogy a sebességi állandók értéke egyértelműen meghatározható legyen?

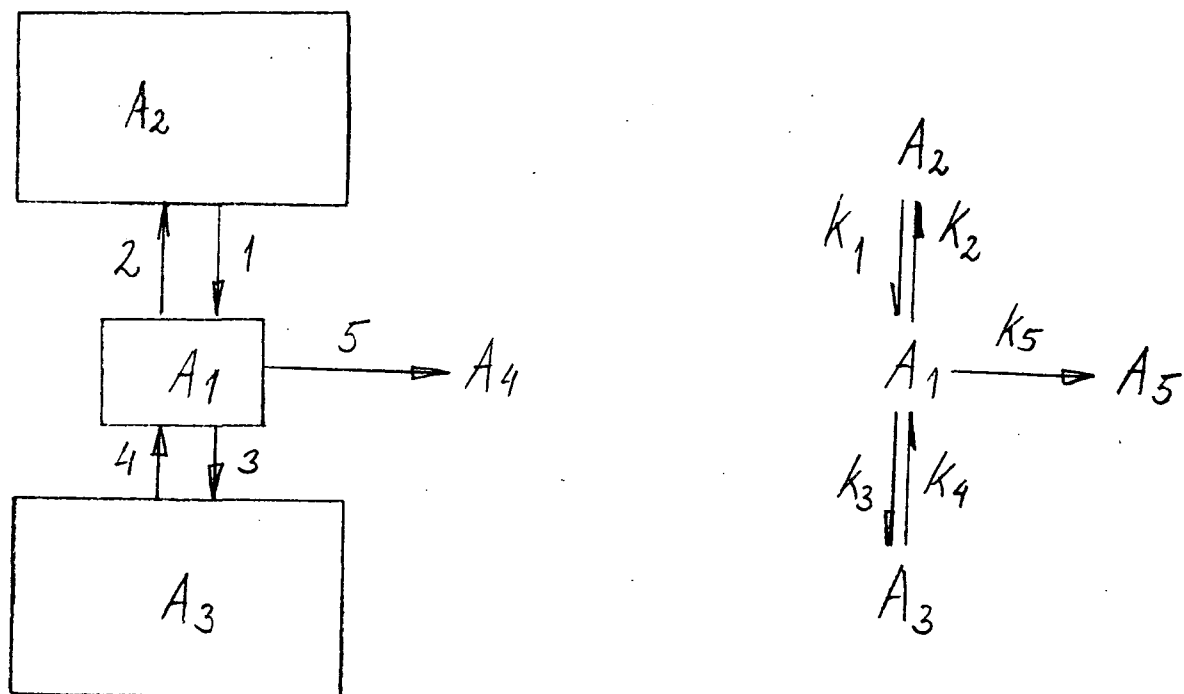
Tegyük fel először, hogy mérési lehetőség csak a vizeletben van. Azonnal belátható, hogy A_3 mérése nem elegendő, B_3 mérése azonban igen. A feladat nagyobb mérete miatt azonnal ki kell hangsúlyoznunk, hogy ez csak elvi lehetőséget jelent. A lineáris differenciálegyenletrendszer megoldásai exponenciális függvények, egy konstans tag kombinációjaként állnak elő és ezeket a paraméterbecslési eljárás során szét kell választani. A szétválasztás lehetősége függ a mérések számától és pontosságától, valamint a kitevők viszonylagos értékétől. A tapasztalatok szerint a farmakokinetika jelenlegi mérési lehetőségei mellett kettőnél több exponenciális függvény kombinációját szétválasztani csak nagyon pontatlanul lehet. A B_3 megoldásfüggvény pedig öt exponenciális és egy konstans tagot tartalmaz, így a megoldás - ha nem is elvileg, de gyakorlatilag - lehetetlen. Ha A_3 -t is mérjük, akkor ebben csak k_1, k_2, k_3 és k_6 szerepel, a megoldásfüggvény három exponenciális és egy konstans tagból áll, tehát szintén összetett. A_1 és A_3 alapján k_6 , B_1 és B_3 alapján k_5 függetlenül is meghatározható, így a k_1, k_2, k_3 paraméterek is jobban becsülhetők, mivel ez csak két exponenciális tagot jelent. Ha ezeket most ismertnek tekintjük, akkor B_1 már elegendő k_4 meghatározásához.

A paraméterek becslése természetesen egyetlen számítás során, együttesen történik, csak a gyakorlati becsülhetőség vizsgálatához alkalmaztuk a felbontási eljárást. Az okoskodás tulajdonképpen a szétválasztható részgráfok strukturális meghatározottságának vizsgálatát jelenti.

Ha a modellben nulladrendű lépések is szerepelnek, ismét a teljes séma meghatározottságát vizsgáljuk először. Legyen például az 5. lépés nulladrendű. Ekkor B_3 mérésével csak k_5 értéke határozható meg és B_1 mérése nélkül a megoldás elvileg is lehetetlen.

Tekintsük most a 3. lépést, a metabolit képződését nulladrendűnek!! Az elvi becsülhetőséghez A_3 vagy A_1 mérése is szükséges, mindhárom komponens mérésével pedig a gyakorlati megoldás is valószínű.

4. feladat: Tegyük fel, hogy az erősen különböző transzportsebességek miatt két perifériális kompartmentumot kell feltételeznünk, és így háromkompartmentumos modellhez jutunk (4. ábra). A feladat



4. ábra

akár A_1 , akár A_4 mérésével strukturálisan meghatározott. Mindkettőt mérve k_5 ugyan külön meghatározható, de így is további két exponenciális függvényt és egy konstans tagot kell szétválasztanunk. Minden további perifériális kompartmentum egy exponenciális taggal járul hozzá az A_1 vagy A_4 megoldásfüggvényhez, a strukturális meghatározottságot ugyanakkor nem befolyásolja. Mivel a mérési lehetőség csak a vérben és a vizeletben van, így a legösszetettebb modell, ahol a paraméterbecslési feladat gyakorlati megoldására némi reményünk lehet, legfeljebb háromkompartmentumos, de ez is erősen függ a mérés pontosságától.

5. Összefoglalás

A farmakokinetikai modelleknek megfeleltetett kinetikai differenciálegyenletrendszer leggyakrabban lineáris. Ebben az esetben az elvi megoldhatóság egy szükséges feltételének, a strukturális meghatározottságnak a vizsgálata rendkívül egyszerű. A vizsgálat eredményeképpen kimondható, hogy néhány természetes mérési szabály betartása esetén a paraméterek egyértelmű becslése elvileg nem lehetetlen. A szabály lényege a következő: feltétlenül szükséges a láncvégi vagy azt közvetlenül megelőző komponens koncentrációjának mérése. A láncban nulladrendű elemi lépés nem lehet, ha van, úgy a kinetikai séma két részre bontható.

Az elhangzott állítások tulajdonképpen triviálisak. A strukturális meghatározottság definíciójában azonban pontosan meghatározzuk, hogy mit jelent, ha a kinetikai gráf az adott módon bejárható. A kidolgozott általános algoritmus a tapasztalati uton is belátható szabály formális bizonyításául szolgál.

Az egyértelmű becslés elvi és gyakorlati lehetősége között azonban eltérés, sőt kifejezett ellentmondás van. Ha egy komponens mérése esetén a feladat strukturálisan meghatározott, ez azt jelenti, hogy a megfelelő megoldásfüggvényben valamennyi sebességi állandó szerepel, tehát általában nagyszámu exponenciális függvény kombinációja. Míg a kémiai reakciókinetikában a kísérlet reprodukálhatósága, a kísérlettervezés lehetősége és a lényegesen nagyobb mérési pontosság következtében az elvi lehetőség leggyakrabban gyakorlati lehetőséggel is párosul, addig a farmakokinetika identifikációs feladataiban a kettő élesen szétválnak.

A gyakorlati lehetőségeket szem előtt tartva - tehát annak figyelembe vételével, hogy általában csak két exponenciális tag választható szét - a mért komponenseket úgy kell kijelölnünk, hogy a kinetikai gráf a paraméterbecslés szempontjából független részgráfokra felbontható legyen. Valamennyi részgráfnak strukturálisan meghatározottnak kell lennie, ugyanakkor a benne szereplő mért koncentrációju komponenshez tartozó megoldásfüggvény lehetőleg legfeljebb két exponenciális tagot tartalmazzon. Az exponenciális tagok száma a kinetikai sémából ugyancsak leolvasható, mivel minden elemi lépés vagy ellentétes irányítású lépés-pár egy taggal járul a megoldásfüggvényhez.

Ha a mérhető komponensek ilyen megválasztására nincs mód, a feladat gyakorlati megoldására kevés reményünk lehet, annak ellenére, hogy a paraméterek egyértelmű becslése elvileg nem lehetetlen.

Irodalom.

1. Chen, C, SIAM J. Appl. Math. 5. 1272. 1967.

CHINOIN Gyógyszer és Vegyészeti Termékek Gyára RT

Optimális gyógyszeradagolás tervezése. (A lineáris és dinamikus
programozás alkalmazása)

Deutsch Tibor és Józsa László

Bevezetés

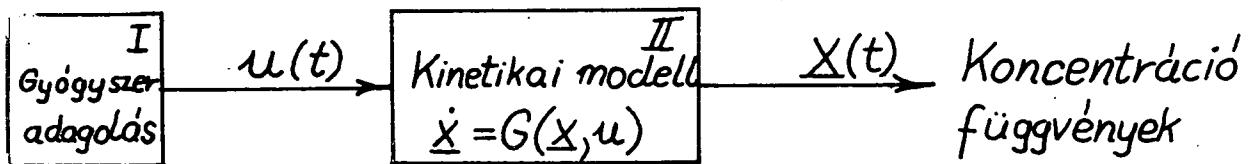
Az élő szervezetbe juttatott gyógyszer koncentrációjának időbeli változását transzport, metabolikus és eliminációs folyamatok összessége határozza meg. A farmakokinetikai viselkedés matematikai modellje elsőrendű - enzim szaturációs jelenségek folytán - sok esetben nem lineáris differenciál egyenletrendszer, mely az adagolt vegyület és metabolitjainak koncentrációlefutását írja le a szervezet kinetikailag megkülönböztethető területein, a kompartmentumokban (1,2). A modell identifikálása a kísérletileg nyert vérszérum, illetve vizelet koncentráció-idő görbékből történik és mélységét a kísérlet felbontóképessége szabja meg (3). A továbbiakban feltételezzük, hogy a szóba jövő koncentrációtartományban érvényes kinetikai modell az alkalmazott gyógyszerre vonatkozóan rendelkezésre áll.

A klinikai gyakorlat számára alapvető feladat ezután következik. Az orvos - a modell ismeretében - meghatározza a gyógyszer szervezetbe juttatásának azt a módját, mellyel az elérni kívánt terápiás cél leginkább megvalósítható. Amennyiben ez a cél matematikailag megfogalmazható a kompartmentumokban lévő koncentrációk függvényeként (mely kérdéssel dolgozatunkban nem foglalkozunk), olyan optimális irányítási feladathoz jutunk, melyek megoldására a cimben szereplő módszerek szolgálnak.

Alkalmazásukra mutatunk be példákat az alábbiakban, megjegyezve, hogy a tárgyalandó matematikai eljárások mellett egyéb algoritmusok is használhatók hasonló típusu feladatok megoldására (4,5).

1. A feladat megfogalmazása

A feladatot szemléletesen az 1. ábra mutatja .



$$\min_u F(\underline{x}, u, t)$$

$$\left. \begin{array}{l} u^a \leq f(u) \leq u^f \\ \underline{x}^a \leq g(\underline{x}) \leq \underline{x}^f \end{array} \right\} 0 \leq t \leq T$$

1. ábra

A gyógyszeradagolás optimalizálásának modellje

Az 1. ábra I. blokkja az $u(t)$ gyógyszeradagolás függvény (input) előállítását végzi. A továbbiakban csupán egy gyógyszer adagolását tárgyaljuk, az ismertető módszerek azonban könnyen kiterjeszthetők többváltozós esetekre is. Az $u(t)$ függvény a gyógyszer véráramba kerülését szolgáltatja.

A II. blokk a gyógyszer farmakokinetikájának matematikai modelljét reprezentálja, ahol $\underline{x}(t)$ állapotfüggvények az egyes kompartmentumokban uralkodó koncentrációkat szolgáltatják. A \underline{k} vektorban foglaltuk össze a kinetikai modell sebességi állandóit. Az $\underline{x}(t)$ függvények a szervezet válaszi (output) a gyógyszeradagolás $u(t)$ függvényére.

Az $\underline{x}(t)$ időfüggvények megfelelő alakítása a terápia célja. Ezt jelzi az $\underline{F}(\underline{x}, u)$ célfüggvény, melynek a feladattól függő szélsőértéke (minimuma vagy maximuma) jelenti az optimális terápia megvalósítását. A célfüggvényen kívül a gyógyszeres kezelés során korlátozó feltételek (fenti ábrán f és g függvénykapcsolatok) állnak fenn az időegység alatt maximálisan beadható gyógyszerre vonatkozóan, valamint az állapotváltozók értékeire. Az állapotváltozók mellett használt alsóindex a megfelelő koncentrációra utal, míg a felső indexxel előre rögzített számértéket jelölünk.

Az alábbiakban néhány feladattípust mutatunk be:

a.)

$$\text{Célfüggvény, } \underline{F}(\underline{x}, u) : \int |x_i(t, u) - x_i^x(t)| dt \rightarrow \min \quad /1a/$$

$$\text{" " : } \int [x_i(t, u) - x_i^x(t)]^2 dt \rightarrow \min \quad /1b/$$

$$\text{Korlátozó feltétel, } f(u) : 0 \leq u \leq u^f \quad /2/$$

a.) esetben az $u(t)$ irányítás célja, hogy az $x_i(t, u)$ koncentrációlefutás a kezelés $0 \leq t \leq T$ időtartományában az orvos által elérni kívánt $x_i^x(t)$ koncentrációprofilra a lehető legjobban megközelítse. Az x_i többnyire az adagolt vegyület vagy valamelyik metabolitjának vészsérumbeli koncentrációját jelenti. Matematikailag fenti cél az eltérésnégyzetek, illetve eltérés abszolútértékek integráljának minimumaként fogalmazható meg u függvényében. Természetesen állandó szint tartása esetén az $x_i^x(t)$ függvény konstans értéket vesz fel.

Valóságos esetben az időegység alatt beadható gyógyszer mennyiségére a /2/ összefüggésben megadott felső korlát vonatkozik.

b.)

$$\text{Célfüggvény, } \underline{F}(\underline{x}, u) : \int u(t) dt \rightarrow \min \quad /3/$$

$$\text{Mellékfeltételek, } g(\underline{x}) : \underline{x}^a \leq \underline{x}(t) \leq \underline{x}^f \quad /4/$$

b.) esetben a gyógyszeradagolás célja az, hogy a kezelés alatt a gyógyszer szintet a /4/ összefüggésben megadott határok között tartsa minimális gyógyszer mennyiség adagolásával. A /3/ képlet tehát a gyógy-

szermennyiség minimumát fogalmazza meg. Az \underline{x}^a , ill. \underline{x}^f értékek rendszerint a terápiásan már hatékony alsó szintet, valamint a már toxikus, megengedhető maximális felső szintet jelölik.

c.)

$$\begin{array}{ll} \text{Célfüggvény, } F(\underline{x}, u, t) : & \int dt \rightarrow \min \quad /5/ \\ \text{Mellékfeltételek, } f(u) : & 0 \leq u(t) \leq u^f \quad /6/ \\ \text{" } g(\underline{x}) : & x_i(t) = x_i^a, \quad t = t_{\min} \quad /7a/ \\ & \underline{x}(t) \leq \underline{x}^f, \quad 0 \leq t \leq T \quad /7b/ \end{array}$$

c.) esetben az adagolás célja az, hogy a hatásért felelős komponens vérszintjét minimális idő alatt (t_{\min}) juttassuk a már hatékony x_i^a szintre (/5, 7a/ összefüggések) anélkül azonban, hogy a $0 \leq t \leq T$ időtartományban számolnunk kellene a /7b/ egyenlőtlen-
ség megsértéséből származó toxikus szint elérésével.

A fenti a-c feladattípusok nem ölelik fel az orvosi gyakorlatban jelentkező feladatok teljes körét, kombinációikkal azonban a legtöbb terápiás cél és kezelés közben jelentkező korlátozó és mellékfeltétel megfogalmazható.

A következőkben az a.), b.) pontokban ismertetett feladattípus megoldását mutatjuk be feltételezett biológiai rendszer és farmakokinetikai modell esetében.

2. Optimális adagolás állandó gyógyszer szint tartása esetén.

2.1 A feladat megfogalmazása

A szinttartási probléma megoldását az alábbi modellrendszeren szemléltetjük:

Az élő szervezetbe az "A" vegyületet adagoljuk, melynek "B" főmetabolitja fejti ki a terápiás hatást. "A" adagolásával párhuzamosan - más terápiás célból - "C" gyógyszer perorális adagolását is végezzük. A biológiai rendszer így 3 kémiaiag különböző komponenst tartalmaz, melyek koncentrációjának időbeli viselkedését feltevésünk szerint 1 kompartmentumos, nyílt farmakokinetikai modell írja le. A modell differenciál egyenletrendszere az alábbi:

$$\frac{dx_1}{dt} = -k_1(x_3)x_1 - k_5x_1 + u(t), \quad x_1(0) = x_1^0 \quad /8a/$$

$$\frac{dx_2}{dt} = k_5x_1 - k_2x_2, \quad x_2(0) = x_2^0 \quad /8b/$$

$$\frac{dx_3}{dt} = k_3x_4 - k_4x_3, \quad x_3(0) = x_3^0 \quad /8c/$$

$$\frac{dx_4}{dt} = -k_3x_4, \quad x_4(0) = \frac{D_C}{V_d} \quad /8d/$$

ahol:

- x_1 : Az "A" vegyület koncentrációja a központi kompartmentumban (mg/l)
- x_2 : A "B" " " " " " "
- x_3 : A "C" " " " " " "
- x_4 : A "C" " " az abszorpciós oldalon "
- D_C : A "C" vegyület dózisa (mg)
- V_d : A központi kompartmentum látszólagos térfogata (l)
- $k_1(x_3)$: "A" vegyület eliminációs állandója, mely x_3 függvénye (óra⁻¹)
- k_2 : A "B" vegyület eliminációs állandója (óra⁻¹)
- k_3 : A "C" vegyület abszorpciós állandója (óra⁻¹)
- k_4 : A "C" vegyület eliminációs állandója (óra⁻¹)
- k_5 : Az A B elsőrendű reakció sebességi állandója (óra⁻¹) .

A /8a/ összefüggésből kitűnik, hogy "A" eliminációját x_3 befolyásolja. A /8c, 8d/ egyenletek külön integrálhatók, melynek eredményeként az $x_3(t)$ függvény adódik (1):

$$x_3(t) = \frac{D_C k_3}{V_d(k_3 - k_4)} \left[e^{-k_4 t} - e^{-k_3 t} \right] \quad /9/$$

Modellünkben a $k_1 - x_3$ összefüggést lineárisnak tételezzük fel:

$$k_1(x_3) = k_1^0 + ax_3 \quad /10/$$

ahol:

k_1^0 : az "A" vegyület eliminációs állandója $x_3 = 0$ esetén (óra⁻¹)

a : Arányossági tényező (1/mg óra)

A /9,10/ összefüggéseket a /8a,8b/ képletekbe helyettesítve és bevezetve a következő:

$$b = \frac{D_C k_3 a}{V_d(k_3 - k_4)} \quad /11/$$

jelölést, a rendszer állapotváltozóira vonatkozó differenciál egyenletrendszer az alábbi alakot ölti:

$$\frac{dx_1}{dt} = - \left[k_1^0 + k_5 + b(e^{-k_4 t} - e^{-k_3 t}) \right] x_1 + u(t), \quad x_1(0) = x_1^0 \quad /12a/$$

$$\frac{dx_2}{dt} = k_5 x_1 - k_2 x_2, \quad x_2(0) = x_2^0 \quad /8b/$$

A modell ismertetését követően a gyógyszeradagolás célja a következő:

A "B" vegyület vérszintjét kívánjuk $x_2 = x_2^a$ szinten tartani, időben változó infúzióval, mellyel "A" gyógyszert juttatjuk a vérkeringésbe. x_1 értékét intravénás injekcióval bizonyos határon belül módunk van beállítani. ($x_1^0 \leq x_1^f$). Az infúzió időtartama $0 \leq t \leq T$ intervallum. Az infúzió sebességére felső korlát adott: $u \leq u^f$.

Az irányítás célfüggvénye az a.) pontban az eltérések abszolút értékének integráljával megfogalmazott /1a/ kritérium, azaz:

$$\int \left| x_2(t) - x_2^a \right| dt \rightarrow \min \quad /13/$$

A feladatban szereplő paraméterek számszerű értékei az alábbiak:

$$\begin{array}{lll} k_1^0 = 0,4 \text{ óra}^{-1} & k_5 = 1,9 \text{ óra}^{-1} & u^f = 10 \text{ mg/l}^{-1} \text{ óra}^{-1} \\ k_2 = 0,3 \text{ " } & x_1^f = 60 \text{ mg/l} & T = 2 \text{ óra} \\ k_3 = 1,8 \text{ " } & x_2^0 = 0 \text{ " } & b = 1,2 \text{ óra}^{-1} \\ k_4 = 0,8 \text{ " } & x_2^a = 30 \text{ " } & \end{array}$$

A /12a, 8b és 13/ összefüggésekkel meghatározott feladatot a lineáris programozás szimplex algoritmusával oldottuk meg. A lineáris programozással kapcsolatosan az irodalomra utalunk (6).

2.2 A feladat megoldása az LP módszerrel

A megoldás első lépéseként a $0-T$ intervallumot Δt részekre bontjuk, melyeket fokozatoknak nevezünk. A felosztás révén a farmakokinetikai differenciál egyenletrendszer differencia egyenletrendszerré alakítható, mely a kizárólagosan előforduló elsőrendű folyamatok következtében az állapotváltozók lineáris kifejezéseit tartalmazza csupán. Az egyenletrendszer integrálása így tulajdonképpen az egyszerű Euler módszerrel történik. (7)

Esetünkben $N = 40$ -s felosztást alkalmaztunk, így egy fokozat Δt időtartama $2/40 = 0,05$ óra.

A célfüggvény /13/-ban szereplő alakja az abszolút érték kifejezés következtében közvetlenül nem írható a szimplex módszer számára megfelelő formában. Az LP modell felírásánál új változók bevezetése vált szükségessé, melyek segítségével az abszolút érték kifejezések lineáris összefüggések alakjában voltak megfogalmazhatók.

A /12a, 8b/ összefüggéseket átalakított formában tartalmazó LP modellegyenleteket az alábbiakban tüntetjük fel. A modellben felvett K segédváltozók az abszolút érték kifejezést alakítják lineárisra. A modell

tartalmazza továbbá az időegység alatt adagolható gyógyszer mennyiségre vonatkozó korlátokat, valamint a kezdeti értékekre vonatkozó feltételeket. Az integrál kifejezés a fokozatokra osztás következtében összegkifejezésbe megy át.

$$\left. \begin{aligned} x_1^i - x_1^{i-1} (1 - S_{i-1} \Delta t) - u_i \Delta t &= 0 & /14a/ \\ x_2^i - x_2^{i-1} (1 - k_2 \Delta t) - k_5 x_1^{i-1} \Delta t &= 0 & /14b/ \\ x_2^i - x_2^a &\leq K_i & /14c/ \\ -x_2^i + x_2^a &\leq K_i & /14d/ \\ u_i &\leq u^f & /14e/ \\ x_1^0 &\leq x_1^f & /14f/ \\ x_2^0 &= 0 & /14g/ \end{aligned} \right\}$$

ahol:

$$S_{i-1} = k_1^0 + k_5 + b(e^{-k_4 t_{i-1}} - e^{-k_3 t_{i-1}}) \quad /15/$$

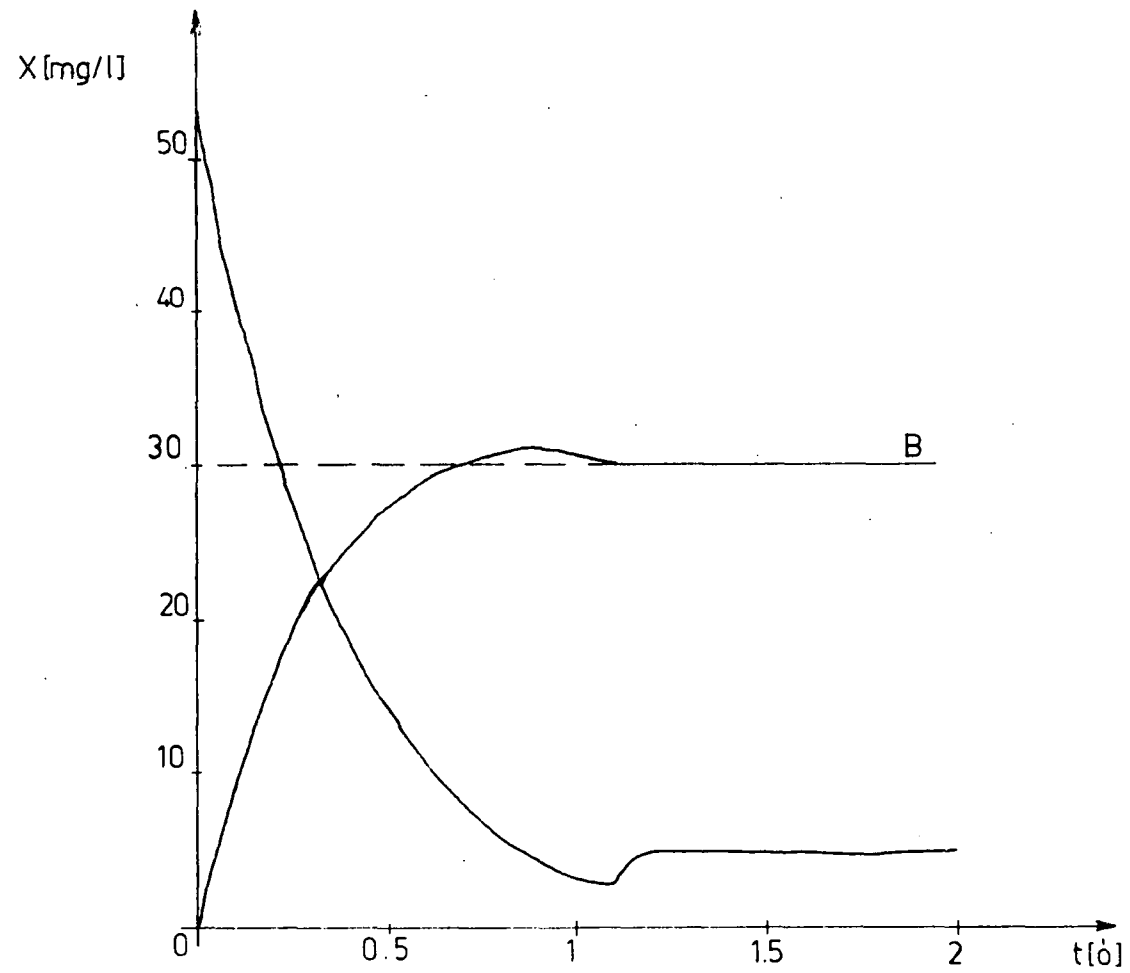
Belátható (6), hogy a /13/ képlettel megfogalmazott célfüggvénnyel ekvivalens az alábbi - K_i segédváltozókat tartalmazó - kifejezés:

$$\sum K_i \longrightarrow \min \quad /16/$$

A /14a-g/ feltételrendszer $5N+2$ számú egyenletet tartalmaz, a szereplő változók száma $4N+2$.

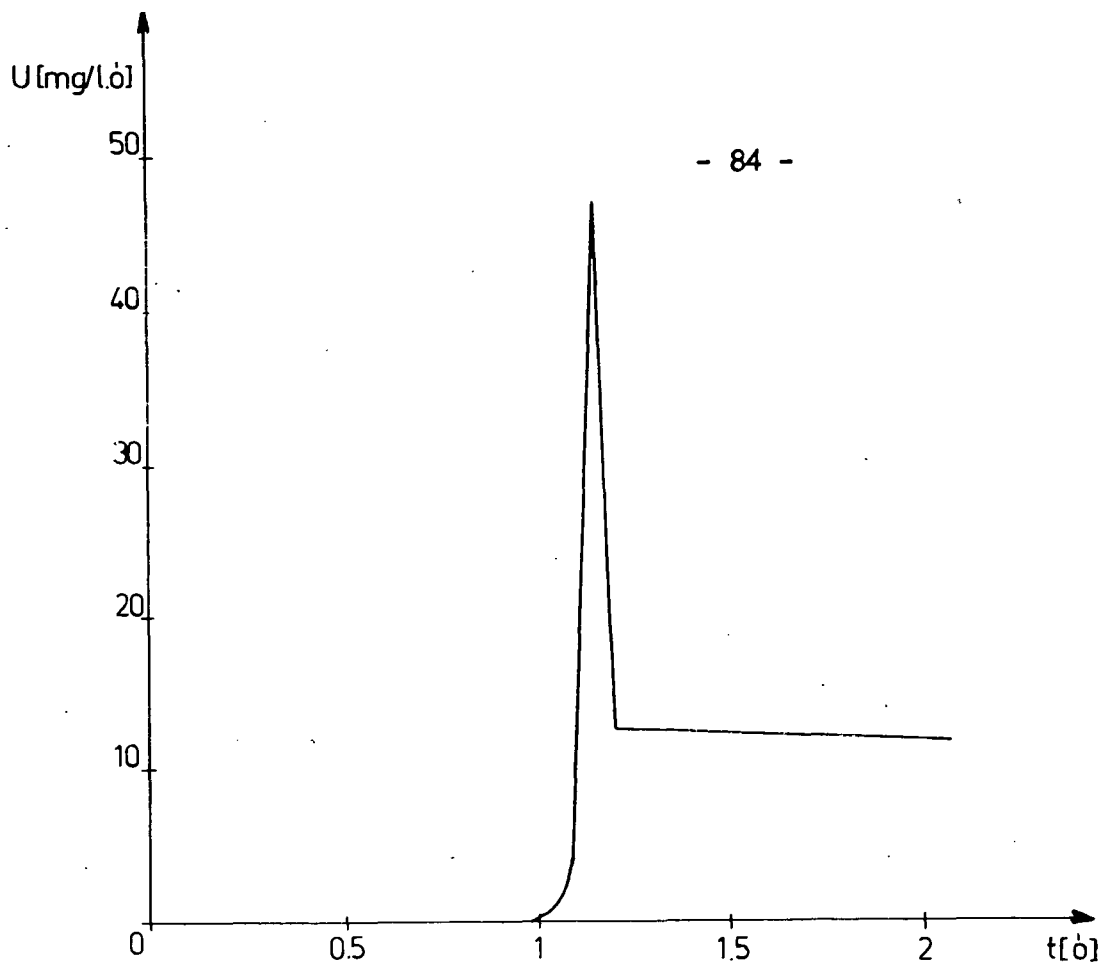
A feladat megoldását ICL 1903 A számítógépen könyvtári XDLA programmal végeztük. A modell egyenletek generálását előprogram hajtott végre, mely outputként a fenti program által igényelt formátumu mágnesszalagot készített. A futási idő 5 percet igényelt.

A megoldás eredményét a 2. ábrán mutatjuk be, melynek 2a része optimális adagolás esetén az "A" és "B" vegyületek koncentrációlefutását mutatja, míg a 2b részlet a gyógyszeradagolás időbeli menetét ábrázolja.



2a. ábra

Az "A" és "B" vegyületek, illetve az optimális gyógyszeradagolás értékének alakulása a kezelés 0-2 óra időtartományában



2b. ábra

A 2a. ábrából kitűnik, hogy a $t=0$ időpontban adott iv. injekcióval 53 mg/l vérszintet célszerű beállítani az "A" gyógyszerből. "A" koncentrációja közel 1 óra elteltével stacionáriussá válik. A terápiásan hatékony "B" metabolit 0,5 óra körül 10 %-ra közelíti meg a tartani kívánt 30 mg/l-es szintet. Optimális irányítás esetén a túllendülés kismérvű, majd 1 óra elteltével a kívánt értéket veszi fel. A "C" gyógyszer adagolása következtében a fenti stacionárius állapotot időben kis mértékben változó adagolás tartja fenn. A koncentrációgörbéken látható kisebb törés az $u(t)$ függvény ugrásszerű változásának következménye.

3. Hatékony vérszérum koncentráció fenntartása minimális mennyiségű gyógyszer adagolásával

3.1 A feladat megfogalmazása

A minimális gyógyszer adagolásával végzett kezelést az alábbi modellrendszeren szemléltetjük:

Az élő szervezetbe "A" gyógyszert adagolunk intravénás infúzióval. "A" kezdeti koncentrációját a maximális megengedett szintre állítjuk. Az "A" gyógyszer Michaelis-Menten kinetika szerint metabolizálódik, főmetabolitja "B" terápiásan vele egyenértékű. A biológiai rendszer 2 kémiaiilag különböző komponenst tartalmaz, melyek koncentrációinak időbeli viselkedését feltevésünk szerint 1 kompartmentumos, nyílt farmakokinetikai modell írja le. A modell differenciál egyenletrendszere az alábbi:

$$\frac{dx_1}{dt} = -k_1 x_1 - \frac{k_2 x_1}{x_1 + K_M} + u(t), \quad x_1(0) = x_1^0 \quad /17a/$$

$$\frac{dx_2}{dt} = -k_3 x_2 + \frac{k_2 x_1}{x_1 + K_M}, \quad x_2(0) = x_2^0 \quad /17b/$$

ahol:

- x_1 : "A" vegyület koncentrációja a központi kompartmentumban (mg/l)
- x_2 : "B" " " " " " " " "
- k_1 : "A" " eliminációs állandója (óra⁻¹)
- k_2 : A B reakció maximális sebessége (mg/l óra)
- k_3 : "B" vegyület eliminációs állandója (óra⁻¹)
- K_M : Michaelis konstans a metabolikus reakcióra (mg/l)

A kinetikai modell ismertetését követően esetünkben a gyógyszeradagolás célja a következő:

A kezelés $0 \leq t \leq T$ időszakában a terápiásan hatékony "A" és "B" gyógyszerek koncentrációinak összegét alsó (x^a), illetve felső (x^f) határokkal megadott tartományban kívánjuk tartani. Az infúzióval adagolható "A" időegység alatt betáplálható értékére felső korlát vonatkozik (u^f). A feladat egyenlőtlenségekkel megfogalmazott feltételi egyenletei az alábbiak:

$$u(t) \leq u^f \quad /17c/$$

$$x^a \leq x_1(t) + x_2(t) \leq x^f \quad 0 \leq t \leq T \quad /17d/$$

A feladat célfüggvényét a következő /18/ egyenlet mutatja, mely a beadagolt gyógyszer mennyiségének minimumát fogalmazza meg:

$$\int u(t) dt \rightarrow \min \quad /18/$$

A példánkban választott modell differenciál egyenletrendszerre a Michaelis - Menten kinetikát leíró tag következtében nem lineáris, ezért a feladat megoldására a dinamikus programozás módszerét alkalmaztuk. Fenti módszerrel kapcsolatban az irodalomra utalunk (8).

Megjegyezzük, hogy - noha a linearitás nem áll fenn - a feladat szeparábilis. Így megoldására a 2.2 fejezetben tárgyalt LP technika is alkalmazható, amely azonban jelentős méretnövekedéssel jár (9).

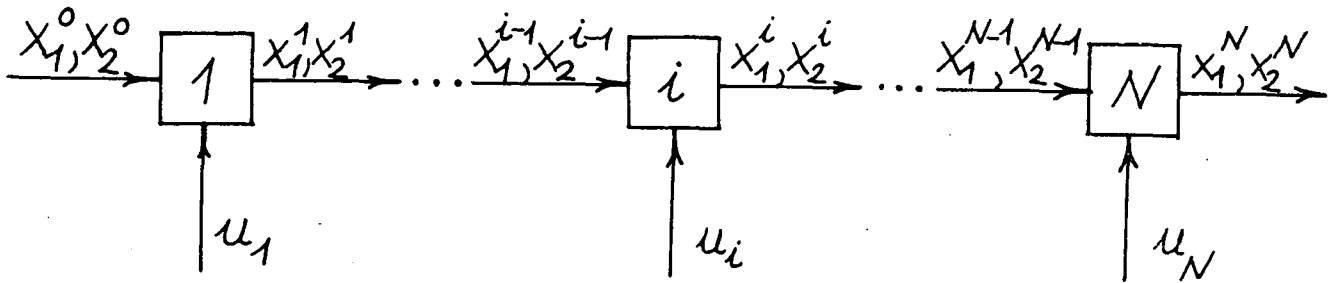
A feladatban szereplő paraméterek számszerű értékei a következők:

$$\begin{array}{lll} k_1 = 1,8 \text{ óra}^{-1} & K_M = 25,0 \text{ mg/l} & T = 4,0 \text{ óra} \\ k_3 = 0,8 \text{ " } & x_1^0 = 40,0 \text{ " } & x^a = 25 \text{ mg/l} \\ k_2 = 5,0 \text{ mg óra}^{-1} l^{-1} & x_2^0 = 0,0 \text{ " } & x^f = 40,0 \text{ mg/l} \\ u^f = 45 \text{ mg/l óra}^{-1} & & \end{array}$$

3.2 A feladat megoldása DP módszerrel

Hasonlóan a 2.2 fejezetben követett eljáráshoz, első lépésben az időtartomány fokozatokra bontását végeztük el. Ezáltal a differenciálegyenletek differencia egyenletekké alakíthatók, míg a célfüggvény integrál képlete összegzésbe megy át. Az egyes intervallumokban adagolt mennyiségek összeadódnak, ezért a célfüggvény fokozatonként additív. Az additivitás fennállása teszi lehetővé a dinamikus programozási technika alkalmazását.

A fokozatokra osztást és az algoritmus rekurzív összefüggését a 3. ábrán szemléltetjük.



$$F_i(x_1^{i-1}, x_2^{i-1}) = \min_{u_i} \left[u_i + F_{i+1}(x_1^i(u_i), x_2^i(u_i)) \right]$$

ahol: $i=1, \dots, i, \dots, N$

3. ábra

A dinamikus programozási algoritmus sémája és rekurzív összefüggése

Az optimalizálás során N számú döntést hozunk (u_i -t határozzunk meg). Esetünkben N értékét 40-nek választottuk, mely felosztásnál előzetes vizsgálataink alapján az Euler módszerrel történő integrálás megfelelő pontosságú eredményt szolgáltat.

A dinamikus programozás rekurzív összefüggése az i-edik fokozatra az alábbi:

$$F_i(x_1^{i-1}, x_2^{i-1}) = \min_{u_i} \left[u_i + F_{i+1}(x_1^i, x_2^i) \right], \quad i = 1, 2, \dots, N \quad /19/$$

ahol definíciószerűen:

$$F_{N+1}(x_1^N, x_2^N) = 0 \quad /20/$$

$$4.4 \quad A \quad \sum_{j=1}^n a_{ij} x_j = b_i, \quad i = 1, \dots, n$$

lineáris egyenletrendszer regularizáció segítségével történő megoldásához számítsuk ki az

$$\bar{a}_{kj} = \sum_{i=1}^n a_{ik} a_{ij}, \quad \bar{b}_k = \sum_{i=1}^n a_{ik} b_i$$

együtthatókat és oldjuk meg az

$$\alpha z_k^{(\alpha)} + \sum_{j=1}^n \bar{a}_{kj} z_j^{(\alpha)} + \bar{b}_k = 0$$

lineáris egyenletrendszert, ahol α a regularizáló paraméter. $\alpha \rightarrow 0$ esetén a

$$z_k^{(\alpha)}$$

számok a regularizált megoldást adják /ld. (1), (2)/.

5. Mint a 4.-ben vázolt megoldásokból látható inkorrekt feladat regularizációval történő megoldása bonyolultabb számolást igényel, mint regularizáció nélkül. De a kitűzött feladat stabil megoldását adja; míg regularizáció nélkül esetleg semmilyen megoldást nem kaphatunk, vagy annyira pontatlan lesz a megoldás, hogy annak eredménye nem használható fel.

Irodalom

- (1) A. N. Tyihonov, V. Ja. Arsenyin: Metodü resenyija nyekorrektnüh zadács, Moszkva, 1974.

Az állapotváltozók tetszőleges (x_1^N, x_2^N) értéke esetén.

A /19/ összefüggésben szereplő $F_i(x_1^{i-1}, x_2^{i-1})$ az i -edik fokozattól az időtartomány végéig beadott gyógyszer kumulatív mennyisége optimális stratégia esetén. A /19/ összefüggés alkalmazásához a /17a-b/ egyenletekből nyerhető állapot transzformációk szükségesek. Ezek alakja fenti képletek átrendezésével az i -edik fokozatra a következő:

$$x_1^i = x_1^{i-1} - \left[k_1 x_1^{i-1} - \frac{k_2 x_1^{i-1}}{K_M + x_1^{i-1}} + u_i \right] \Delta t \quad /21a/$$

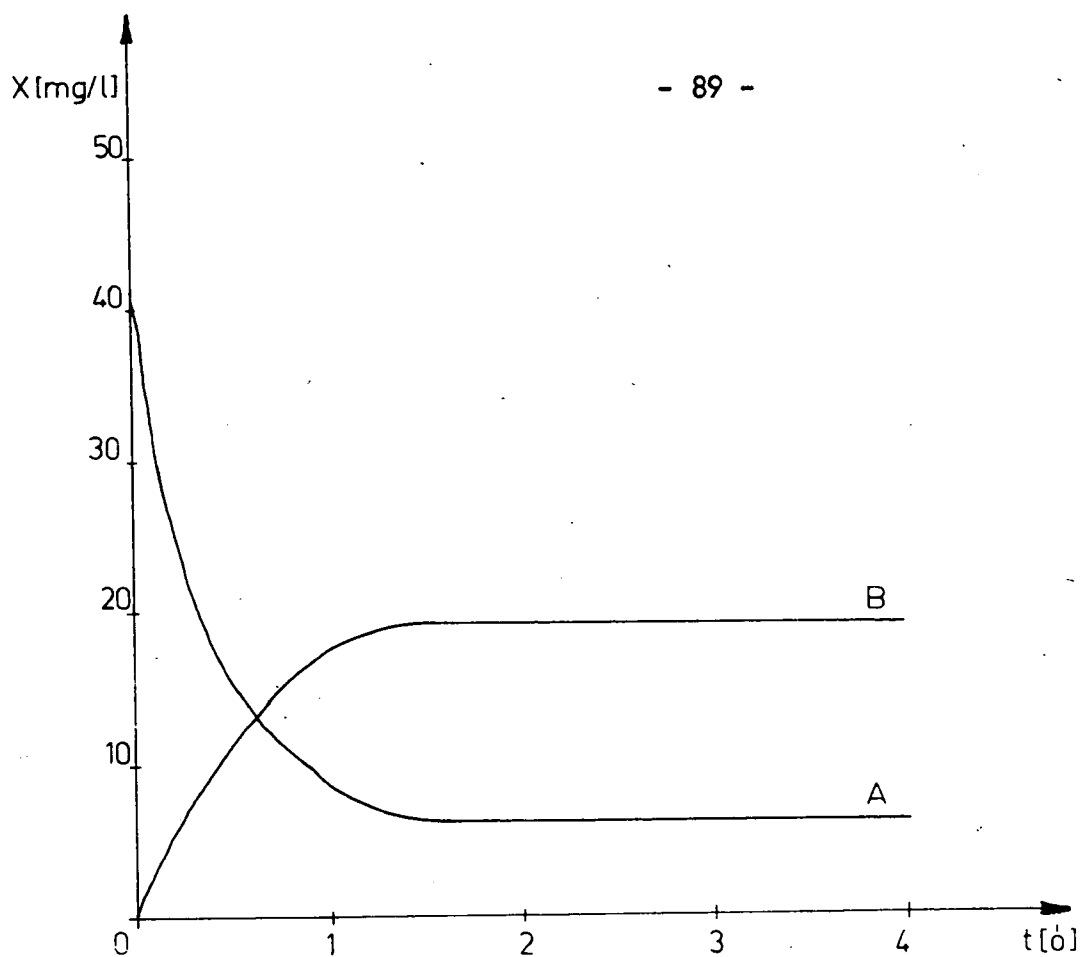
$$x_2^i = x_2^{i-1} + \left[\frac{k_2 x_1^{i-1}}{K_M + x_1^{i-1}} - k_3 x_2^{i-1} \right] \Delta t \quad /21b/$$

ahol Δt egy fokozat időtartama, mely esetünkben $4/40 = 0,1$ óra.

A megoldás második lépéseként az állapot (x_1, x_2) és a döntési (u) változókat diszkrétizáltuk. A felosztásnál figyelembe vettük, hogy x_1 értéke az előzetesen meghatározható stacionárius koncentráció alá nem süllyedhet. A diszkrétizálás következtében a két állapotváltozó síkjában 576 rácspontot vettünk fel. Fokozatonként az u_i -re végzett minimalizálást 15-ös felosztással, teljes leszámítással végeztük. Az ismertett felosztásűrűségénél a futás közben háttértároló nem volt szükséges, ezáltal a futási idő 5-6 percet vett igénybe.

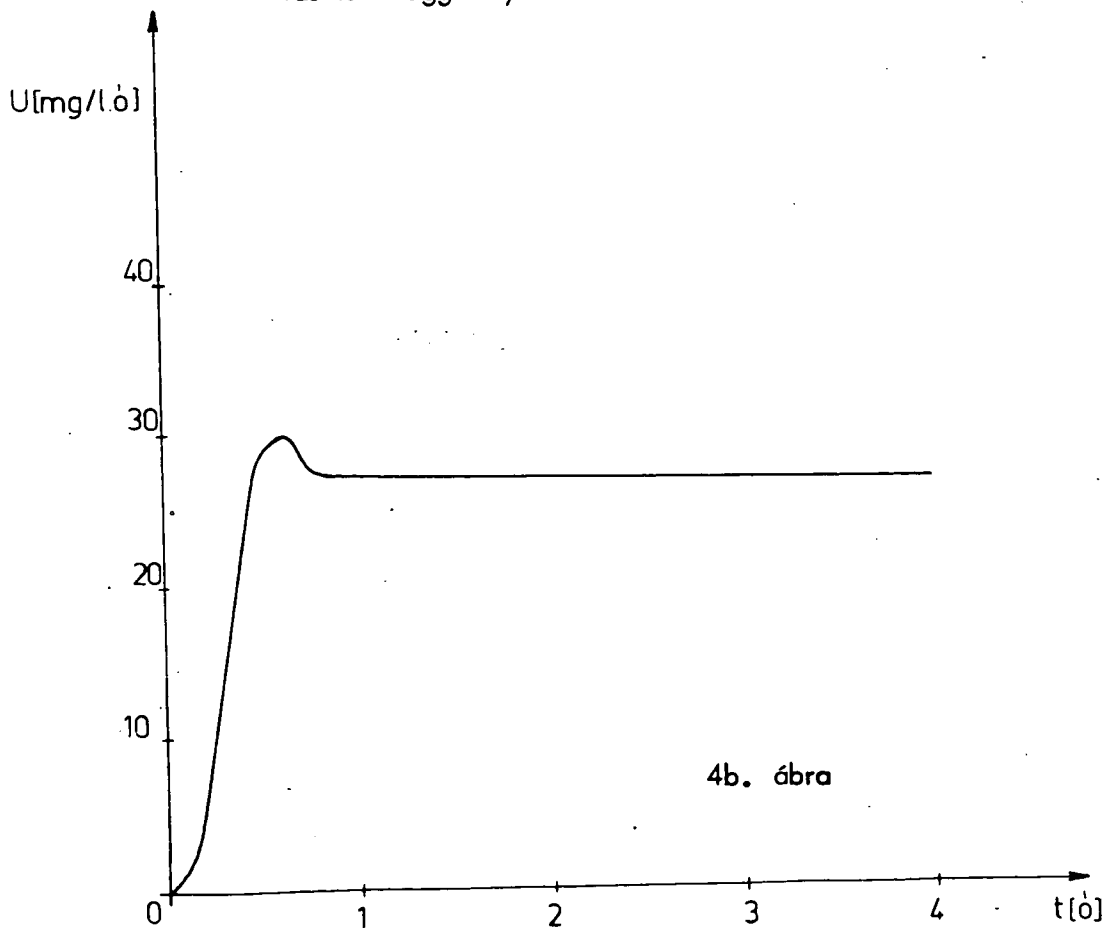
A számítógépi program készítésénél az interpoláció elkerülése végett további egyszerűsítéseket végeztünk, melynek következtében a nyert eredményeken utólagos simítást hajtottunk végre.

A megoldás során kapott eredményt a 4. ábrán mutatjuk be, melynek "a" része az állapotváltozók, "b" része a döntési változó időfüggvényét mutatja optimális adagolás esetén.



4a. ábra

Az "A" és "B" vegyületek vérszintjének, valamint az $u(t)$ adagolás-idő függvény alakulása a kezelés $0 \leq t \leq 4$ óra tartományban



4b. ábra

A 4a. ábrából kitűnik, hogy a hatásért felelős $x_1 + x_2$ koncentrációösszeg 50 perc körül eléri a megengedett, még hatékony alsó szintet. $x_1 \sim 1$ óra elteltével veszi fel stacionárius értékét. A 4b. ábra szerint optimális adagolás esetén az $u(t)$ függvény maximumon halad keresztül, majd stacionárius értékre áll be. Esetünkben a kezelés teljes időtartama alatt adagolt "A" gyógyszer mennyisége 888 mg/l volt.

Összefoglalás

Előadásunkban bemutattuk a lineáris és dinamikus programozás alkalmazását optimális gyógyszeradagolás tervezéséhez. Alkalmazásukat feltételezett farmakokinetikai modellek esetén illusztráltuk. Példaként állandó gyógyszer szintet biztosító kezelést, valamint minimális gyógyszer mennyiséget alkalmazó terápiás eseteket alkalmaztunk.

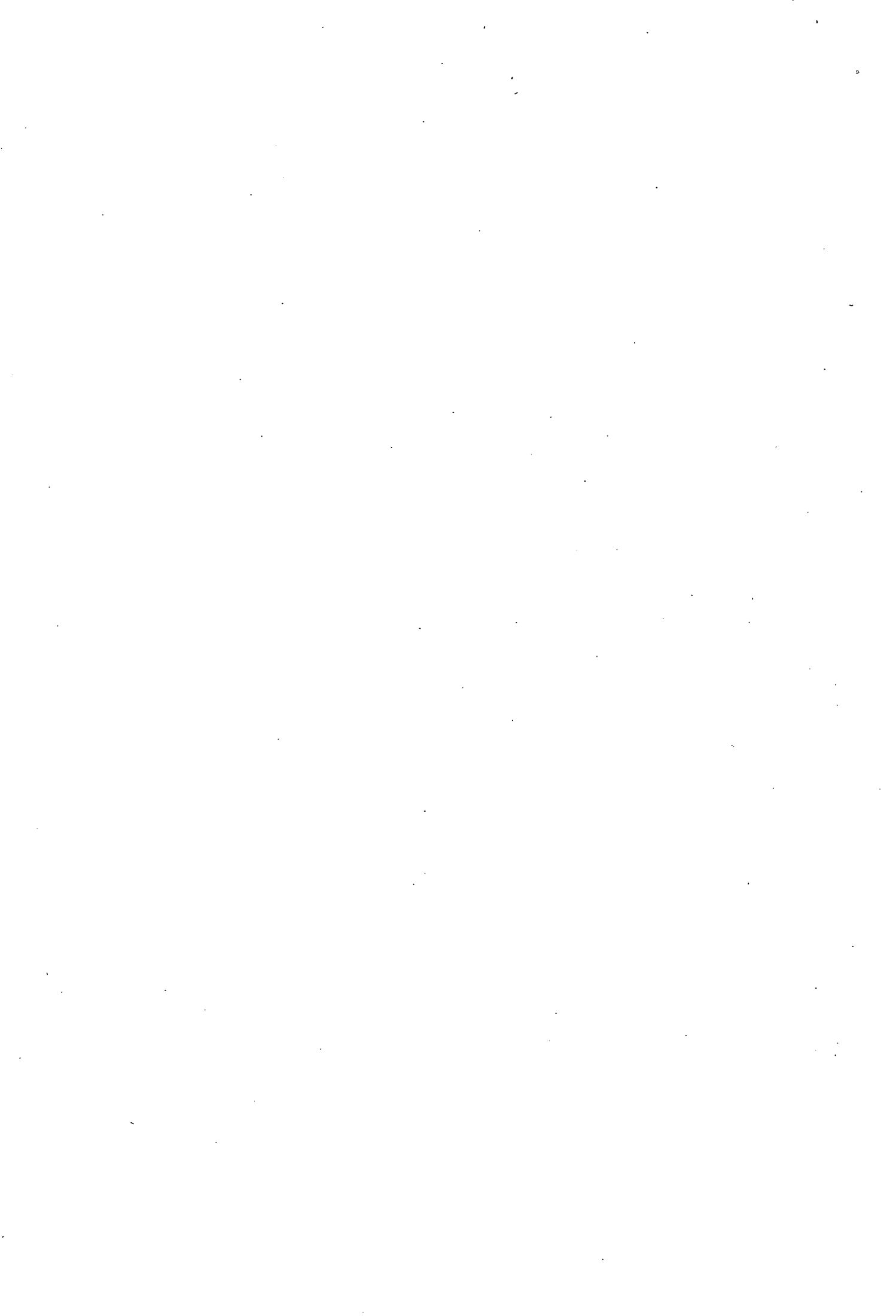
A tárgyalt módszerek véleményünk szerint általánosan alkalmazhatók az orvosi gyakorlatban felmerülő optimális gyógyszeradagolási feladatok megoldására.

Végezetül hangsúlyozni kívánjuk, hogy az ismertetett optimalizációs eljárások csupán a vizsgálati dózisek tartományában feltétlenül bizonyított érvényű farmakokinetikai modell identifikálása után végezhetők el.

Irodalom

- (1) J.G. Wagner: Biopharmaceutics and Relevant Pharmacokinetics, Drug Intelligence Publications, Hamilton, Illinois (1971)
- (2) J.G. Wagner: Nonlinear Pharmacokinetics, J.M. Richards Lab., Gross Pointe Park, Michigan (1972)
- (3) L.Z. Benet: J. of Pharm. Sci., 61, 4, 536 (1972)
- (4) V.F. Smolán, B.D. Turrie, W.A. Weigand: J. of Pharm. Sci., 61, 12, 1941 (1972)

- (5) M. Inoue: *Comp. and Biomed. Res.*, 9, 217 (1976)
- (6) S.T. Gass: *Linear Programming* McGraw Hill (1958)
- (7) A. Ralston: *Bevezetés a numerikus analízisbe*, Műszaki Könyvkiadó, Bp, 1969.
- (8) S.M. Roberts: *Dynamic Programming in Chemical Engineering and Process Control*, Academic Press, New-York, London (1964)
- (9) Krekó B.: *Optimumszámítás*, Közgazdasági és Jogi Könyvkiadó, Bp., 1972.



MTA Számítástechnikai és Automatizálási Kutató Intézet

Egymással kölcsönhatásban lévő betegségek erősségének új mérési lehetőségei

Börzsönyi László

Az orvos-, bio- és agrotudományokban gyakran vetődik fel a kérdés, hogy egy adott populáció esetében, két egymással összefüggésben lévő betegség kapcsolata milyen. Még pontosabban megfogalmazva a kérdést, a betegségek lefolyásának egyes stádiumait tekintve, hogyan jellemezhetők és mérhetők a kölcsönösen ható betegségek erősségei?

Milyen legyen az ellenanyagkezelés folyamata olyan betegségek esetén, melyek pillanatnyi ismereteink szerint nem szüntethetők meg, de alkalmas hatóanyagkezeléssel a káros hatások viszonylag jól kompenzálhatók?

Karakterizálják a ξ és η valószínűségi változók a vizsgálandó két betegséget. Feltéve, hogy a megfelelő várható értékek léteznek, a betegségek közötti kapcsolat erősségét a ξ és η változók kovariánciája vagy még világosabban az

$$R(\xi, \eta) = \frac{M[(\xi - M(\xi))(\eta - M(\eta))]}{D(\xi)D(\eta)} \quad / 1 /$$

korrelációs koefficiens fejezi ki.

Ha a χ^2 -próba 1 szabadságfoknál szignifikáns, akkor használható a Pearson-féle

$$V = \frac{ad - bc}{\sqrt{(a+b)(a+c)(b+d)(c+d)}} \quad / 2 /$$

négymezős korrelációs együttható, vagy a

$$r_{\text{tet}} = \cos \pi \frac{\sqrt{bc}}{\sqrt{ad} + \sqrt{bc}} \quad / 3 /$$

tetrakorrelációs együttható, ami /2/-t jól közelíti. / 2 /-ben és / 3 /-ban az a, b, c, d változók a következő 2x2-es tábla elemeit jelentik,

		Y		
		igen	nem	
X	igen	a	b	
	nem	c	d	/ 4 /

ahol most X és Y a betegségek alternatív jellemzői.

Az / 1 /, / 2 /, / 3 / formulákkal kifejezett fogalmak adnak egy bizonyos információt a betegségek közötti kapcsolat szorosságáról, azonban van egy hátrányuk is. Nevezetesen az, hogy az / 1 / függvény ξ -ben és η -ban, a / 2 / és / 3 / függvények pedig b-ben és c-ben szimmetrikusak. Tehát arra a kérdésre, hogy a vizsgált kapcsolatban melyik betegség dominánsabb és milyen mértékben, az előző fogalmak nem adnak felvilágosítást. Továbbá az $R(\xi, \eta) = 0$ (vagy ≈ 0) esetben azt mondjuk, hogy a ξ és η valószínűségi változók korrelálatlanok. Ebből nem következik az, hogy a betegségek függetlenek. Csupán azt állíthatjuk, hogy a betegségek között lineáris kapcsolat nem állhat fent, de ettől függetlenül közöttük még nagyon szoros nemlineáris kapcsolat létezhet.

A fölvetett probléma megválaszolásához egy asszimmetrikus 2x2-es tábla mértékre van szükségünk. Ilyen mérték kidolgozásával először G. Deuchler próbálkozott és az (1), (2) munkákban a következő

$$E = \frac{ad - bc}{(a+b)(c+d)} \quad / 5 /$$

mérőszámot közölte.

Youden 1950-ben, Ewards 1957-ben egymástól és Deuchlertől függetlenül szintén publikálták az / 5 / mértéket. Hellmich 1969-ben a következő

$$K = \frac{ad - bc}{\sqrt{(a^2 + b^2)(c^2 + d^2)}}$$

/6/

asszimmetrikus 2x2-es tábla mértéket adta meg.

A Hellmich-féle K-mérték a következő módon általánosítható. Tekintsük a /4/ 2x2-es táblát. Az Y előfordulásának valószínűsége X-nél $\frac{a}{a+b}$. A nem-Y alternatíva előfordulásának valószínűsége X-nél: $\frac{b}{a+b}$. Teljesen analóg Y és nem-Y előfordulásának valószínűsége nem-X-nél $\frac{c}{c+d}$, illetve $\frac{d}{c+d}$. Értelmezzük a kapott mennyiségeket úgy, mint síkbeli vektorok első, illetőleg második komponenseit. Tehát a vektorok:

$$\bar{v}_1 = \left(\frac{a}{a+b}, \frac{b}{a+b} \right), \quad \bar{v}_2 = \left(\frac{c}{c+d}, \frac{d}{c+d} \right).$$

Általánosított K-mérték alatt a \bar{v}_1 és \bar{v}_2 síkbeli szabad vektorok által bezárt szög szinuszát értjük:

$$K = \sin(\bar{v}_1, \bar{v}_2) = \sin \varphi.$$

A $\sin \varphi$ értékét a vektorok külső szorzására vonatkozó

$$|\bar{v}_1 \times \bar{v}_2| = |\bar{v}_1| \cdot |\bar{v}_2| \cdot \sin(\bar{v}_1, \bar{v}_2)$$

identitásból számíthatjuk. Számszerűleg K-et kapunk, ami mindig nemnegatív, így K-ra a következő feltételeket tesszük:

$$\begin{array}{lll} K > 0 & \text{ha} & ad > bc \\ K < 0 & \text{ha} & ad < bc. \end{array}$$

K asszimmetrikus volta miatt b és c fölcserélésével két értéket kapunk:

$$K_1 = \frac{ad - bc}{\sqrt{(a^2 + b^2)(c^2 + d^2)}}, \quad K_2 = \frac{ad - bc}{\sqrt{(a^2 + c^2)(b^2 + d^2)}}.$$

A K_1 és K_2 értékek tulajdonságai:

$$\begin{aligned} -1 &\leq K_1, K_2 \leq +1 \\ &> \\ K_1, K_2 &\leq 0 \quad \text{egyidejűleg.} \end{aligned}$$

A K_1 és K_2 értékek határesetei a következők:

1. $K_1 = -1, K_2 = -1$ legerősebb kölcsönös elkülönülés.
2. $K_1 = 0, K_2 = 0$ teljes kölcsönös kapcsolatnélküliség.
3. $K_1 = +1, K_2 = +1$ legerősebb kölcsönös összetartozás.

A Hellmich-féle K-mérték alkalmazható az összefüggésvizsgálat mindazon módszereiben, ahol a kapcsolat erősségét négymezős korrelációs együtthatóval mérjük. Az asszimetritás miatt ezen mérőszámok gazdagabb információt adnak az összetartozás módjáról, komplexebb formában jellemzik az adott kapcsolatot. Tekintsük a következő két problémát.

A.) Klasszikus irodalmi adatok alapján ismeretes, hogy a kukorica két betegsége a szárcorhadás és a csőpenész elhanyagolhatóan kicsiny korrelációt mutatnak. Azonban egyrészt az egyre több jó tulajdonsággal rendelkező nemesített fajták rezisztenciája a nemesítés során megváltozhatott, másrészt a termést igen hatásosan befolyásoló vegyszeres kezelések a talaj kémiai összetételét is átalakíthatták. Továbbá a természeti tapasztalatok is azt mutatják, hogy az egyik betegség bizonyos stádiumaiban a másik betegség is erőteljesebben jelentkezik. Célszerű tehát annak a kérdésnek a vizsgálata, hogy változott-e a betegségek kapcsolata az említett körülmények között és hogyan.

212 különböző hibrid kukorica mindegyikét 10 növényrel vetették el az alábbi körülmények között: *

* A szántóföldi kísérletet Dr. Manninger István kandidátus végezte, melynek adatait volt szives használatra bocsátani.

I. A csöveket mesterségesen fertőzték, térben nem szigetelték és a talajt NPK keverékkel kezelték. A kikelt növényeken összesen 1904 db csövet vizsgáltak meg.

II. A csöveket mesterségesen nem fertőzték, térben nem szigetelték, a talajt NPK keverékkel kezelték és összesen 1980 db csövet vizsgáltak meg.

III. A csöveket mesterségesen nem fertőzték, de a beteg csöveket térben szigetelték és a talajt NPK keverékkel kezelték. A megvizsgált csövek száma 1896 db volt.

IV. A csöveket mesterségesen nem fertőzték, a beteg csöveket viszont térben szigetelték. A talajt nitrogénnel (N) kezelték és 2109 db csövet vizsgáltak meg.

V. A csöveket mesterségesen nem fertőzték, a beteg csöveket térben szigetelték, a talajt pedig évtizedek óta nem kezelték. Ebben az esetben 1865 db csövet vizsgáltak meg.

Bonitáljuk az I., ..., V. esetekben a megvizsgált csöveket 1-től 9-ig úgy, hogy 1-es értéket kapjon a teljesen egészséges cső, 5-ös értéket a félig csőpenészes cső és 9-es bonitálási értéket a teljesen beteg cső. Hasonlóan rendre 1, 5 és 9 bonitálási értékeket kapjanak az egészséges, félig megdől és teljesen megdől, földön fekvő száraz. A további 1 - 9 közötti bonitálási értékek az előzőekhez viszonyított megbetegedett csőfelületeket, illetőleg szármegdőléseket fejezik ki. A bonitálás mindegyik esetben egy osztályozást ad. Az osztályok diszjunktak és számuk mindkét betegség esetén 9. Ha a betegségek osztályait eseményeknek fogjuk föl, akkor tulajdonképpen két teljes eseményrendszer függetlenségvizsgálatáról van szó.

Rendezzük a mért adatokat az I., ..., V. esetek mindegyikében egy 9×9 -es kontingencia-táblába. A több osztályos kvalitatív változók összefüggésvizsgálatát a szokásos módon végezzük el, majd χ^2 -próbával döntünk a betegségek függetlenségéről. Határozzuk meg továbbá a K_1 és K_2 értékek közös maximumát az alábbi két feltétel egyidejű teljesülésével:

$$\max_i (K_1^i + K_2^i) \quad \text{és} \quad \max_i |K_1^i - K_2^i|$$

ahol $i = 1, \dots, 81$.

A vizsgálat összefoglaló eredményeit az 1. táblázat tartalmazza. Az eredmények azt mutatják, hogy NPK talajkezelés esetén a szárkorhadás és csőpenész egymással szignifikánsan összefüggnek. Ha a csövek térben szigeteltek és nitrogénnel (N) kezeljük a talajt vagy egyáltalán nem kezeljük a talajt, akkor a betegségek között nincs szignifikáns kapcsolat. A kezeletlen talaj esete igen jól alátámasztja a korábbi irodalmi adatokat. Az NPK talajkezelés viszont úgy tűnik, hogy befolyásolja a betegségek kapcsolatát, hiszen térben nem szigetelt esetben $P = 0,1$ %-os, térben szigetelt esetben pedig $P = 2,5$ %-os valószínűségi szinten volt szignifikáns a kapcsolat. Érzékelhető az is, hogy a szigetelés milyen mértékben befolyásolja a betegségek komplex kapcsolatát. Látható továbbá, hogy az 1. esetben amikor a csövet mesterségesen fertőzték, akkor a kapcsolat várható módon a csőpenész oldaláról lett dominánsabb. Normál esetekben viszont úgy tűnik, hogy NPK talajkezelés esetén a szárkorhadás a meghatározóbb. Következésképpen az ellenanyagproblémánál ez a betegség játszik elsődleges szerepet és ez intenzívebb kezelést igényel.

B.) Kórházban nyilvántartott, különböző életkorú és nemű cukorbetegek vérnyomását mérték. Ismert, hogy n számú cukorbeteg közül hány 0 - 20, 20 - 40, ... , 60 - 80 éves férfi és nő van. Továbbá, hogy közülük hányan volt magasvérnyomása.* Kérdés, hogy van-e összefüggés és milyen korú és nemű betegeknél a cukorbetegség és a magasvérnyomás között?

A megoldás alapgondolata itt is az, hogy a tapasztalt gyakorisági eloszlások egy $k \times v$ mezős kontingencia-táblába rendezhetők, melyeknél több osztály esetén végzett homogenitásvizsgálat χ^2 -próbával dönt az összefüggés szignifikanciájáról. Kimutatható, hogy a két betegség esetenként egymással szignifikáns kapcsolatban van.

Az előadás első részében ismertetett K -mérték nemcsak két egymással kölcsönhatásban lévő betegség jellemzésére használható, hanem tetszőleges két kvalitatív változó között fennálló sztochasztikus kapcsolat erősségének mérésére is.

* A problémát Vincze János (Kolozsvár) vetette fel.

	I.	II.	III.	IV.	V.
2	184,12	102,24	84,04	66,02	36,47
P %	0,1	0,1	2,5	30	99
Szign.	Szign.	Szign.	Szign.	Szign.	nem szign.
cső K ₁	0,20	0,12	0,08	0,07	0,03
max szár K ₂	0,14	0,15	0,09	0,04	0,10
Kont.	0,11	0,08	0,07	0,06	0,05

1. táblázat: A szárcorhadás és csőpenész összefüggésének eredményei kukoricánál

Irodalom

- (1) Deuchler, G.: Über die Methoden der Korrelationsrechnung in der Padagogik und Psychologie. Z. Pad. Psychol. Exp. Pad., 15 (1914) s. 114, 145, 229.
- (2) Deuchler, G.: Über die Bestimmung einseitiger Abhängigkeit padagogisch - psychologischen Tatbestanden mit alternativer Variabilität. Z. Pad. Psychol. Exp. Pad., 16 (1915), 550-560.
- (3) Ezekiel, M. - Fox, K.: Korreláció és regresszióanalízis, Közg. Jogi (1970).
- (4) Hellmich, K.: Das paarige Vierfeldertafel-Mass K, Acta Albertina Ratisbonensia, 29 (1969) 87-99.
- (5) Hellmich, K.: Paarige Vierfeldertafel-Masse, Psychologie und Praxis, 1 (1971) 38-42.
- (6) Hellmich, K.: Körperbau und Gattenwahl, Biometische Z., 15, (1973) 255-258.
- (7) Kendall, M. G.: Rank Correlation Methods, Verlag Charles Griffin and Co., London, (1948)
- (8) Sváb, J.: Biometriai módszerek a kutatásban, Mezőg. Kiadó, Bp. (1973).
- (9) Weber, E.: Grundriss der biologischen Statistik, G. Fischer, Jena, (1961).

SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ és
SZOTE I.sz. Belgyógyászati Klinika

Adatbevitel displayn keresztül egy számítógépes betegnyilvántartó
rendszerbe

Lehoczky András, Pasek Béla és Somogyi Katalin

A Szegedi Orvostudományi Egyetem Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ munkacsoportja 1975. óta dolgozik egy számítógépes fekvőbeteg nyilvántartó rendszer létrehozásán. A rendszertervben célul tűztük ki fekvőbetegek adminisztratív és orvosi adatainak számítógépes nyilvántartását, a gyógyítási-ápolási folyamat listákkal történő vezérlését, aktiv, archiv és kutatási köresettár létesítését.

E cél eléréséhez első lépésként az adatbevitel megoldásával foglalkoztunk.

A továbbiakban felhasználjuk a kollokviumon elhangzott hasonló témájú ötfogó jellegű előadásban definiált fogalmakat.

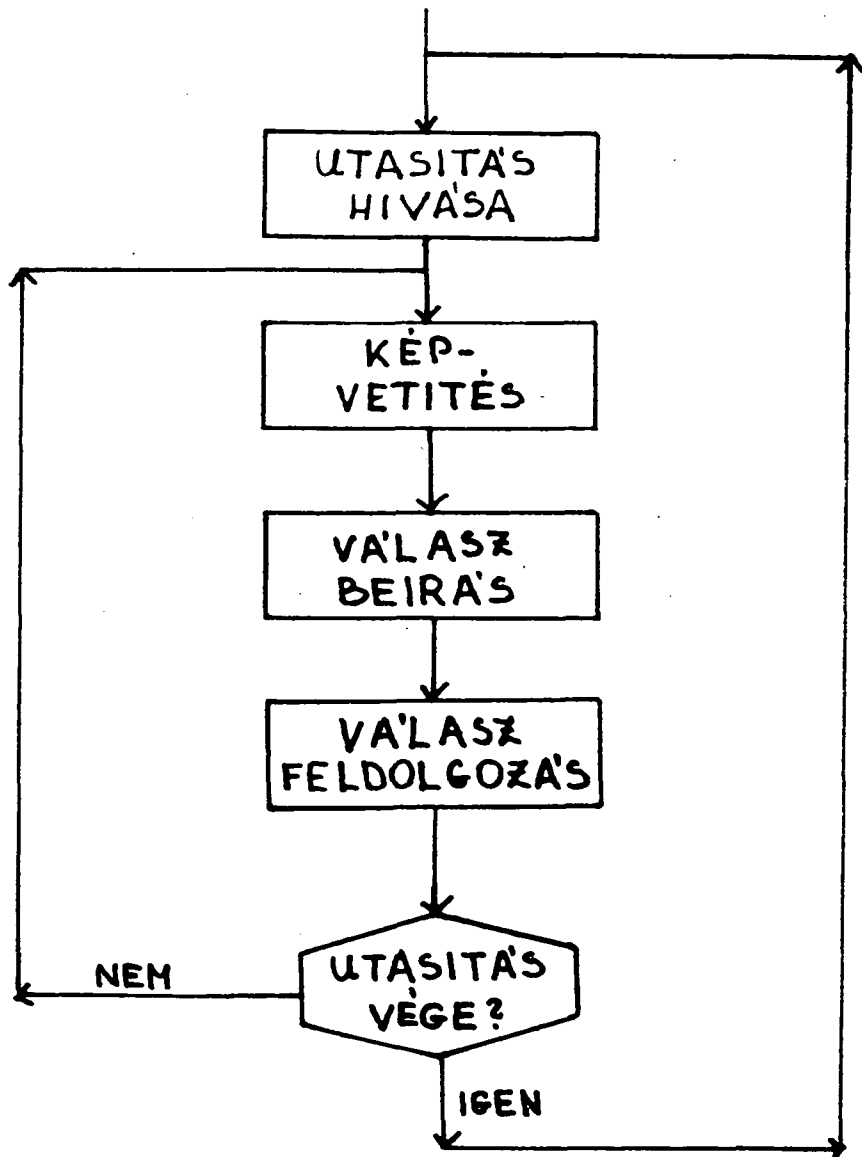
A GINS betegnyilvántartó rendszerbe történő on-line adatbevitel megvalósításához szükséges minimális hardware konfiguráció:

- R-10 központi egység, 32 K byte központi memóriával,
- 1-4 alfanumerikus display,
- 800 K byte disc terület,
- 1 mágnesszalag egység,
- 1 konzolirógép.

A programrendszer jelenleg négy display szimultán üzemeltetését képes vezérelni. A rendszer további display-k üzembe állításával bővíthető. A központi memória szükséglet a jelenleg használt 6 K szó területen kívül minden újabb display hozzávételével 1 K byte-tal bővül.

Az on-line üzemmód előnye, hogy lehetővé teszi az ápolásnál keletkezett adatok azonnali gépbe juttatását, és a BENT nevű file-ból a bentfekvés alatt gyűjtött adatok gyors visszakeresését.

A rendszer és a kezelő közötti kommunikáció a display-n hívott utasítások segítségével történik (1. ábra). Az utasítás végrehajtása során a képernyőn megjelenő képek általában valamilyen kérdést tartalmaznak: a kezelő a kérdésre a klaviatúrán begépel a választ. Ezután megjelenik a következő kép, melyre ismét válaszol a kezelő, ez a folyamat ismétlődik az utasítás záró képének megjelenéséig.



1. ábra

1. Display kezelő program

A Display kezelő program a bekapcsolt (aktív) display-eket sorban vizsgálja. Ha valamelyiken végjel érkezett, elindítja a Vezérlő programot, és mindaddig, míg a Display kezelő nem kapja vissza a vezérlést, a többi display-ken érkező végjel vizsgálatát felfüggeszti.

2. Vezérlő program

Az aktív display-k két állapotát különböztetjük meg: "utasítást vár" és "választ vár" állapotokat. A Vezérlő program megvizsgálja a beérkezett input karaktersorozatot. Ha ez a jelsorozat hívás, és az aktuális display "utasítást vár", akkor indítja az Utasítás ellenőrző programot. Ha valamelyik utasítás végrehajtása folyik, akkor a display "választ vár" állapotban van. Amennyiben a beérkezett jelsorozat válasz, a Vezérlő program a Válaszellenőrző programot indítja. "Választ vár" állapotban érkezett Stop utasítás hívás esetén az éppen végrehajtás alatt álló utasítás megszakad, és a display "utasítást vár" állapotba kerül. Hibajelzést okoz, ha "utasítást vár" állapotban nem utasítás hívás érkezik, illetve "választ vár" állapotban nem válasz vagy STOP utasítás az input karaktersorozat.

3. Utasítás ellenőrző program

Az utasítás hívásakor, mint ismeretes, meg kell adni a kezelőt azonosító kódot, az utasítás nevét és esetleges paraméterét. Az utasítás ellenőrző program a következő feltételek teljesülését vizsgálja:

- a hívás formailag helyes-e,
- a kezelő kódja ismert-e a rendszer számára,
- létezik-e a kért utasítás,
- a kezelő munkaköre alapján hívhatja-e az utasítást.
- Ha az utasítás paraméteres, a paraméter egy beteg munkaszáma vagy kórterem-ágyszáma lehet. A program ellenőrzi, a TÖRZS file-ban szerepelnek-e az utasítás paraméterében hivatkozott beteg adatai.
- Van olyan utasítás, melyet csak a beteg kezelőorvosa adhat ki. Ekkor ellenőrizzük, hogy a hívó kezelője-e a betegnek? Máskor a hívó munkahelyére történik ellenőrzés (azonos osztályon dolgozik-e, ahol a beteg fekszik). Egyes utasítások megkövetelik az eddigieken túlmenően bizonyos speciális feltételek ellenőrzését.

Ha az Utastás ellenőrző program a hívást nem fogadja el, egy hibakép vetítése következik, és a display ismét "utastást vár" állapotba kerül.

4. Következő kép előállítása

Amennyiben a hívás elfogadható, megkezdődik az utastás végrehajtása. A Képelőállító program behozza diskról a kezdő képet. Ezután az ehhez tartozó esetleges vetítés előtti programok végrehajtása következik, majd a Display kezelő kivetíti a képet, és a display "választ vár" állapotba kerül. A Display kezelő ezután sorban vizsgálja a display-eket. Végjel érkezésekor ismét a Vezérlő programot hívja.

5. Válasz ellenőrző program

Az utastás végrehajtása során egy képre adott válasz jelsorozatot a Válasz ellenőrző program formai szempontból ellenőrzi. A válasz egy képre max. 254 karakteres lehet.

A válasz alakja szöveges, vagy megadott alternatívákból való választás. Hiba észlelésekor egy hibakép vetítése következik, majd az előző kép ismét megjelenik a display képernyőn.

6. Vetítésutáni programok

Helyes formátumu válasz esetén a képhez tartozó vetítés utáni programok végrehajtása kezdődik. Ezek ellenőrzik például a beírt mérési eredmények értékének elfogadhatóságát, vagy különböző file-ok tartalmát módosítják a válasznak megfelelően. Természetesen olyan kép is lehetséges, amelyhez nem tartozik vetítés utáni program. A következő képelőállító program a vetítendő kép sorszámát a jelenlegi képhez tartozó STRUKTURA rekord alapján határozza meg, majd behozza diskról a következő képet és STRUKTURA rekordot. Ezután a vetítés előtti programok következnek.

A vetítés előtti programok végrehajtása után ismét a display kezelő kapja meg a vezérlést. Kivetíti a képet, majd fogadja a beérkező válaszokat és a vázolt folyamat előlről kezdődik.

Az ismertetett feladatot megoldó programok az R-10 számítógép ASSEMBLER 2 nyelvén készültek. A rendszer felépítése lehetővé teszi, hogy utastásokat egyszerűen definiáljunk. Ehhez csupán az "UTTAB", "KÉP" és

"STRUKTURA" nevű file-okat kell bővíteni új rekordok hozzávételével, valamint a szükséges vetítés előtti és -utáni programokat kell elkészíteni. Ezek legtöbbje megfelelően paraméterezve több utasításhoz is felhasználható, így az új utasítás kialakításához szükséges programozási munka a későbbiekben csökken.

Irodalom

1. Benedek Sz., Nagy F. dr.: Betegellátást segítő adatkommunikáció (input-output) egy lehetséges megoldása az R-10 számítógépre. Neumann kollokvium 1976.
2. VIDEOTON 340 Display. VIDEOTON 21 -8838-3401-DA kiadvány.

SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ és
SZOTE I.sz. Belgyógyászati Klinika

Betegvizsgálati adatok rögzítése számítógépes feldolgozásra

Pollák Richárd és Lehozky András

A SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központja és az I.sz. Belgyógyászati Klinika 1975-ben megállapodtak olyan számítógépes rendszer kidolgozásában, mely az R-10-es számítógép és perifériái adta lehetőségek felhasználásával lehetővé teszi az I.sz. Belklinika gastroenterológiai osztályán fekvő betegek adatainak számítógéppel történő folyamatos nyilvántartását és archiválását. A szerzők a betegnyilvántartási rendszer egy részének, a fizikális státusfelvétel modulnak a szerkesztését végezték el.

A betegségek diagnózisának felállításakor első lépés az anamnesis felvétele. Erről a témáról ezen a fórumon már hangzott el beszámoló munkacsoportunktól 2 évvel ezelőtt. A kórlapadatok számítógépes feldolgozásakor második lépésként a statusadatok gépi feldolgozására dolgoztunk ki modult.

A hagyományos státusfelvétel úgy történik, hogy az orvos megvizsgálja a beteget, majd az észlelt adatokat a kórlapon szabad szöveg formájában lejegyzi. Az adatok beírásához kevés standard fogalom áll rendelkezésre, a kórlap a jelenlegi formájában nem nyújt lehetőséget a standard status felvételre. Ugyanakkor az utóbbi időben a kemény adatokkal kapcsolatos igények megnöttek. A hagyományos kórlapon történő státusrögzítésnek a következő hiányosságait emelnénk ki:

- lényeges adatok gyakran nincsenek lejegyezve,
- a terminológia nem egységes, következetlen,
- a feljegyzések néha olvashatatlanok,
- az adatok nincsenek jól körülhatárolható formátumba csoportosítva.

Ilyen hiányosságok miatt gyakran nem találhatók meg az orvosi gyógyító és kutató munkához szükséges információk.

Feladatunk olyan módszer kidolgozása volt, mely egyrészt kiküszöböli a régi kórlap hiányosságait, másrészt eléggé flexibilis ahhoz, hogy az orvos, aki az eddigiekben hozzászokott a fizikális státus szabad szöveges rögzítéséhez, ne érezze megkötve a kezét a tárgyhoz tartozó információk rögzítésénél.

A fizikális státus számítógép segítségével történő rögzítése során orvosi szempontból a következő célokat tartottuk szem előtt:

1. A gyógyítási folyamathoz szükséges adatok minőségének és mennyiségének javítása.
2. Gyógyítási és kutatási célra egyaránt alkalmas státusadatokat tartalmazó adatbank létrehozása.
3. A tudományos kutatás igényeit kielégítő archiválás biztosítása.

A státusmodulnak tartalmaznia kell a belgyógyászati szempontból vizsgált beteg fizikális státusára vonatkozó minden információt, tükröznie kell a köztük fennálló strukturális és logikai kapcsolatot.

Feladataink számítástechnikai szempontból a következők:

1. Lehetőséget kell teremteni
 - a) minden, a fizikális státusra vonatkozó információ lejegyzésére,
 - b) az adatok tárolására kezdetben lyukszalagon, majd mágneszalagon, később mágneslemezen,
 - c) a szükséges adatok megfelelő időben történő megkapására.
2. Eljárásunknak rugalmasnak kell lennie, alkalmazkodnia kell esetleges későbbi változtatásokhoz, és
3. könnyen kezelhetőnek kell lennie, hogy számítástechnikában nem jártas egyén is tudja kezelni.

Céljaink megvalósítására a következő módszert tartottuk alkalmazásnak:

A beteg fizikális státusára vonatkozó standardizált adatokat képekben rögzítettük, csoportosítottuk.

A képsorozatok az orvosi gondolkodásmódnak megfelelően rendszereztük és osztottuk fejezetekre. Mivel a státusfelvétel jelenleg off-line módszerrel történhet, elkészítettük a fizikális státus forgatókönyvét, ahol a könyv minden lapja megfelel a display-n megjelenő egy képnek. Ez a módszer kielégíti jelenleg az off-line, a későbbiekben az on-line adatközlés igényeit is.

A képek formátumát az R-10-es számítógép perifériájaként használt VIDEOTON gyártmányú alfanumerikus display nyújtotta lehetőségeknek megfelelően alakítottuk ki (1. ábra).

0 - n

Valamely szivbetegségre jellemző tünet észlelhető?

1. Musset tünet
2. Duroziez tünet
3. Quiucke féle pulzáció
4. Egyéb: Hill tünet

1. ábra

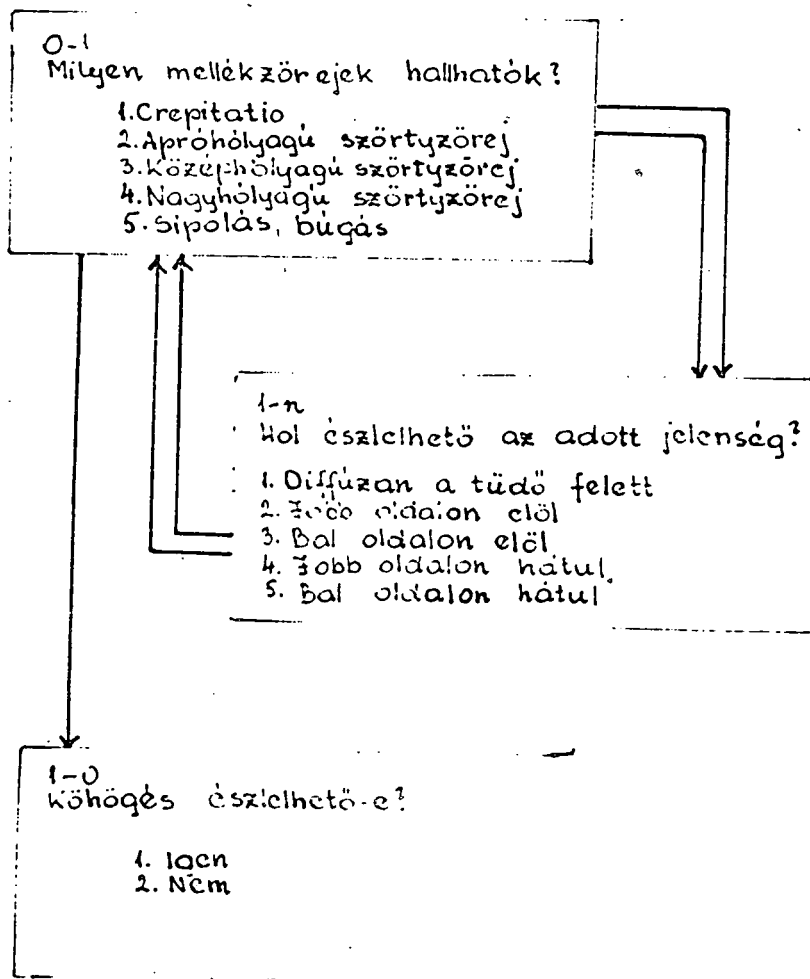
A kép legfelső sorába a képtípus jele került. A 2. sorba a kép címe, a 3-15. sorba a különböző válaszlehetőségek. Az utolsó sor a kívánt válasz beírására van fenntartva. A válaszalternatívák 1-től max. 31-ig terjedően arabszámokkal vannak megjelölve. A fizikális státus adatainak rögzítése során az orvos képről-képre haladva kiválasztja a betegénél észlelt eltérésnek megfelelő alternatívát. A kiválasztott alternatíva determinálja a következő kép sorszámát. Dichotomizáló kérdések közbeiktatása révén kóros eltérés hiánya esetén egész kérdéscsoport kihagyható.

A választás módját tekintve 5 kérdéstípust alkalmaztunk. Az adott képtípusok biztosítják, hogy az ágazódások végig zökkenőmentesen követhetők legyenek a hagyományos státusfelvétel logikájának megfelelően.

A következő képtípusokat használtuk:

1. Tetszőleges számú alternatíva választása (0-n) (1. ábra).
2. Legalább egy vagy több tetszőleges alternatíva választása (1-n).
Ezeknél a több adat kiválasztására lehetőséget adó képtípusoknál lehetőség van tetszőleges szöveges megjegyzés beírására, max. 254 karakter terjedelemben.
3. Egy és csakis egy alternatíva kiválasztására lehetőséget adó típus (1-1).
4. Legfeljebb egy alternatíva kiválasztására lehetőséget adó típus (0-1).

Ezt a típust a különböző tünetek lokalizálására használjuk fel (2. ábra).



2. ábra

Valamelyik eltérést jelző alternatíva kiválasztása esetén a lokalizációs kép következik, majd ismét a tüneteket felsoroló kép. Ha még megjelöltünk egy tünetet, újra a lokalizációs kép. Ha a 0 választás lehetőségével élünk, a következő téma következik.

5. Számszerű adatok beírására lehetőséget adó típus.

Az egységes orvosi nomenklatura hiánya miatt a képek tartalmának kialakítása is felvet bizonyos problémákat. Ezért megpróbáltuk a jelenlegi orvosi fizikális státusfelvétel szabad szövegét standardizálni. Egyes területeken eltértünk a megszokottól. Többségében azonban természetesen a hagyományos státusfelvétel során klinikánkon használt kifejezéseket használtuk. Forgatókönyvünk összesen 283 képből áll, melyeket 20 főcsoportba osztottunk (3. ábra). Ezeket a csoportokat a belgyógyászati betegvizsgálat gyakorlatának, igényeinek megfelelően alakítottuk ki. A belgyógyászati szempontból lényegesebb eltérésekkel részletesebben foglalkozunk, más szaktudományok vizsgálati területét képező szerveket csak érintünk. Pl. a keringési szervrendszert 60, a kültakarót csak 21 képen írjuk le. A belgyógyászati fontos szervrendszereket negatív lelet esetén is több képen részletesen leírjuk - pl. a keringési szervrendszert 8 képen - a szempontunkból kevésbé fontos szervek esetében pedig lényegében csak a kóros eltérés hiányát jelezzük.

A legrövidebb, negatív státusfelvétel során érintendő képek száma 37. Jelenleg az adatfelvétel és feldolgozás off-line módon történik a SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központjának CII-10010-es számítógépén. Folyamatban van az adatok rögzítésének on-line módon való megvalósítása az R-10-es számítógépén.

Az off-line módon történő adatfelvétel forgatókönyv segítségével történik, ahol a könyv minden lapja megfelel a display-n megjelenő egy képnek. Minden alternatíva egy 4 karakteres kódot kapott, s a kiválasztott alternatíva kódját kell az orvosnak leírni. Az így kapott kódsorozatot lyukszalagra perforálják, majd a CII-10010 számítógépen működő program a kiválasztott alternatívákat meghatározott módon mondattá fűzi, és előállítja a státusszöveget. Az adatokat a gép memóriája nem tárolja, azok a kinyomtatott státusszöveget tartalmazó lapokon, illetve a lyukszalagon található meg. Az ilyen módon történő orvosi adatrögzítés kb. 20 percet vesz igénybe, az adatok perforálása, majd a státusszöveg gépi előállítás után a jelenlegi kapacitásunk mellett 3 nap múlva kapja az orvos kézhez a kész leletet.

	Összes képek száma	Negatív leletek esetén érintett képek száma
1. Küllem	6	2
2. Kültakaró	21	1
3. Cyanosis	3	1
4. Nyirokcsomók	10	1
5. Oedema	3	1
6. Fej, száj, garatüreg nyak	23	2
7. Végtagok, ízületek	16	2
8. Emlők	10	1
9. Pulsus	3	1
10. Arteriák	4	1
11. Vérnyomás	5	1
12. Vénák	6	1
13. Légzés	2	1
14. Mellkas, tüdő	58	6
15. Szív	32	5
16. Has	28	3
17. Máj, lép	12	4
18. Vesék, genitáliák	12	1
19. Rectális vizsgálat	3	1
20. Idegrendszer	30	1

3. ábra

Az on-line módon történő adatbevitel a VIDEOTON gyártmányu alfanumerikus display segítségével fog történni. A válasz során a kiválasztott alternatíva sorszámát kell beütni. Az adatok a diskre kerülnek a list file-ba, s egy órán belül listázza a számítógép a szöveges státusleletet. Minden nap végén ezek az adatok bekerülnek az un. aktiv adatok tárába, a bent-file-ba, ahol a klinikán pillanatnyilag bentfekvő betegek adatait fogjuk tárolni. Ezek az adatok bármikor 1-2 sec. alatt, igen gyorsan megkaphatók.

Jelenlegi terveink szerint a beteg elbocsátását követően ezek az adatok a későbbiekben meghatározandó, nélkülözhetetlenül szükséges, de minimális adatredukciót követően a MEDREK archiv kóresettárba kerül-
nének.

Összefoglalva tevékenységünket:

Jelenleg fizikális státus rögzítő modulunk elsősorban a tesztelést szolgálja. Annak a felmérését, hogy egy ilyen modul valóban kielégíti-e az orvosi igényeket, alkalmas-e a megfelelő adatok rögzítésére, elfogadható-e az orvosok számára?

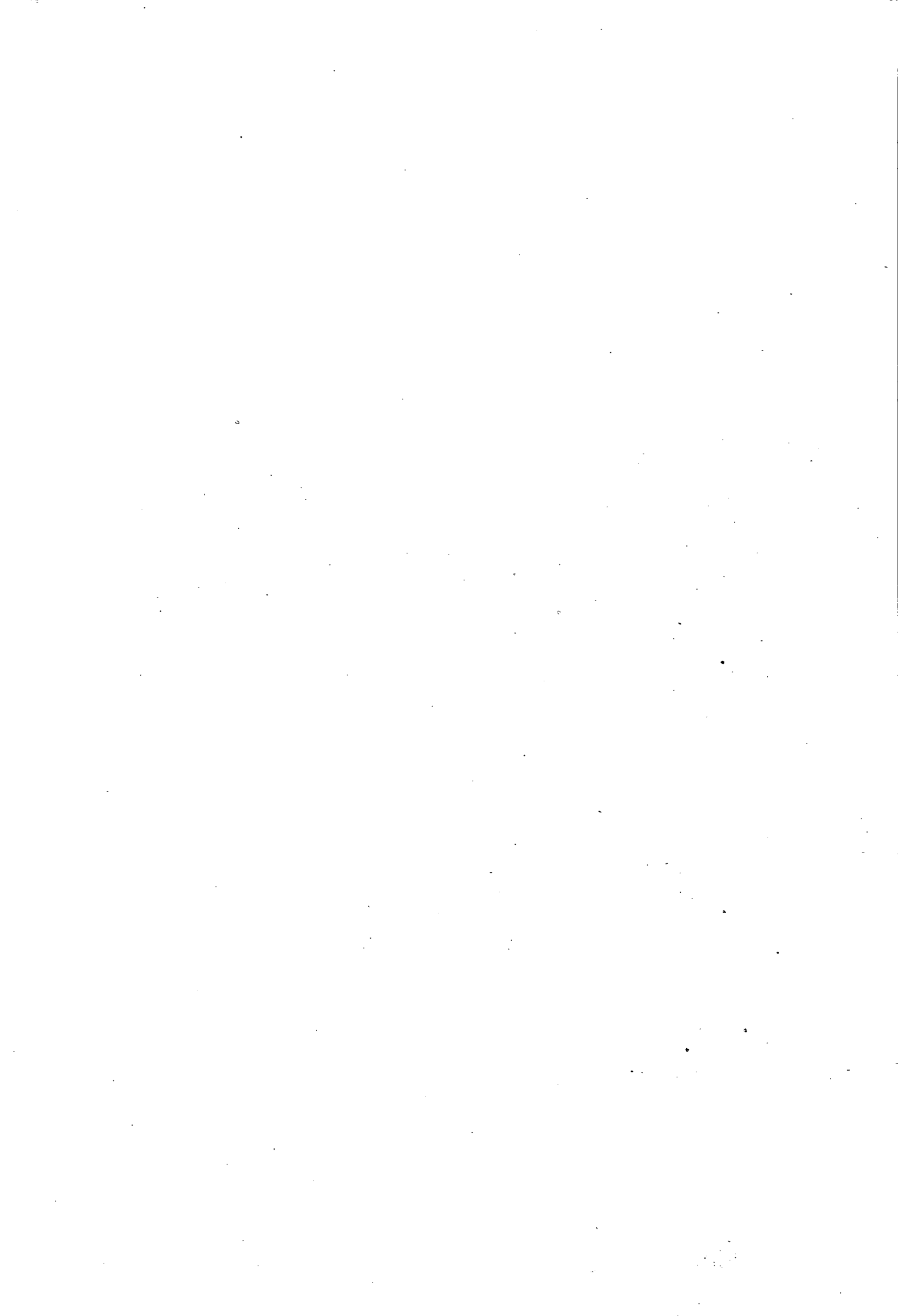
A közeljövőben létrejövő on-line működő modul már jelentős gyakorlati segítséget fog nyújtani az orvosnak, mivel a bentfekvő betegekkel kapcsolatban gyorsan standardizált, strukturált, "kemény" adatokat szolgáltat.

A 3. lépcsőben teremtjük meg a lehetőséget a computeres archiválásnak, adatbank létrehozásának.

Irodalom

Nagy F., Benedek Sz., Szarvas F., Varró V.: Adatgyűjtés betegektől kérdőív segítségével számítógépes feldolgozásra.
Neumann kollokvium 1974.

Döbrönte Z., Benedek Sz., Náfrádi A., Szarvas F., Varró V.:
Gastroenterológiai endoscopos leletek kódmondatokkal történő megfogalmazása és a számítógépes leletezés előnyei.
Neumann kollokvium 1974.



SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ
és
SZOTE I.sz. Belgyógyászati Klinika

Betegellátást segítő adatkommunikáció (input-output) egy lehetséges
megoldása az R-10 számítógépre

Benedek Szabolcs és Nagy Ferenc

A Szegedi Orvostudományi Egyetem Központi Laboratórium Számítástechnikai Központja és az I.sz. Belgyógyászati Klinikája már 1973 óta foglalkozik egy betegadat nyilvántartási rendszer megvalósításának gondolatával. Az orvosokból és matematikusokból kialakított munkacsoport a korábbi időkben rendelkezésre álló hardware lehetőségeket figyelembe véve megoldott már néhány részproblémát, melyek ehhez a témához kapcsolódnak. Eredményeikről a Neumann kollókvium korábbi ülésein is beszámoltak.

Elképzeléseiket az Országos Műszaki Fejlesztési Bizottság és az Egészségügyi Minisztérium is támogatta, azáltal, hogy egy megfelelő nagyságú, új számítógép beszerzéséhez anyagi segítséget nyújtott.

Igy 1976. szeptemberében üzembe helyezték azt az R-10 számítógépet, mely lehetőséget ad egy egységes nyilvántartási rendszer kifejlesztésére.

Elsőként az I.sz. Belgyógyászati Klinika Gastroenterológiai Osztály betegeinek adatkezelésére kívánjuk a nyilvántartási rendszert elkészíteni. Ezért rendszerünket rövidítve GIN-S-nek neveztük el.

Első feladatunk a rendszerterv elkészítése volt. Előadásunkban ennek input-output részét tárgyaljuk a számítógépes megvalósítás oldaláról.

ALAPFOGALMAK

KEZELŐ: A betegellátó egység dolgozója, akinek a számítógép felé adatközlésre vagy visszakerdezésre joga van.

UTASÍTÁS: A kezelő és a számítógép közötti kapcsolatteremtés eszköze.

UTASÍTÁS VÉGREHAJTÁSA: A kezelő és a számítógép tevékenysége az utasítás hívásától a befejezéséig eltelt időben.

UTASÍTÁS KÓDJA: Az angol ABC 3 betűje, mely az adott utasítást egyértelműen azonosítja.

BETEG MUNKASZÁM: 1 és 999 közé eső egész szám, mely a beteget a felvételtől az elbocsátásig egyértelműen azonosítja.

KÖRTEREM-ÁGYSZÁM: 5 jegyű egész szám, melyből az első jegy az emeletet, a második és a harmadik jegy a kórtermet, a negyedik és az ötödik jegy pedig a kórtermen belüli ágyat azonosítja.

KÉP: Az utasítás során a számítógép által megjelenített display képernyő tartalom.

MUNKAKÖR: A kezelőkhöz a következő kategóriák közül legalább egyet munkakörként rendelünk. Ezek: intézet vezető, ügyeletes orvos, osztályvezető orvos, főnővér, szakorvos, gyakornok, laboratóriumi vezető, laboratóriumi orvos, laboráns, nővér, felvételi irodai adminisztrátor, programozó, szigorló orvos, hallgató.

MOZAIK: Egy értelmes magyar mondat nyelvtanilag összefüggő része, mely valamely szó elején kezdődik és ugyanazon, vagy másik szó végén végződik.

INPUT MEGOLDÁSOK

A kezelők a számítógéppel utasítások végrehajtásán keresztül kommunikálnak. Ezek megkezdését az ábrán látható módon, display-n közlik,

$$\& \text{xx yyy} \left\{ \begin{array}{l} \text{zzz} \\ \text{wwwww} \end{array} \right\}$$

utasítás paramétere

ahol:

& jel jelöli, hogy utasítás hívás kezdődik,
xx karakterek helyére a kezelőt egyértelműen azonosító 2 karakter kerül,
yyy pozíciókon az utasítás kódját kell megadni.

A zzz és a wwwww karakterek helyére a beteg munkaszáma, ill. annak a kórterem-ágyszáma kerülhet, ha az utasítás paraméteres.

Az utasítás hívásának megadása után, de még a végrehajtás megkezdése előtt a következő ellenőrzések történnek:

- Az utasítást kiadó személy munkahelye (intézete) és a display-hez rendelt intézet megegyezik-e?
- Az utasítást hívó kezelő munkaköre megengedi-e a végrehajtás megkezdését?
- Az utasítás definiált-e a rendszerben?
- A közölt két karakteres kezelő azonosító definiált-e a rendszerben?
- A munkaszámmal megadott beteg, a kórterem-ágyszám, ill. a kórterem-ágyszámhoz rendelt beteg létezik-e?
- Néhány utasításnál ellenőrzés történik a felsoroltakon kívül arra, hogy a kezelő azon az osztályon dolgozik-e, ahol a beteg fekszik?
- A paraméteres utasítások legtöbbször az utasítást hívó kezelőnek a beteget ellátó orvosnak kell lennie. (Betegellátó orvos az az orvos (vagy azok az orvosok), aki(k) egy korábbi utasítás végrehajtásával a beteg ellátását magára vállalta vagy magukra vállalták.)

A felsorolt ellenőrzések végrehajtása során a software a PARAM, UTTAB és KLDOLG nevű diszkrezidens file-ok tartalmát használja. Ezek felépítése a rendszergenerálásakor történik meg. Az ellenőrzés végrehajtásához ezen kívül a TÖRZS és ÁGY nevű file-ok is szükségesek. Felépítésük az előző három file-val ellentétben a rendszer működése közben korábban végrehajtott utasítások hatására történik meg.

A PARAM nevű file a működtetés környezetét, a betegellátó egység nagyságát, felosztását, a rendszer file-ok elhelyezkedését, az intézetek display-hez való hozzárendelését tartalmazza.

A KLDOLG file rekordjai a kezelők adatait foglalják magukba. Ezek a rekordok egyértelműen meghatározzák a kezelő kommunikációs lehetőségeit a nyilvántartási rendszerrel.

Az UTTAB nevű file rekordjai a definiált, vagyis hívható utasítások nevét, az ellenőrzéshez szükséges adatokat és az utasítások végrehajtásához tartozó egyéb adatokat tartalmazzák.

A TÖRZS nevű file rekordjai a beteg adminisztratív adatait, az ellátó orvosának vagy orvosainak nevét, valamint a további adataira mutató pointereket tartalmazzák.

Az ÁGY nevű file tartalmára a paraméteres utasítások hívásánál van szükség, ha a paraméter kórterem-ágyszám, ezt munkaszámmá kell átalakítani, mert a rendszer a továbbiakban csak a munkaszám alapján képes a beteg adatainak kezelésére.

Tételezzük fel a továbbiakban, hogy a kezelő helyes utasítást közölt, tehát előzőekben említett ellenőrzéseken tuljutott. Ekkor a display-n egy kép, a kezdőkép jelenik meg. Erre a képre a tartalomtól függően a kezelőnek válaszolni kell. A rendszer a válaszból, és a képhez tartozó lehetséges továbbhaladási irányok közül eldönti, hogy melyik a következő vetítendő kép. Erre ismét válaszadás következik, majd ismét újabb kép vetítése. Ez a folyamat mindaddig tart, amíg a képsorozat el nem fogy, vagy a kezelő az STP speciális utasítással a végrehajtást fel nem függeszti.

A vázolt folyamatban a rendszer a KÉP és STRUKTURA file-okat használja. Az elsőben a vetítésre kerülő képek halmaza tartozik, míg a másodikban a továbbhaladási irányokat és a válaszadás módjára vonatkozó információkat tároltuk.

A vetítés előtt elvégzendő tevékenységek szerint statikus és dinamikus képeket különböztethetünk meg. Ha a display képernyőjén a KÉP file megfelelő rekordja, vagyis a következő kép változtatás nélkül jelenik meg, akkor a kép statikus. Ellenkező esetben dinamikus. Az utóbbi esetben a rendszerrel korábban közölt adatok jelennek meg a kívánt szempontok szerinti csoportosításban.

A vetített képekre adott válaszokat az utasítás végrehajtása alatt, formailag, ahol lehet tartalmilag ellenőrizzük.

Ha a válasz elfogadható, és a STRUKTURA file megfelelő rekordja a képre adott válaszok elnyomásáról nem rendelkezik, a kapott adatokat a display-khez külön-külön rendelt puffer területen gyűjtjük.

Az utasítás befejezése után az érkezett adatok a puffer területéről az un. napi adatok tárába a KLIST és LIST nevű file-okba kerülnek, és mindaddig ott maradnak, amíg az összes előre definiált feldolgozás meg nem történik. Innen kerülnek át a KBENT és BENT nevű file-okba, ahol a beteg elbocsátásáig tárolódnak és a különböző feldolgozások számára elérhetők.

OUTPUT MEGOLDÁSOK

A számítógép információt közölhet a kezelőkkel display-n vagy sornyomtatóval. Rendszerünkben outputként a hardcopy változatot fogjuk elsődlegesen kifejleszteni, mivel ez a megoldás a rendelkezésre álló konfigurációnak jobban megfelel, ugyanis a korábban előállított leletek tárolása vagy a display-n történő kérés esetén, azok mindenkor újabli előállítása a számítógép számára nagy megterhelést jelentene. Az előállítandó listáknak következő fajtáit különböztetjük meg:

Számszerű leletek:

Ebbe a csoportba tartoznak azok a leletek, amelyek előállításánál

- számszerű input adatok is szükségesek,
- a véleményezés valamely számolási algoritmus segítségével történik,
- a véleményezés automatikus és objektív.

Ide tartoznak például az izotóp diagnosztikus leletek.

Szövegszerű leletek:

Ebbe a csoportba tartozó szövegszerű leletek előállítását a következők jellemzik:

- számszerű input adatok nem szükségesek,
- véleményezéshez számolási algoritmus nincs,
- tartalmuk adott mozaikkészletből való választással, esetleg szabad szövegrészekkel kiegészítve áll elő,
- véleményezésük nem automatikus és nem objektív.

Ezt a csoportot az anamnézis és statusz listák jellemzik legjobban.

Eredmény leletek:

Az eredmény leletek készítésekor

- sok számszerű input adat jelentkezik,
- számolási algoritmus ritkán szükséges,
- véleményezés nincs, vagy csak normál értékektől való eltérést jelez.

Vezérlő listák:

Az idetartozó listák a kezelők napi munkáját segítik, illetve vezérlik. Ilyenek például a vérvételi csövek azonosítását, vagy étel elosztást segítő listák.

Adminisztratív listák:

Az utolsó csoportba tartoznak a felvételi iroda munkáját segítő adminisztrációs listák. A csoport jellemzésére a különböző betegforgalmi jelentéseket és a beteg korábbi bentfekvését nyilvántartó ABC regisztert emlitenénk.

Az eddigiekben a GIN-SYSTEM - szerintünk leglényegesebb részét - az input-output alrendszert ismertettük. A megvalósítás munkáját is ezzel a résszel kezdtük el. Az eddig elkészült programokról a következő előadásban hallhatnak beszámolót.

Az output rész - a CII-10010-en már kipróbált és rutinban működő 21 fajta lelet előállítása során szerzett tapasztalatok alapján - az R-10-en is megoldhatónak látszik.

Irodalom

Forgács T., Kramer G.: Általános Dialógus programrendszerek MTA SZTAKI, 12/1973.

Döbrönte Z., Benedek Sz., Náfrádi J., Szarvas F., Varró V.: Számítógépes leletezés gastroenterológiai endoscopyban. Orvosi Hetilap, 1975. 26.sz.

Nagy F., Benedek Sz., Szarvas F., Varró V.: Adatgyűjtés betegek-
től kérdőív segítségével számítógépes feldolgozásra. Neumann
kollokvium 1974.

Csernay L., Benedek Sz.: Pajzsmirigy radiojód diagnosztikai vizsgálatok
automatikus értékelése számítógéppel. Magyar Radiológia 26.
369-376. 1974. Bp.

SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ

Adatfeldolgozás céljait szolgáló programrendszer R-10-es számítógépre, különös tekintettel biometriai feldolgozásra

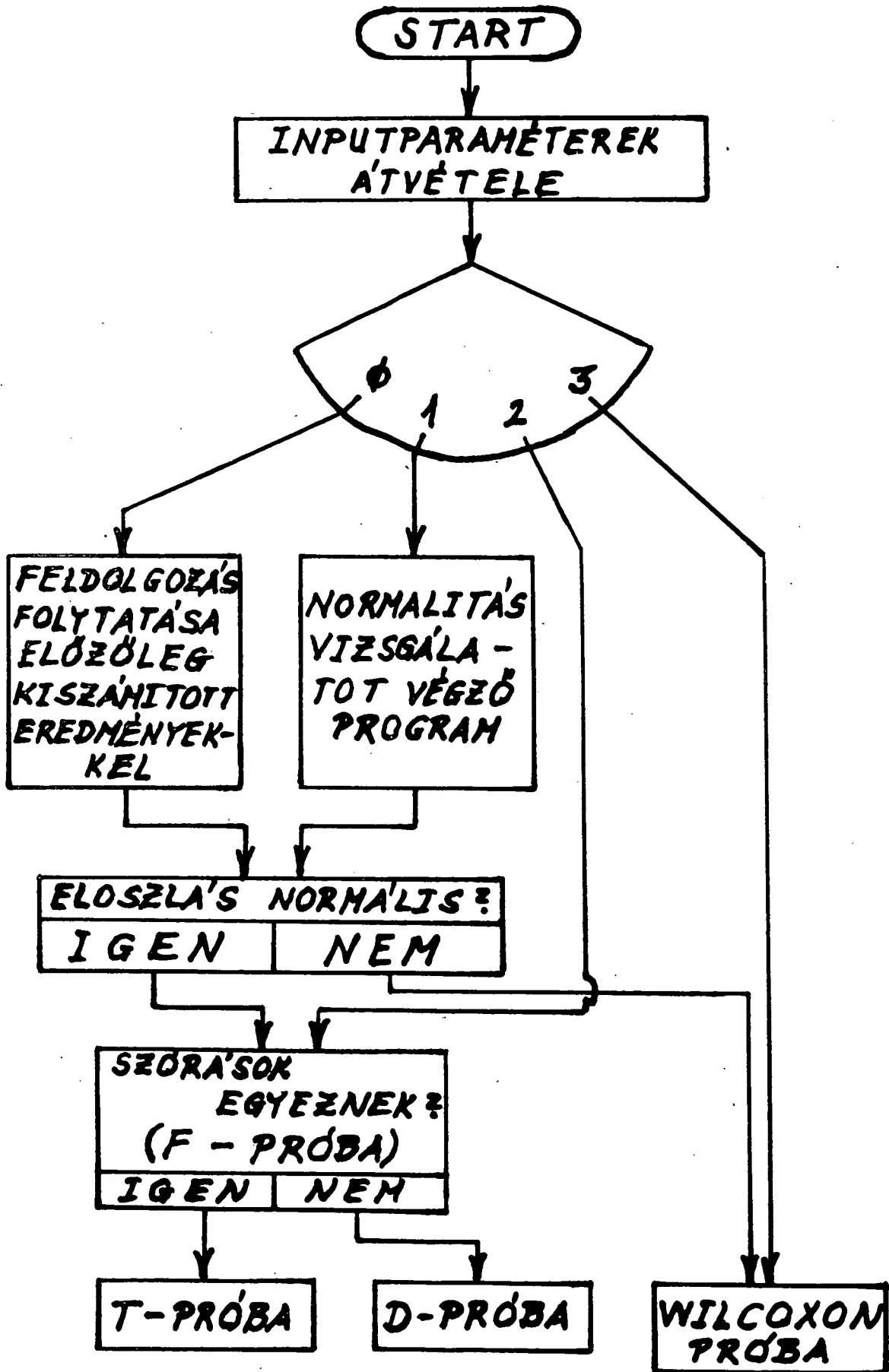
Szeberényi László, Kasza Ferenc, Stéhlik Jánosné, Győri István és
Forczek Erzsébet

A SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ feladatainak jelentős részét - több éves tapasztalat alapján - az egyetem egyes intézeteitől kapott biológiai jellegű adatok statisztikai feldolgozása képezi. Az ezirányban felmerült számítástechnikai igények kielégítése eddig nagyrészt egyedi, egymástól részben, vagy teljesen független programokkal történt. A feladatok számának növekedése és a számítógépes szemlélet elterjedése révén a problémák új oldalról való megközelítése szükségessé tette egy hatékonyabb programrendszer kiépítését.

Ennek a programrendszernek igen összetett, egymásnak sokszor elentmondó igényeknek kell eleget tennie. Hogy ezeket az igényeket és a rendszertervezés kezdeti stádiumában felmerült problémákat szemléltetni tudjuk, nézzük meg egy gyakran előforduló, mindenki számára ismert problémakört (1. ábra): két független minta várható értékének összehasonlítását. Itt a leghatásosabb próba a 2 mintás t -próba. De mint tudjuk, ez csak akkor végezhető el, ha a két minta normális eloszlású populációból származik, és a minták szórásai szignifikánsan nem különböznek.

Ha nem normális eloszlású populációból származó mintáról van szó, Wilcoxon próbát lehet végezni. Ha normális volt az eloszlás, meg kell vizsgálni a szórások egyezését.

Egyező szórások esetén t -próbát, egyébként D -próbát végzünk. Ahhoz, hogy egyszeri géphezfordulással készüljön a feldolgozás, a programnak magának kell tudni eldönteni, hogy melyik próbát kell alkalmaznia. Ez egyetlen program esetén a memória nagy részét lefoglalná, így a fennmaradó helyen sok adattal nem lehetne dolgozni. A feladatot részekre kell tehát bontani, több önálló rész vizsgál egy-egy feltételt. Így egy feladatot több programhívással lehetne csak végrehajtani, - az pedig nehézkessé tenné a mindennapi feldolgozást. Ezen segítene egy olyan kezelőrendszer, amely egyszerűbb fastrukturákban adott feladatokat is tud vezérelni úgy, hogy a benne



1. ábra

szereplő ágak önállóan is futtathatók. Ha ez teljesülne, akkor egy-egy több relációban előforduló probléma programja csak egyszer szerepelne a rendszerben, ugyanakkor elérhető - megfelelő vezérlő és futtató rendszer esetén - , hogy a feladatot leíró fastruktúra vezérlőprogramja, egyetlen ága, vagy részága legyen a tárban. Ez különösen hosszú és nagy tömbökkel dolgozó programoknál előnyös. Például az ábrán a normalitás, vagy a Wilcoxon próba, olyan statisztikai próbák, amelyeknek önállóan is létjogosultságuk van, ugyanakkor az említett példában, mint esetleges részfeladatok szerepelnek.

Előfordul, hogy egy előzetes feldolgozás folytatása esetén a normalitás kérdése már eldőlt, vagy bizonyos jellemzőket már kiszámítottunk. Ezeket újból fel tudjuk használni anélkül, hogy ismételten kiszámítsuk, ha előzőleg egységes, minden program által könnyen kezelhető formában tároltuk azokat.

Az 1. ábrán például a program 0 konstans esetén a már kiszámított eredményekkel dolgozik. Ha konstans 1-es, akkor szükség van a kérdéses mennyiségek kiszámítására. A 2-es, ill. 3-as paraméter megadja a felhasználónak azt a jogot is, hogy maga határozza meg, melyik próbát hajtja végre.

Gyakori eset, hogy a statisztikai kiértékelés előtt bizonyos mérési eredményeken transzformációt kell végezni. A rendszertől azt kívánjuk, hogy a transzformáció által létrehozott új minták ugyanugy kezelhetők legyenek a rendszer által, mint az eredetiek.

A rendszernek biztosítani kell a statisztikai táblázatok egységes kezelését is.

Ha a fenti igényeknek eleget tesz a rendszer, akkor nagy tömegű adatok egyszeri és folyamatos feldolgozása is lehetővé válik, ugyanakkor néhány adat azonnali, gyors, egyszeri géphezfordulással való kiértékelésére is alkalmas.

A fenti megfontolásokból kiindulva és figyelembe véve egy sor egyéb - most nem részletezhető - statisztikai igényeket és software-hardware lehetőségeket, a megvalósítás alatt álló feldolgozórendszer a következő alapkövetelményeknek tesz eleget:

1. A felhasználó kényelmének biztosítása végett a rendszer működtetésének programozása egyszerű, továbbá működés közben minimális emberi beavatkozást kíván.

2. A rendszerhez tartozó programok adatkezelése egységes és tömör.

3. A rendszer egyszerűen bővíthető - szűkíthető, vagy akár átalakítható azért, hogy a rendszerbe beépített biometriai módszerek köre minél tágabb lehessen, valamint egymással jól variálhatók legyenek.

4. A rendszer magja, a futtatórendszer minimális állandó specifikációt tartalmaz arra nézve, hogy az egyes konkrét esetekben milyen célú programrendszer áll a vezérlése és felügyelete alatt. Ez lehetővé teszi, hogy a jelenleg készülő statisztikai rendszertől eltérő egyéb feldolgozó rendszereket alakítsunk ki a rendszer magja köré.

5. A rendszer felügyelete alatt futtatható programokkal szembeni megkötések minimálisak.

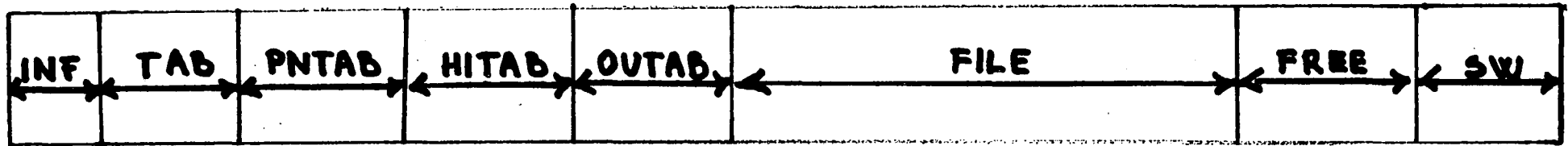
6. Komplex, több programot vagy feltételesen több programot igénylő feladatok esetén a feladat megoldási menete (a futtatandó programok kiválasztása és sorrendje) maga is programmal adható meg, ami egyben biztosítja a feldolgozás strukturájának egyszerű áttekinthetőségét.

Ugy érezzük, hogy a felsorolt követelményeknek eleget tevő rendszer lehetőséget nyújt a felhasználónak átfedésmentes programrendszer összeállítására, valamint a feladat megfelelő megfogalmazása esetén automatikus feldolgozásra. A rendszer működéséhez szükséges összes információ a disk ugynevezett "felhasználói" zónájában helyezkedik el, mely a 2. ábrán látható.

A rendszer strukturáját és egyes elemeinek funkcióit a 3. ábra szemlélteti.

Központi helyet foglal el a rendszerben a vezérlő mag, vagy más néven a futtató-rendszer, mely a mindenkori Monitorból - kiegészítve egy speciális szekcióval - valamint a HEAD rendszerprogramból áll, melynek funkciói és jellemzői a következők:

DISK "FELHASZNÁLÓI" ZÓNA



INF - az aktuális felhasználóra vonatkozó információk zónája.

TAB - tetszőleges, - a rendszer működése alatt - standard táblázatok zónája.

PNTAB - választható programok listája.

HITAB - az aktuális feladat programhívásainak listája.

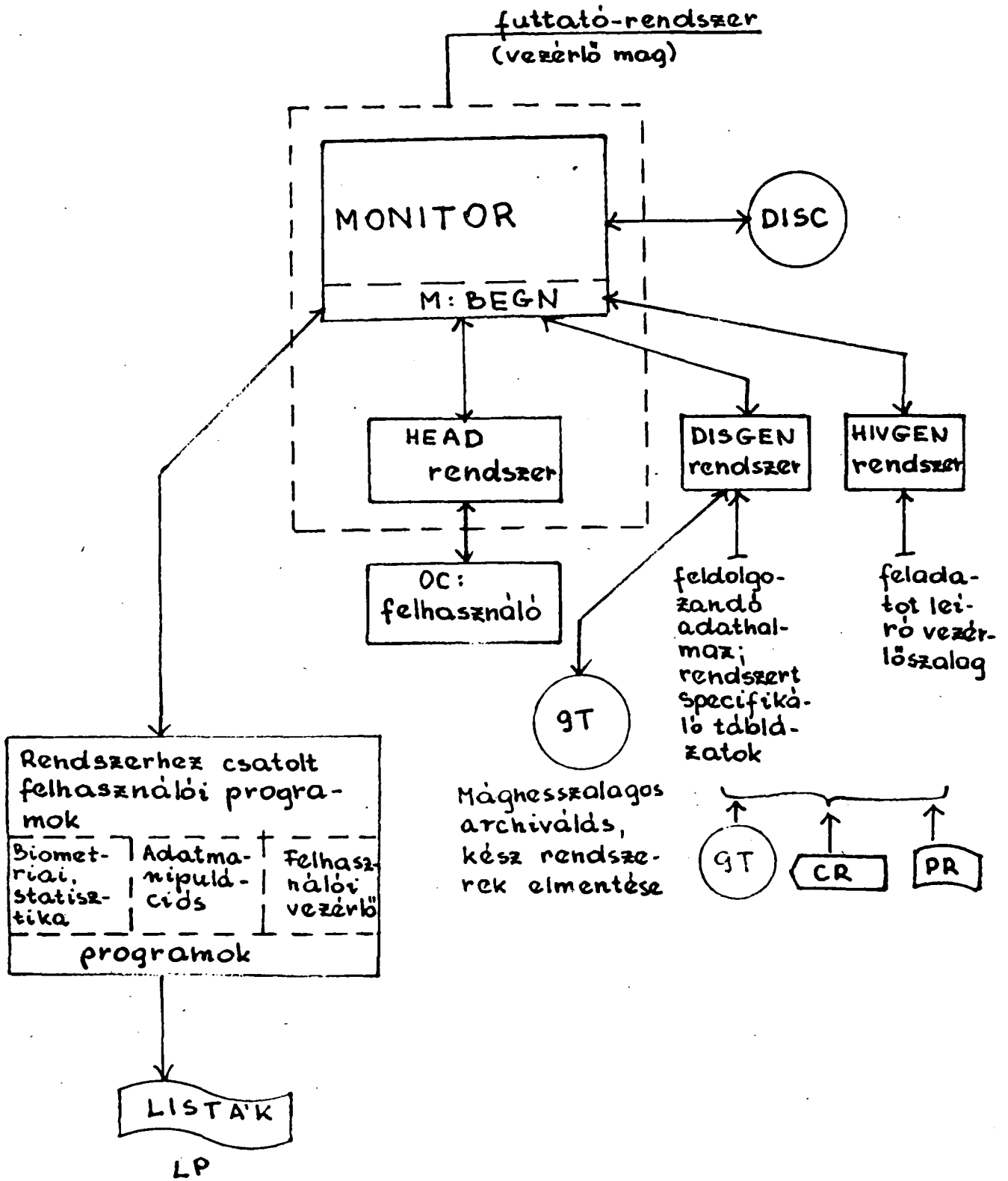
Fontos megjegyezni, hogy ez a négy táblázat specifikálja a feldolgozórendszert minden egyes működés esetén.

OUTAB - eredménytáblázatok zónája.

FILE - a feldolgozandó adathalmaz rekordjait tartalmazza

FREE - a rendszer programjainak szabad munkaterülete

SW - SWAPPING zóna, felhasználó programok időleges mentési területe.



3. ábra

- Biztosítja a rendszer és a felhasználó közti kommunikációt.
- Ellátja a feladat végrehajtásához szükséges programok indítását - futtatását a HIVGEN rendszer által a disken kialakított programhívási lista alapján.
- Az éppen futó felhasználó program részére a következő szolgáltatásokat nyújtja:
 1. Lebonyolítja a felhasználói program és a disk közötti adatforgalmat egy speciális file-kezelőrendszer segítségével, ezzel megvalósítva az egységes adatkezelést.
 2. Biztosítja felhasználó programok felhasználó programból történő indítását a hívó programhoz történő visszatéréssel vagy visszatérés nélkül, ezzel lehetőséget adva a felhasználónak vezérlő-programok kialakítására.

Nagyon fontos, hogy a vezérlő mag a file-kezelőrendszeren kívül semmiféle állandó specifikációt sem tartalmaz a vezérelt programrendszerre nézve.

A rendszer specifikálását a DISGEN rendszerprogram végzi el, kialakítva az egyes egyedi rendszereket, továbbá lehetővé teszi az eredmények, illetve adott esetben az egész rendszer archiválását. A feldolgozandó adathalmaz diszkre juttatását szintén a DISGEN végzi el.

Az ilyen módon kialakított rendszernek az elvégzendő feladatot, a futtatandó programok listáját, az aktuális paramétereikkel együtt, a HIVGEN rendszer szolgáltatja a feladatot leíró vezérlőszalag vagy vezérlőkártyák alapján. A feladatok leírására egy egyszerű célnyelvet fejlesztünk ki, melynek feldolgozását az említett program végzi el.

A rendszer hardware igénye 32 Kbyte belső memória, minidiszk vagy 5 Mbyte-os cserélhető diszk, sornyomtató, lyukszalag vagy kártyaolvasó, esetleg 1 mágnesszalagos egység.

1977. áprilisára a rendszerprogramok, valamint a legalapvetőbb statisztikai eljárások programjai elkészülnek. A rendszer könnyen bővíthető, tekintve, hogy a rendszerhez olyan programnyelveken írt programok csatolhatók, amelyekben az ASS2 és a másik programnyelv közötti információ csere megoldott. Így teljes kiépítés után lehetőség nyílik a legkülönbözőbb szignifikancia vizsgálatok elvégzésére, a variancia analízis, a

faktoranalízis, az orvosi diagnosztikai célokat szolgáló programok rendszerben történő futtatására.

Az elhangzott előadás anyaga az EU.M. 4-13-0201-03-0/GY számú "Számítástechnikai módszerek, rendszerek, berendezések fejlesztése adaptálása az orvostudományban és az egészségügyben" c. tárcaszintű kutatási főirányhoz minisztériumi szinten kiemelten elfogadott "Számítástechnikai és matematikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és az egészségügyben" c. témában végzett kutatómunka alapján készült.

Budapesti Műszaki Egyetem Automatizálási Tanszék

On-line Interaktív Betegnyilvántartó Rendszer

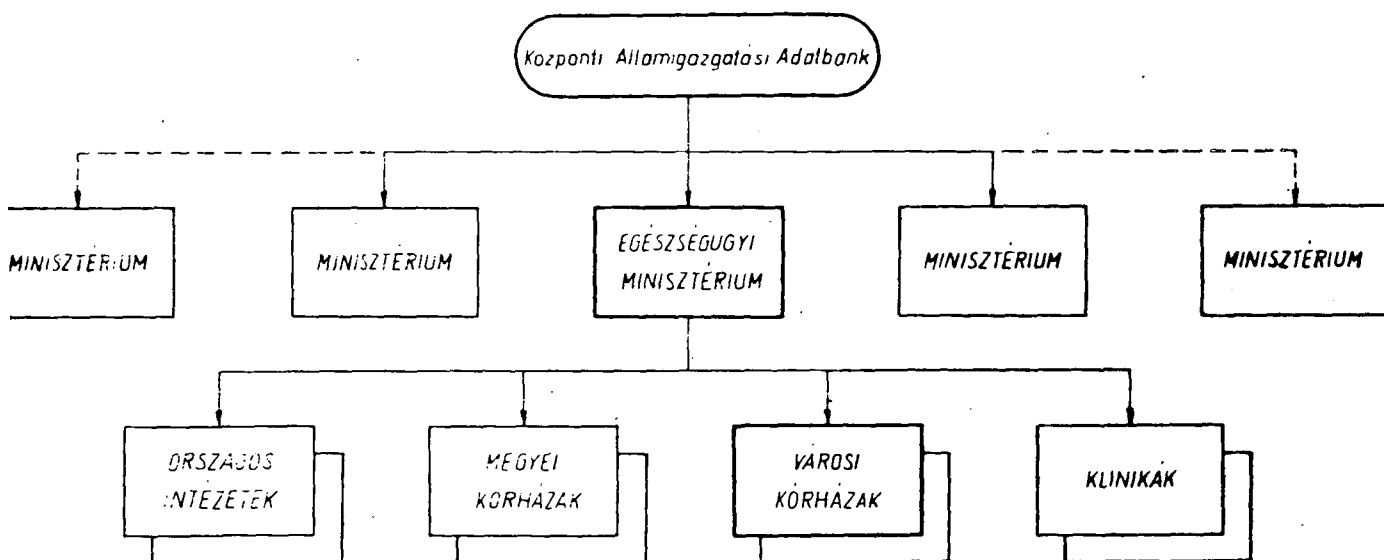
Hantos Péter, Lehoczky János, Remzsó Gábor és Vajta Miklós

Bevezető

Tanszékünk az OMFB megbízásából foglalkozik a számítástechnika orvosi alkalmazásainak kutatásával, és az R-10 számítógép alkalmazói software-jének a fejlesztésével. Ebben a sokoldalú és bonyolult munkában készsleges partnernek bizonyult a Bajcsy Zsilinszky Kórház orvosi kollektívája. Előadásunkban az On-line Interaktív Betegnyilvántartó Rendszer tervezéséről számolunk be. Egy terminálos változatban november közepén mutattuk be az OMFB képviselőinek a rendszer fő komponenseit. A mintaállományt a Bajcsy Zsilinszky Kórház 3.sz. Belgyógyászati Osztályának kórlap anyagából vettük.

Számítógépek az egészségügyi szolgálatban

Egy Egészségügyi Rendszer számítógépes irányításánál a cél a rendelkezésre álló személyi és anyagi erőforrások optimális kihasználása, figyelembe véve azt, hogy a rendszer alapvető feladata a gyógyítás, a betegségek megelőzése. A rendszer sémáját az 1. ábrán mutatjuk be.



1. ábra Az egészségügy információs rendszere

Jellemezzük néhány szóval az egészségügyben kialakult fő intézménytípusokat:

- területi, regionális alrendszerek, amelyek egy-egy megye egészségügyi ellátását fogják össze, bázisként egy-egy megyei vezető kórházra támaszkodva,
- országos, egy-egy orvosi szakterület felügyeletét ellátó alrendszerek, amelyek bázisai a megfelelő országos intézetek,
- méretében, "hatósugarában" legkisebb egységek közé tartozik a városi kórház,
- a klinikák elsődleges feladata az orvoscépzés és a kutatás.

A különválasztást több tényező is indokolja:

- a megyei kórházban inhomogén, az országos intézetben pedig homogén a szakmai irányítás,
- az információgyűjtés területe különböző,
- a tudományos kutató munka lehetőségeiben és jellegében különböző.

A hierarchia következő szintjén tárcaszintű számítógép-rendszert kell elképzelni, amely információcserét folytat a Központi Államigazgatási Adatbankkal. Az adatállományt minden szinten úgy kell kialakítani, hogy az adott szinten jelentkező igények kielégítése mellett alkalmas legyen a magasabb szint részére történő adatszolgáltatásra is. Tanszékünk feladata egy 1000-1200 ágyas "Városi Kórház" típusu mintarendszer kidolgozása volt.

Kórházi Információs Rendszerek tervezése

A számítógép a kórházban rendkívül sok feladatot láthat el. Egy ún. totális rendszerben az orvosi, gyógyászati jellegű információk kezelése mellett pl. bér- és munkaügyi adatok, állóeszköz, fogyóeszköz, gyógyszer, stb. nyilvántartás is szerepelhet. Az említett problémák az alkalmazható modellek és megoldások szempontjából nem kórház specifikusnak, az ipari és igazgatási környezetben kifejlesztett programcsomagok kis fáradsággal adaptálhatók (1). Ennek megfelelően kutatásaink során elsősorban a gyógyászati adatok kezelésével foglalkoztunk. Az általános célok ismeretében

a realizálhatóság szempontjából a rendszereket két jellemző típusba sorolhatjuk:

a.) Off-line rendszerek

Az off-line rendszerekre a batch feldolgozás jellemző, általában az ún. "archív" kóresettár analizisét végezzük. (Az aktív anyag batch feldolgozása nehézkes.) Fő cél a tudományos kutatás hosszabb periódus beteganyagának statisztikai elemzése korrelációs módszerekkel. A feladatok során nagy adattömegeket kell mozgatni és a számítási igény is nagy (2).

b.) On-line rendszerek

Az on-line rendszerekre a real-time feldolgozás és az interaktivitás jellemző, általában az "aktív" betegadatokat kezeljük. (Az archív anyag on-line kezelése nem indokolt és általában nem is oldható meg.) A feldolgozott adatállomány lényegesen kisebb, mint az archív rendszernél, az alkalmazott szelekciós és lekérdezési algoritmusok pedig általában egyszerűbbek.

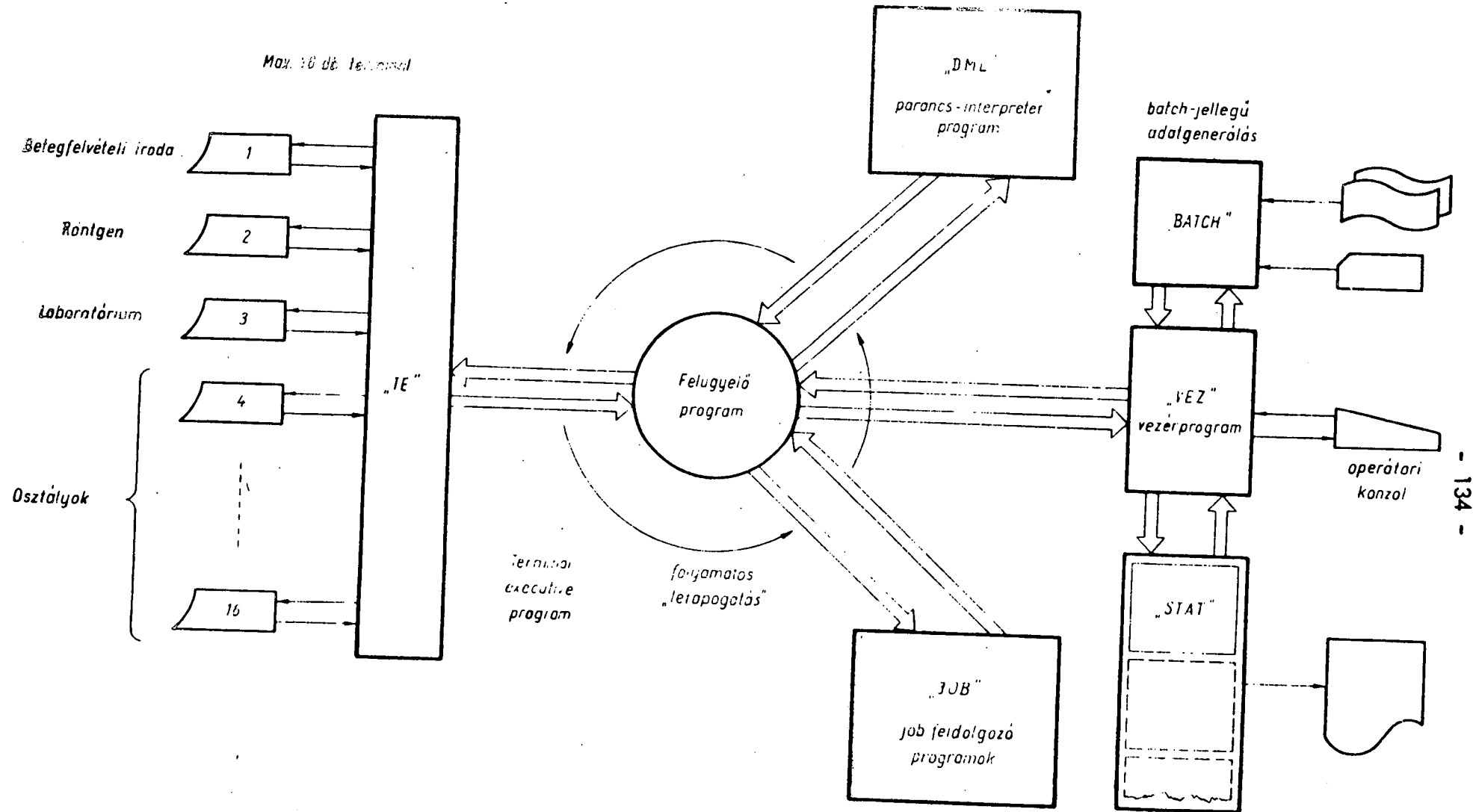
Látható, hogy a programok szintjén antagonisztikus ellentét van a két típus között. Összekötő kapocs a mágnesszalagos háttértár lehet. R-10 kisszámítógépre alapozott rendszerünk funkcionális moduljainak kapcsolását a 2. és 3. ábrán mutatjuk be. A 4. ábra szerinti output adatstruktúrát alkalmazhatjuk egy off-line feldolgozás során input struktúraként. A következőkben a felhasználói szintű alrendszereket ismertetjük.

Általánosított dialógus kezelés, személyi adatok nyilvántartására

A felhasználóval folytatott párbeszédet interaktív módon, alapvetően feleletválasztásos elven építettük fel. A dialógus szervezést az oktatóprogramoknál szerzett tapasztalataink alapján általánosítottuk (3). A dialógusokat szemantikai gráf segítségével tervezzük meg, majd egy egyszerű leíró nyelv segítségével a szöveget adatszalgként feldolgozzuk. A személyi adatokat egy ilyen dialógus során dolgozzuk fel. A rendszerben alkalmazott dialógusok és oktató programok tárolási struktúrája az 5. ábrán látható.

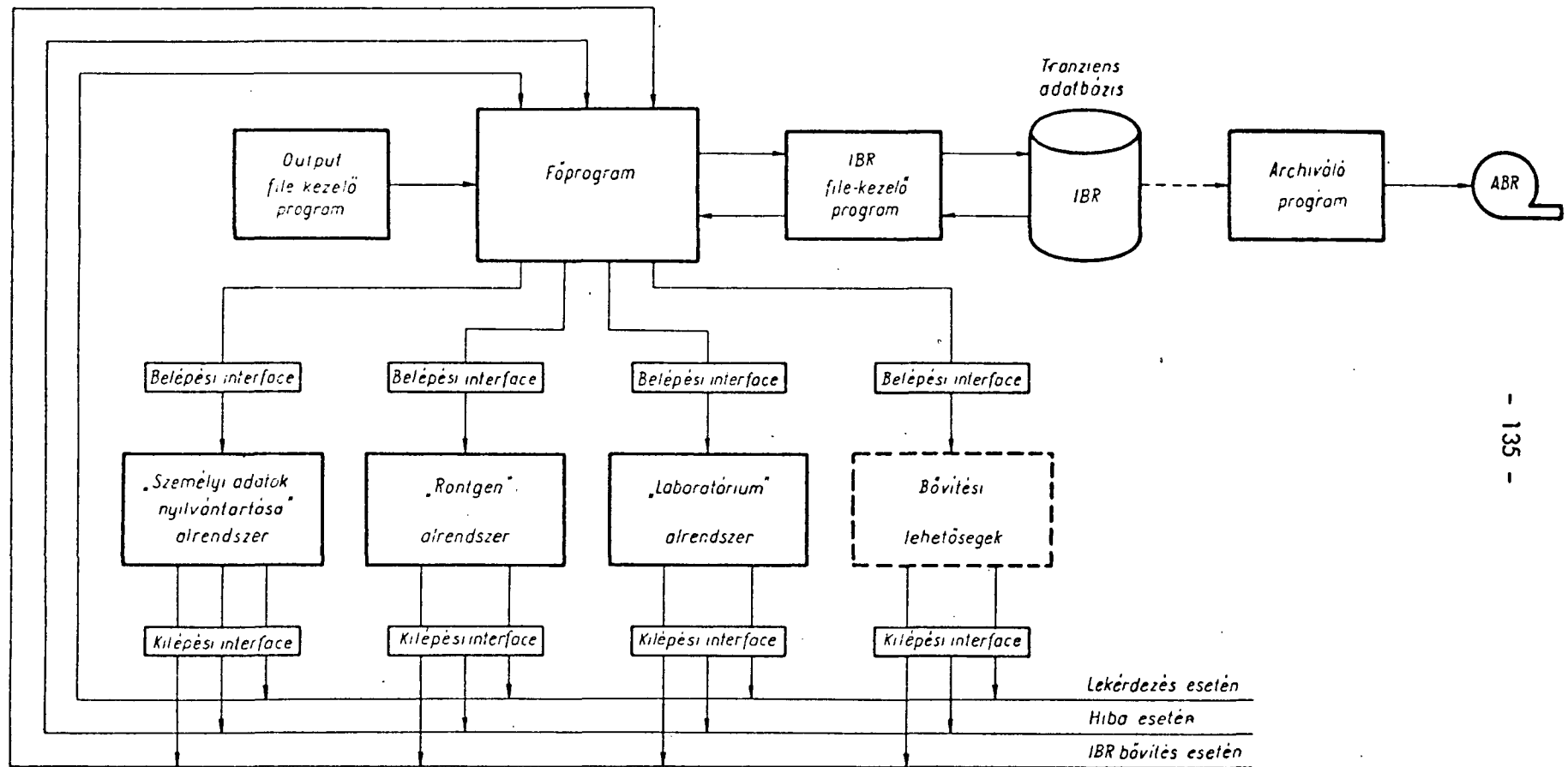
A Központi Laboratórium vizsgálati adatainak feldolgozása

Az adatbevitel a Központi Laboratórium termináljáról dialógus formában történik. A 6. ábra mátrixát a 7. ábra adatlapja alapján töltjük fel. Egy adatlap a mátrix egy sorát "generálja". Az ismertetett logikai

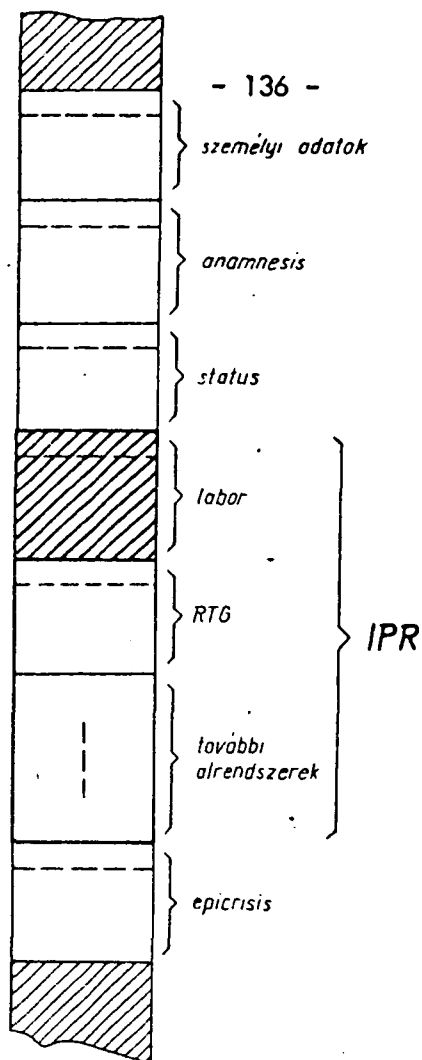


2. ábra On-line interaktív betegnyilvántartó rendszer

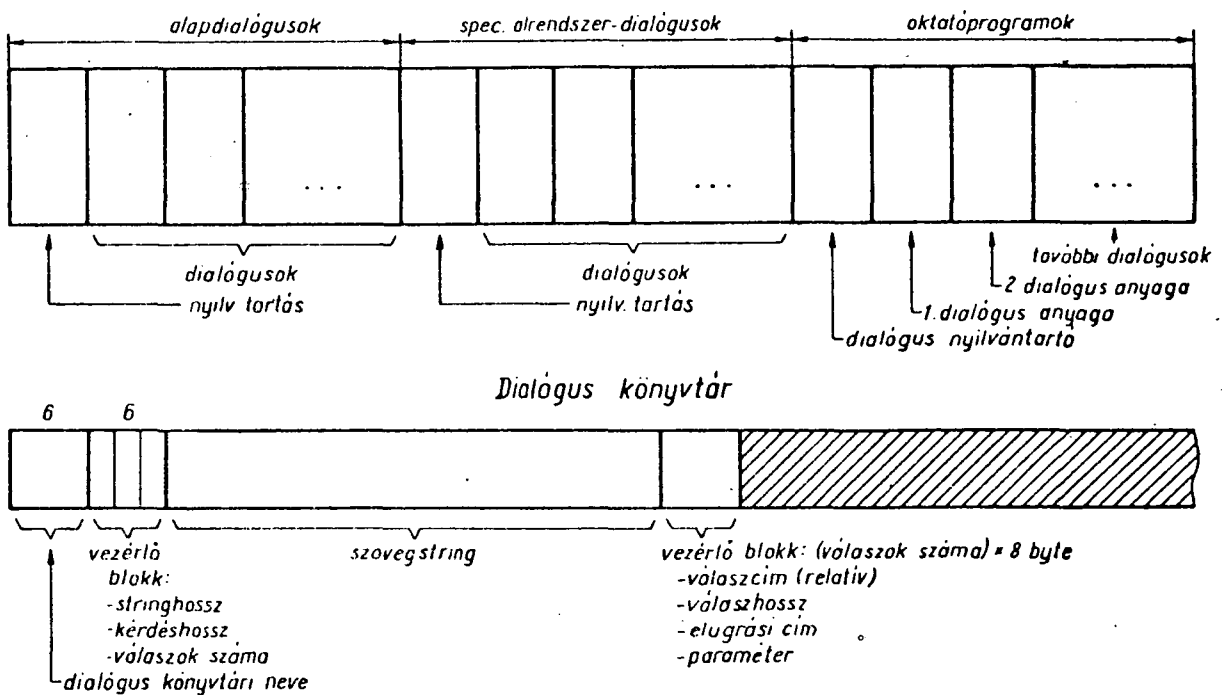
Az egyes alrendszerek munkastatisztikáit készítő programok



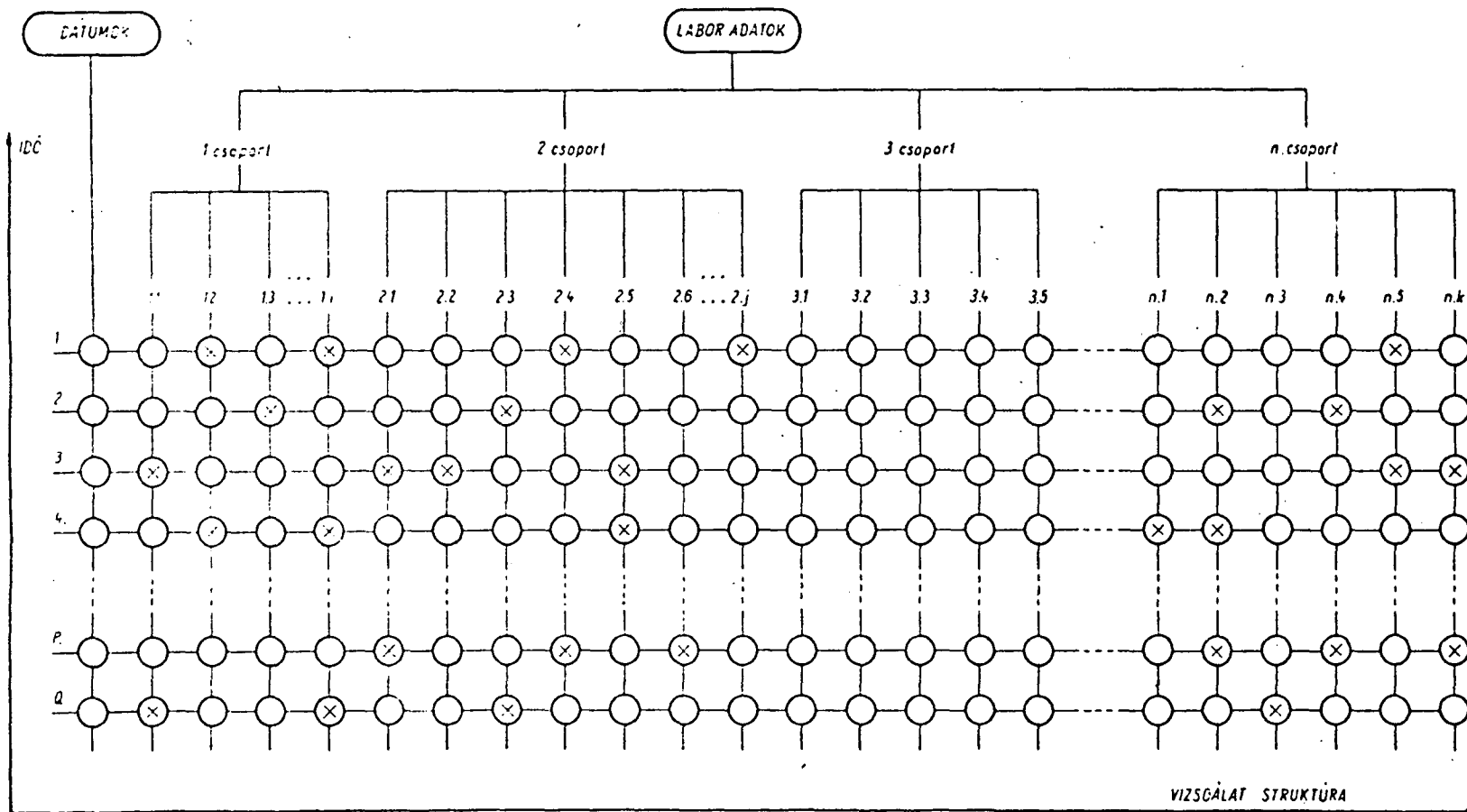
3. ábra Job-feldolgozás



4. ábra Archiv Beteg Rekord (APR)



5. ábra A dialógus könyvtár felépítése



6. ábra Laboratóriumi adatok strukturája

strukturának a 8. ábra tároló-strukturája felel meg. A laboratóriumi vizsgálatok egy ún. ritka mátrixot alkotnak. A tároláshoz ezt a mátrixot tömörítjük és sorfolytonosan kiterítjük a tárban (4). A dátum és vizsgálat szerinti lekérdezés ("soronkénti" és "oszloponkénti" mozgás a mátrixban) algoritmusát a 9-10. ábrákon mutatjuk be.

Az osztályoktól kért vizsgálatokat és a laboratórium teljesítményét statisztikailag elemezzük (5). A rendszer a működés során a 11. ábra táblázatának megfelelő diszkes-file-ban számlálja, ill. rögzíti a kívánt adatokat. A táblázat anyagát ezután több szempont szerint lehet kinyomtatni. A három legfontosabb lista:

- napi statisztikák, metodikai ellenőrzés
- heti statisztikák
- havi statisztikák.

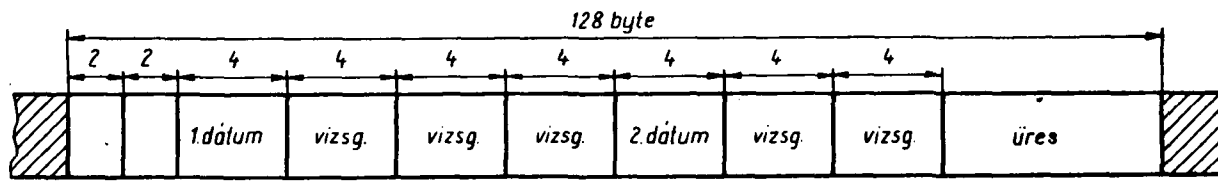
Röntgen-vizsgálati adatok feldolgozása

A vizsgálati eredményeket (a diagnózist) erősen kódolt, tömörített formában tároljuk. A partner-kórház röntgen-szakorvosai segítségével speciális kódszótárt valósítottunk meg (6). A 12. ábrán a főprogram és a röntgen alrendszer közti kapcsolódás példáján mutatjuk be a rendszerünkben alkalmazott standard interface-t. A bővítés során beépíthető újabb alrendszerek hasonló interface-szel csatlakoznak. A röntgen-alrendszer fő jellemzőit a 13-16. ábrákon mutatjuk be. A realizált RTG szótár mérete 80 kbyte. A röntgen-osztály statisztikai igényei szerényebbek, mint a laboratóriumé. A statisztikai táblázat felépítését a 17. ábrán tanulmányozhatjuk.

A továbbfejlesztés irányai

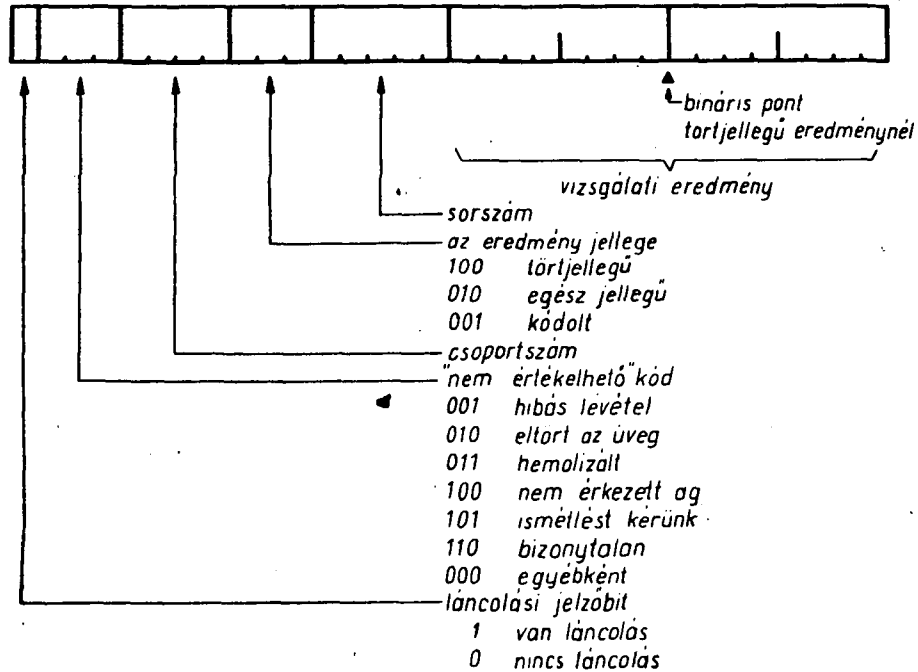
Rendszersoftware szintjén a több terminál kezelését kell megoldani. Bár igen nagy választék áll rendelkezésre Monitorokból, gyakorlatilag mégsem mondhatjuk el egyikről sem, hogy maradéktalanul alkalmas - adott, viszonylag kis operatív tárméret mellett - a feladat megoldására.

A felhasználói modulok szintjén az automatikus zárójelentés-készítést és az ágnyilvántartást kívánjuk még kifejleszteni. A moduláris felépítés ugyan lehetővé tenné a további bővítést, de a rendelkezésre álló 2 x 800 kbyte háttértár kis befogadó kapacitása erősen korlátoz. A jelzett fejlesztői problémák miatt munkánk csak software értelemben tekinthető mintarendszernek. A számítógép a tanszéken, és nem pedig a kórházban üzemel. Az orvosi kutatások mellett egyéb - pl. hardware - fejlesztések is folytathatók a számítógépen.

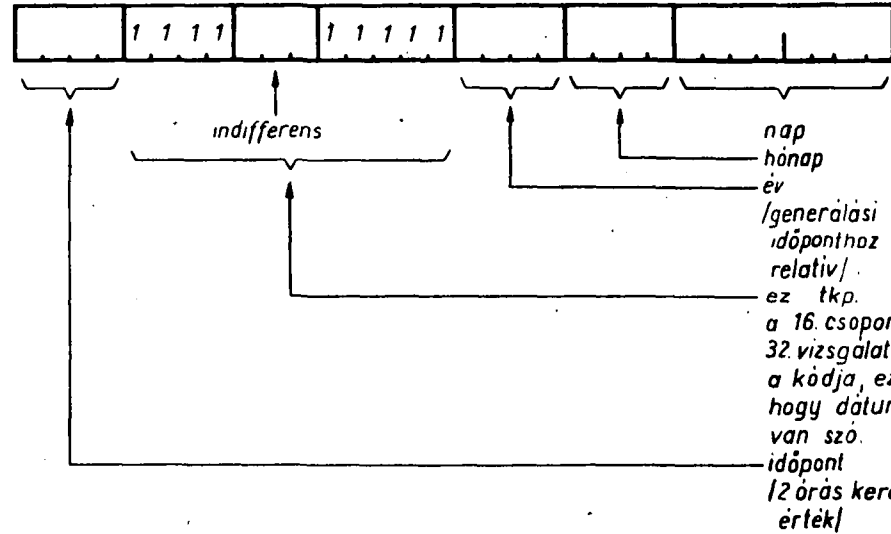


A laboratóriumi rekord feltöltöttségét jelzi
 Azt jelzi, hogy van-e adat a túlcsoordulási területen

Egy beteg laboratóriumi rekordjának a szerkezete

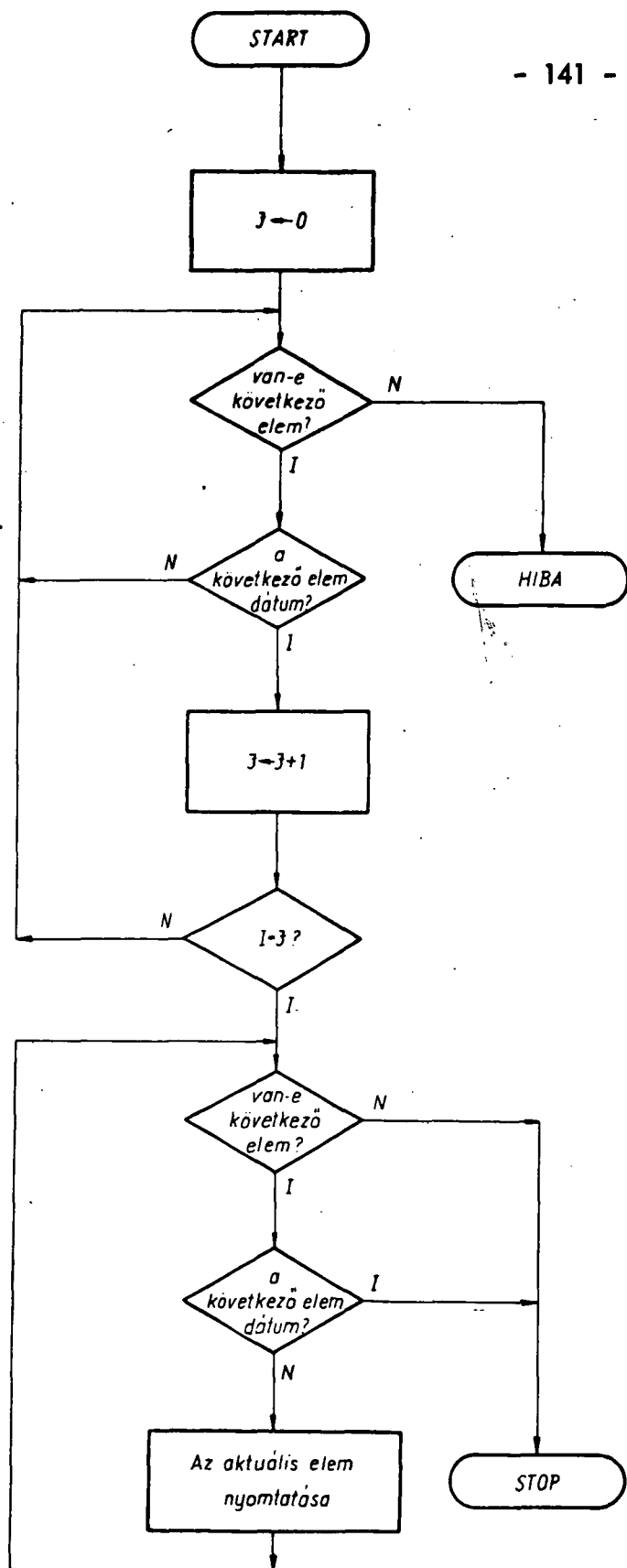


vizsgálati eredmény kódolása

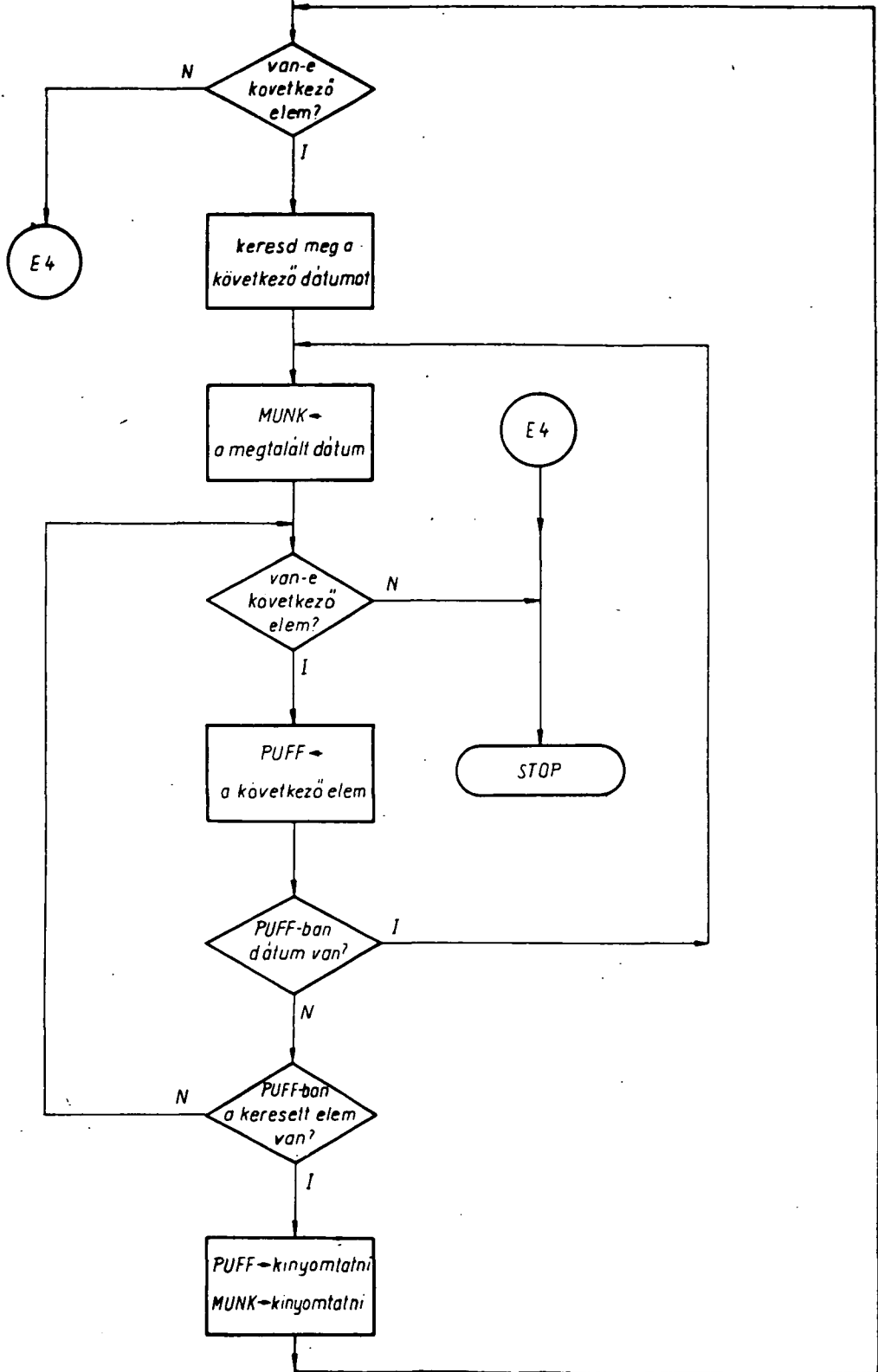


dátumok kódolása

8. ábra A laboratóriumi rekord szerkezete



START - 142 -



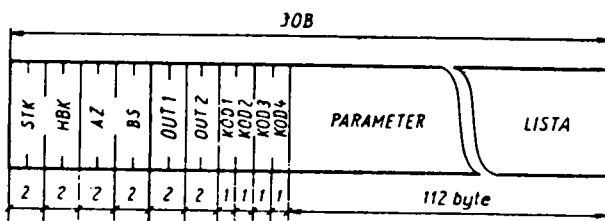
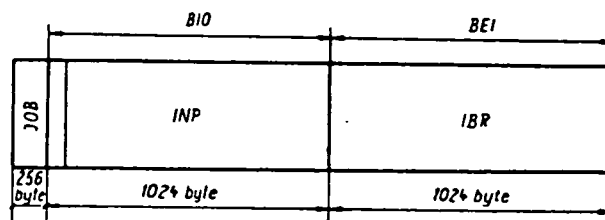
10. ábra

Vizsgálat csoportszám sorszám	Pontszám	Alsó határ	Felső határ (ill. egészségesnek elfogadott kódok)	Lánclás kódja	Telleg kódja	Vizsgálatok száma az adott napon	Vizsgálati eredménye atlaga	OSZTÁLYOK				
								Belgyógyászat I.	Belgyógyászat II.	...	Effektív II.	
1.1	10	0.3	1.2									
1.2	12		I									
1.3	6	0	5						AHE _j AHO _j KOR _j NER _j			
1.4												
⋮												
9.24												

A táblázat egy elemének tartalma:

- AHE_j: A j-edik osztály az i-edik vizsgálatból hányat kért az aktuális héten
- AHO_j: A j-edik osztály az i-edik vizsgálatból hányat kért az aktuális hónapban
- KOR_j: A kóros esetek száma a j-edik osztályon az i-edik vizsgálatból az adott héten
- NER_j: A nem értékelhető vizsgálatok száma a j-edik osztályon az i-edik vizsgálatból az adott héten

11. ábra A LAB2 program diszkes táblázatának logikai
strukturája



STK állapot jelző

HBK h:ba jelző

OUT 1 output puffer címe

OUT 2 output puffer hossza

AZ a beteg belső azonosítója

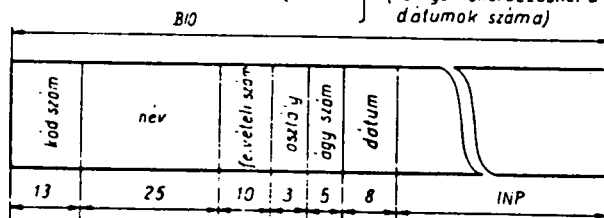
BS a BIO disc-címe

KOD 1 az alrendszer sorszáma (rontgen2)

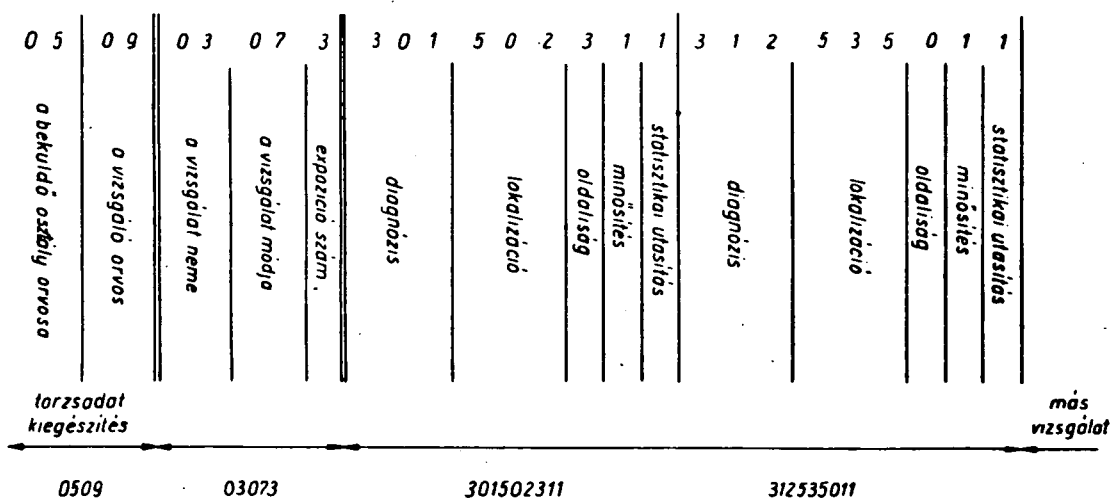
KOD 2 a szolgáltatás (1:IBR bővítés)
(0 lekérdezés)

KOD 3 parancs kód

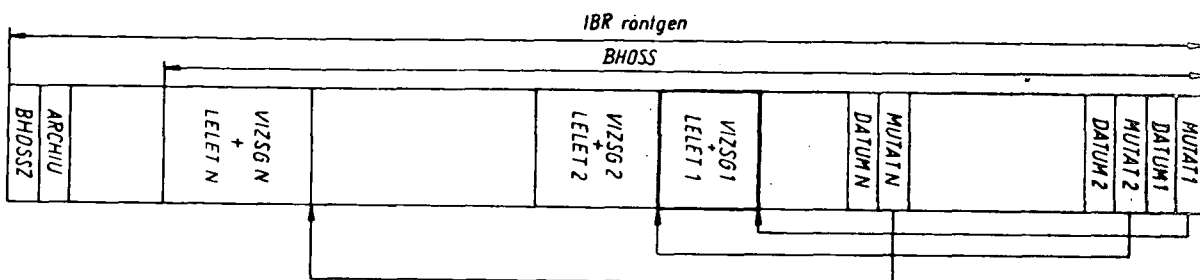
KOD 4 (rontgenlekérdezésnél a dátumok száma)



12. ábra A főprogram-RTG1 interface



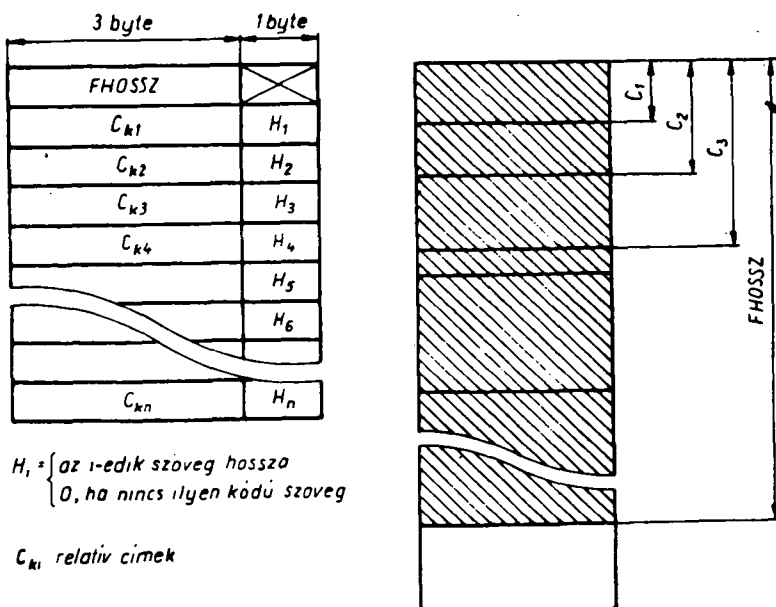
13. ábra Az input adatok értelmezése és a paraméterek beviteli képe



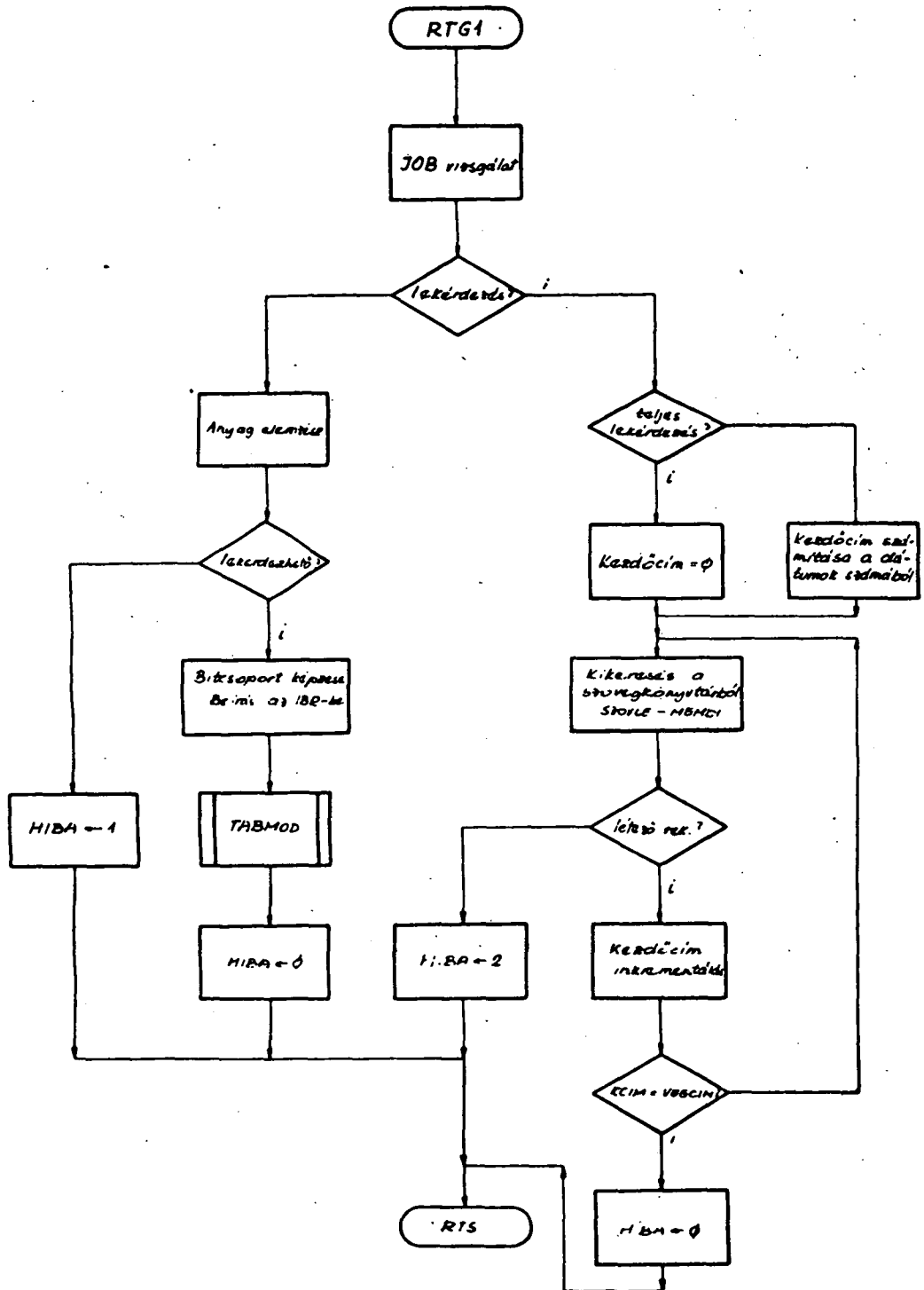
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
0	0	a beküldő aszély		a vizsgálat orvos		a vizsgálat módo											
0	1	az expozíciók száma		a vizsgálat neme		a vizsgálat módo											
1	0	oldal- szám		a vizsgálat minősítése		diagnózis											
1	1	0		0		0		0		0		0		0		0	
0	1																
1	1	1															
																lokalizáció	

Iszo

14. ábra Az IBR felépítése és dekódolása



15. ábra A nyilvántartási táblázat és a szövegtár szerkezete



RTG1 MUNKÁSI VÁZL.

16. ábra

j-edik vizsgálat

i-edik módja

			A_{ij}		

A_{ij}

<i>a</i> (<i>j</i>) vizsgálat száma az aktuális napon
<i>a</i> (<i>j</i> , <i>i</i>) vizsgálat száma az aktuális hónapban
<i>f</i> (<i>i</i>) expozícióinak száma az aktuális napon
<i>f</i> (<i>j</i> , <i>i</i>) expozícióinak száma az aktuális hónapban

17. ábra A statisztikai táblázat felépítése

Következtetések

A kitűzött feladat megoldására alkalmas az R-10 számítógép. A nagyfokú redundancia miatt nem érdemes valamilyen általános célú adatbázis-kezelő rendszert implementálni. Hasonló okok miatt eltekintünk a magasszintű programnyelvek (FORTRAN, COBOL) alkalmazásától és programjainkat ASSEMBLER, ill. MAKROASSEMBLER se-

gitségével készítjük. Maximálisan kihasználjuk a folyamatirányításra orientált kisszámítógép real-time lehetőségeit. A lekérdezési igényeket azonban szelektáljuk és ahol nem indokolt a gyors válasz, ott batch-feldolgozást valósítunk meg (7).

Irodalom

- (1) Siklaky I. és mtsai: Kisszámítógépes vállalati információrendszerek moduláris felépítése (Az MM rendszer) SZÁMKI (INFELOR) kutatási jelentés.
- (2) Lánc M., Széphalmi G.: MEDREK - Számítógépes kórházi kóreset-tár kialakító, karbantartó és lekérdező programrendszer. SZÁMKI (INFELOR) kutatási jelentés Inf.1311/74.
- (3) Hantos P.: DORIS: A Dialogue Oriented Instructive System Proc. of MIMI'75 Symposium Zurich, 1975. jun. 2-5 (Acta Press, Calgary)
- (4) Hantos P., Vajta M.Jr.: A Program System for Diagnostical Clinical Laboratory Data Processing and Survey Controls Periodics Politechnica (sajtó alatt)
- (5) Hantos P., Horváth I., Vajta M.Jr.: Clinical Laboratory Data Processing. Proc. of Second European Congress on Clinical Chemistry, Prague, 1976 szept.
- (6) Szabolcsi L., Gáspár M.: Egy számítógépes kórházi adatbank röntgen-diagnosztikai szektorának koncepciója. Radiológiai közlemények 1975. No.9.
- (7) Hantos P.: On-line Interactive Patient Register System Proc. of Systems Science III. Conference, WROCLAW, 1976 szept. 14-17 (Uni. of Wroclaw)

Tolna megyei "Balassa János" Kórház, Szekszárd

A kórházgazdaságtani feladatok számítógépes szervezésének alapja

Kajári Ferenc, Köröstyös Vince és Sülyi József

1.1. A kórház fogalma és célja

A kórház egészségügyi intézmények és szolgálatok rendszere. Az egészségügyi intézmény olyan szervezeti egység, amely az egészségügyi ellátás meghatározott részét végzi egy meghatározott területen.

Egészségügyi hálózat, vagy szolgálat egyforma munkát végző, de más-más területeken működő szervezetek összessége. Tehát a kórház fogalma alatt az előbbieket szerint bizonyos elv alapján, meghatározott cél érdekében szabályozott tevékenységek integrált formális intézményét értjük.

Az egészségügy célja az egészség megőrzése, a beteg ember teljes meggyógyítása. A kórházi integráció céljának e társadalmi célhoz kell igazodni, e társadalmi cél megvalósítását kell megkísérelnie.

A kórházi integráció célja összefoglalva tehát egy célhierarchia felépítése nélkül - az emberek egészségének megőrzését,

- a betegségek korai felismerését,
- az egészségre ártalmas környezet hatásos feltárását,
- a beteg gyógyítását,
- a beteg egészségi állapotának munkaképességének helyreállítását,
- a beteg állapotának javítását, munkaképesség megtartását,
- az élettartam maximális meghosszabbítását,
- a gyógyíthatatlan betegek életük végéig történő ápolását,
- rehabilitációt, gondozást

foglalja magába. A kórház másodlagos céljai közül az egyik legfontosabb a kórházgazdálkodási elvek megvalósítása.

1.2. A kórházi gazdálkodás fogalma és célja

A kórházi gazdálkodás három alapvető elemet foglal magában. El-

sősorban biztosítani kell a szorosan vett egészségügyi-szakmai ellátáson túl a beteg gyógyulásának feltételeit. Ez a tevékenységcsoport az ún. hotelszolgálati tevékenység, amely az életszinvonalnak megfelelő, a gyógyulást elősegítő körülmények megteremtését, az ezzel kapcsolatos igények lehetőleg minél magasabb fokú kielégítését célozza.

Másodszor. A kórházi gazdálkodás tárgyát képezi a kórházfenntartás, üzemeltetés. Ezzel a megjelöléssel összegezhetjük mindazon tevékenységeket, amelyek arra irányulnak, hogy a kórháznak, mint munkahelynek működéséhez a dologi feltételeket biztosítsa, valamint a gyógyító és kiszolgáló személyzet munkavégzéséhez megfelelő körülményeket teremtsen.

Harmadszor. A kórházi gazdálkodásnak ki kell terjednie a kórházfejlesztésre, amely jelenti egyrészt a - magas szintű orvosi ellátás, gyógyítás hatékonyságának növelése érdekében végzett - korszerű orvosi berendezések, gyógyászati segédeszközök beszerzését, valamint az elhelyezési épületek, egyéb egészségügyi és kisegítő munkahelyek korszerűsítését, másrészt pedig a gyógyításban közvetlenül résztvevők tudásának, felkészültségének növelését, az ehhez szükséges felszerelésekkel, berendezésekkel együtt.

Mivel a kórház hierarchikus szervezet, ahol a különböző tárgyú döntések más-más döntési pontokon születnek, a fent említett három feladattal kapcsolatos tevékenységre vonatkozó döntési jogkörök a szervezeti vezetésben résztvevők közötti munkamegosztás alapján vannak elosztva.

A három feladat egyidejű és azonos mértékű megoldása korlátokba ütközik. Tárgyalásunk szempontjából a legfontosabb korlát: a pénzügyi források meghatározottsága, amely - költségvetési szervről lévén szó - mindennél számottevően gátolja az esetleges realizálási, fejlesztési törekvéseket. Köztudomású - ezért bővebb taglalást nem is igényel -, hogy egy bruttó rendszerben gazdálkodó költségvetési szerv - amely saját bevételeit, amik nem számottevőek, nem használhatja fel kiadásai teljesítésére - meghatározó pénzügyi függőségi viszonyban van az őt finanszírozó szervtől - amely amellet, hogy a szakmai felügyeletet is ellátja felette - az illető intézmény bevételeinek egyedüli és kizárólagos engedélyezője.

Tehát az adott nagyságú, engedélyezett pénztömeg - költségvetési nyelven szólva előirányzat - felhasználásával kell az intézménynek biztosítani a szakmai feladatok és az egyéb, gazdálkodás tárgyát képező feladatok megoldását.

1.3. A célhierarchia felállítása

Az imént elmondottak bizonyítják azt, hogy egyszerre minden téren nem lehet megfelelő előrehaladást elérni. Ennek következtében az intézet vezetése kijelöli, és a kórházpolitika rangjára emeli az elérendő célok egymásutániságát. Felvetődik a kérdés, hogy minek alapján történik a célok rangsorolása? Általában a sürgősen kielégítendő, halaszthatatlan feladatok megoldását próbálják a meglévő kerettel összehangolni. Következik ebből, hogy többnyire az egyes területeken mutató aránytalanságok felszámolására, az ellátáson belül bizonyos foku nivellálásra van szükség, ettől eltérő módon, tehát nem tűzoltómunkára emlékeztető fontossági sorrend kijelölésére kevés helyen, majdnem kizárólag csak új létesítmények esetén találkozhatunk. Így sajnos elmarad egy gazdaságossági szempontokat is figyelembevevő, a mindenkori döntéshozókészítést megkönnyítő célhierarchia felállítása, amelynek következtében a kórházgazdálkodással összefüggő döntések, intézkedések az adott költségvetési év időtartamát tekintve merevek, hosszabb távon pedig többségükben alkalomszerűek, ad hoc jellegűek.

Hogy egy célhierarchia felállítását milyen gazdaságossági döntések segíthetnék elő, ehhez milyen közgazdasági megfontolásokra van szükség, továbbá, hogy ebben a munkában a számítógép hogyan és milyen mértékben használható fel - ezekkel a kérdésekkel szeretnénk a teljesség minden igénye nélkül a következőkben foglalkozni.

2. A kórházi gazdálkodás céljainak kijelölése és az ezzel szemben támasztott kettős követelmény

2.1. A jelenlegi helyzet

Népgazdasági szinten a költségvetés kiadási oldala külön csoportként tartalmazza az egészségügyre fordítható pénzösszeget. Jellegét tekintve ez a kiadás karitatív, amelynek nagyságát szociálpolitikai megfontolások szabják meg, gazdaságossági vizsgálatok nem befolyásolják, nem támasztják alá nagyságát. Az intézeteknek az egészségügyi tárca és/vagy a helyi szakosított államigazgatási szervek bocsátják rendelkezésükre a gazdálkodás tárgyát képező pénzügyi eszközöket.

A gazdálkodó joga, hogy forrásként ezeket felhasználja és ennek igénybevételével lássa el a funkcióját, és kötelessége, hogy a felhasználásról számot adjon annak, akitől ezt a javadalmat kapta.

Mivel egy közepes nagyságu intézménél is több millió forintról van szó, nem szükséges bizonygatni annak fontosságát, hogy a számadás hitelessége érdekében rendkívül fontos a precíz nyilvántartás. A javadalomból azonban csak meghatározott célcsoportokra, meghatározott összeget, pontosan annyit lehet fordítani, amennyit "megterveztek" és jóváhagytak. Ennek a finanszírozási-felhasználási mechanizmusnak merevsége nem képezi megítélésünk és vizsgálatunk tárgyát.

Az intézmények gazdálkodási döntéseit alapvetően a pénzforgalmi szemlélet jellemzi, ugyanis a bevétel és kiadás kategóriái játszanak benne lényeges szerepet. Ezt tényként kell elfogadni, így a szervezési és számítógépes feldolgozási munkák során sem szabad szem elől téveszteni. Első feladatként tehát meg kell elégeni egy olyan célkitűzés megvalósításával, amely nyomonköveti és rögzíti a felhasználások alakulását. Ennélfogva egy adatfeldolgozási rendszert kell megteremteni, amely egyelőre az intézményvezetés számára közvetlen uton nem szolgáltat információt, csupán a számviteli adminisztráció részére jelent - munkájukat elősegítő, megkönnyítő - szolgáltatást. Ez a feldolgozás mind a felhasználó, mind a szervező számára hasznos. A felhasználó részleges tehermentesítése mellett alkalom nyílik egy olyan adathalmaz gyűjtésére, amelynek megléte a szervezési munka egy későbbi fázisában - az információrendszer kialakításánál - hasznosnak bizonyul.

A legkézenfekvőbb és legcélszerűbb a feldolgozásokat a költségvetés nem-rendjének megfelelő csoportosításban elvégezni. Ezáltal biztosíthatók egyrészt a költségvetési beszámoló elkészítéséhez szükséges adatok, másrészt pedig egy későbbi cél - a költséggazdálkodás megteremtése - számára szükséges adat állomány.

2.2. Alapvető kórházgazdasági feladatok

Eddig bevételről, kiadásról beszéltünk. Ahhoz azonban, hogy gazdasági döntéseket hozzunk, ez korántsem elégséges. Egyetlen alapelvet kell elfogadnunk, amelyre már utaltunk. A kórház elsődleges célja, hogy az intézménybe került beteget meggyógyítsák. Hogy hogyan, milyen módszerrel - ez orvosi, szakmai kérdés, ugyanakkor nem hanyagolható el az sem, hogy mennyiért gyógyítanak. Annak a kérdésnek megválaszolásában, hogy mennyiért lehetne gyógyítani, nagy segítséget jelenthet a számítógép igénybevétele.

Végső célunk az, hogy meg tudjuk állapítani, hogy egy beteg gyógyítása, vagy gyógyítási kísérlete mennyi elven és holtmunka ráfordítást igényelt, tehát egy beteg számláját össze tudjuk állítani. A költség tehát - amellyel való gazdálkodást feladatunként említettünk - egy termék, jelen esetben egy szolgáltatás eleven és holtmunkaráfordításainak pénzben kifejezett összege. Könnyű belátni, hogy a jelenlegi költségvetési hitelszemléletű gazdálkodás nem alkalmas arra, hogy az eleven és holtmunkaráfordításokat elkülönítse és mintegy utókalkulációt végezzen. Egy közgazdaságilag is helytálló mérőszámrendszer kidolgozása esetén viszont az egészségügyi hatékonyság fogalma is értelmezhetővé válik.

2.4. A számítógép igénybevételének indokai, felhasználásának lehetőségei

A számítógép igénybevétele az adatfeldolgozási rendszer létrehozásakor az alábbi érvek miatt indokolt:

- 1) Rendszeresen, azonos időközönként kell a felhasználónak szolgáltatni az adatokat.
- 2) Nagy tömegű adatok feldolgozása szükséges az igényelt szolgáltatás biztosítása érdekében. A feldolgozások jellegétől függően több ezer, illetve több tízezer adat feldolgozása történik havonta.

Indokolja a számítógépes feldolgozást továbbá az is, hogy a feldolgozásoknak közös jellemzőik vannak. A feldolgozások közötti kapcsolatot magában hordja az eddig vázolt, később elérendő célok megvalósításának lehetőségét. Megfelelő adatstruktúrák létrehozásával és kezelésével létrehozható egy olyan információrendszer, amely az intézeti vezetés számára, annak döntéseihez szükséges információt szolgáltat. Lehetővé válik, kiemelt területek gazdasági mutatószámainak vizsgálata. Képzeljünk el pl. egy olyan mátrixot, amelynek oszlopai a gazdálkodás tárgyát képező, a költségvetési nemrendnek megfelelő csoportosításában tartalmazza a kiadásokat, és amelynek sorai a felhasználás helyét mutatják a következő bontásban:

- 1) Gyógyító osztályok.
- 2) Gyógyítást elősegítő funkcionális munkahelyek (labor, gyógyszer-tár, stb.).

- 3) Egyéb kisegítő munkahelyek (mosoda, varroda stb.).
- 4) Igazgatási, adminisztratív munkahelyek.

Ilyen strukturával már megközelítettük azt a célt, hogy az eszközölt kiadásokat a felmerülésük helyén költségként mutassuk ki. A további finomítást számviteli előírásokkal, jogszabályokkal számoló matematikai modellek felhasználásával végezhetjük. Idősorok elemzésével olyan kiemelt jelentőségű területen, mint pl. a gyógyszergazdálkodás szintén hasznos információkat lehet szolgáltatni.

A továbbiakban néhány konkrét feldolgozásról szeretnénk beszélni, amelyek részét képezik a kórház gazdasági alrendszere szervezésének.

3. A jelenleg végzett gazdasági feldolgozások

A kórház gazdasági alrendszere négy moduljának szervezésével kezdtük feladatunk megoldását, amelyet az Egészségügyi Minisztérium jelölt ki számunkra, és amelynek egyik pontja: a kórház valamennyi költséghelyére kiterjedő gazdasági-pénzügyi adatnyilvántartás és feldolgozás programjainak kidolgozása - hatékonysági mutatók képzésére alkalmas módon. Munkánk végzéséhez R-10-es számítógéppel rendelkezünk, a szervezési megoldásoknál ennek lehetőségeit kell figyelembe vennünk. A modulokban jelentkező főfeladatokat külön programrendszerek oldják meg. Munkánk végzésénél azonban mindig figyelembe kell vennünk a kórház szakmai és gazdasági vezetésének igényeit, amelyek megszabják tennivalóink irányát.

A bér- és létszámgazdálkodási modulban három alapvető feladatot kívánunk megoldani. A kórház-rendelőintézeti egység valamennyi munkavállalója személyi és béradatainak nyilvántartása, ezen adatok karbantartása. Ezt a célt szolgálja a személyi törzsfile létrehozása, amely diszkre telepített.

A bérügyviteli tevékenységek közül a legfontosabb, a bérek és illetmények számfejtése sajnos nem végezhető nálunk, ezt központilag, a területileg illetékes Illetményhivatal végzi. Így csak a bérfeladást és az illetményfizetések előtti címlétezt tudjuk végezni.

A gazdálkodás szempontjából leglényegesebb feladat a béralaptervezet, amelyet szintén ennek a modulnak szervezése során kívánjuk megoldani.

A következő modulban három programrendszerrel oldjuk meg az anyag- és fogyóeszközgazdálkodással kapcsolatos feladatainkat.

Az első programrendszer az anyagok, és a raktáron lévő fogyóeszközök, készletek és ezek forgalmával kapcsolatos munkát végzi. Az egyes programok végzik a készletekben - a tárgyhavi forgalom miatt - bekövetkezett változások nyilvántartását, a készletfile karbantartást, elvégzik a főkönyvi feladást, tájékoztatnak a készlet-számlák forgalmáról, a felhasználásokról, elkészítik a szállításokról, eladásokról a szintetikát, valamint a raktárforgalmi lista elkészítésével lehetőséget nyújt a folyamatos ellenőrzés elvégzésére.

A másik programrendszer a munkahelyi készletek alakulását, a munkahelyeken lévő fogyóeszközökben bekövetkezett változásokat dolgozza fel, elvégzi a jogszabályok előírt módon ezen készletek értékbeni nyilvántartását és karbantartja az árakat.

A göngyölegekkel kapcsolatos feldolgozást is külön végezzük, tekintettel arra, hogy a göngyölegek nyilvántartása és kezelése számviteli előírásokban külön szabályozott.

Szervezés alatt áll, és a közeljövőben kívánjuk beindítani a gyógyszergazdálkodással kapcsolatos feldolgozásokat. Ez a modul a gyógyszergazdálkodás különös jelentőségére és fontosságára való tekintettel túl azon, hogy hagyományos feldolgozást is igényel, készletmodellt is kell, hogy tartalmazzon.

Megkezdjük az előkészületeket az állóeszközgazdálkodás moduljának szervezéséhez. Az állóeszközök a kórházi vagyon jelentős hányadát képviselik, és mivel a kórházban túlnyomórészt nagyértékű, és első-sorban gyors erkölcsi avulásnak kitett gépek, berendezések és felszerelések vannak, az ezekkel való gazdálkodás számítógépes elősegítése új, bonyolult feladat elé állít.

A jövőben még meg kívánjuk oldani a kórházélelmezési, szállítási és egyéb kisegítő üzemek gazdálkodási moduljának szervezését.

Tolna megyei "Balassa János" Kórház, Szekszárd

Az adatbázis koncepció megvalósításának első lépései egy kórházi
betegellátást kiszolgáló információs rendszerben

Leposa Dezső, Köröstyös Vince és Sulyi József

A szakirodalomban megtalálható adatbázis definíciók felsorolása, és az adatbázis-adatbank vitában való állásfoglalás helyett bevezetés-képpen az alábbiakban az adatbázis fogalom kritériumait fogjuk felsorolni.

Merten szerint ezek a következők:

1. Több file összevonása, melynek értelme és célja az adatok egyszeri tárolása, a redundancia kiküszöbölése, a logikailag összetartozó file-ok kapcsolatainak megteremtése, a tárolt adatok integrációja.

2. Programok és file-ok szétválasztása. A file-szerkezetek feldolgozási programoktól való független kialakításának ("adatfüggetlenség") előnyei nyilvánvalók: A file-ok bővítése, vagy változtatása nem teszi szükségessé a feldolgozó programok megváltoztatását és ugyanez visszafelé is igaz.

3. Az adatbázisban tárolt adatokat ne csak feldolgozó programokkal, hanem külön adathozzáférési rendszerrel lehessen elérni.

4. További kritérium, hogy több felhasználó egyidejűleg hozzáférhessen a tárolt adatokhoz, vagyis el kell érni, hogy a programok, ill. felhasználók hozzáféréseikkel ne akadályozzák egymást.

És még egy a szakirodalom által talán nem eléggé hangsúlyozott, de a kórházi információs rendszer szervezésénél élesen felmerülő követelmény, amelyet az alábbi három szóval jellemezhetünk:

5. Titkosság, illetékesség, hozzáférhetőség.

Az előbbieken felsorolt kritériumok tulajdonképpen az adatbázis koncepció előnyeit is megmutatják a hagyományos file szervezéssel szemben.

Az adatbázis szervezésnek azonban lényeges korlátai is vannak. A rendelkezésünkre álló R-10-es gépnek tudvalevőleg nincs adatbázis kezelő rendszere. Egy az előbb felsorolt kritériumoknak teljes egészében eleget tevő adatbáziskezelő rendszer fejlesztési ráfordításait Lutz 200-300 emberöltőre becsüli.

Mindezek ellenére egy olyan intézményben, a Szekszárdi "Balassa János Megyei Kórház-Rendelőintézet Számítóközpont"-jában, amelynek célja a kórházi fekvőbeteg ellátási, majd a későbbiekben a kórház vonzáskörzetébe tartozó népesség egészségügyi ellátási folyamatainak számítógépes nyomkövetése és segítése, egyértelműen leszögezhető, hogy már az első lépéseknél figyelembe kell venni az adatok adatbázisba szervezhetőségének lehetőségeit, minden részfeladathoz ezen végső cél szem előtt tartásával kell hozzákezdeni.

Az elmúlt évi kollokviumon (Sülyi József, dr. Szabó László: Számítógépes betegfelvételi és visszakereső rendszer (beszámoltunk a betegfelvételi és betegvisszakereső részrendszer szervezési és számítógépes megoldásában elért eredményeinkről, lehetőségeinkről.

Emlékeztetőül szólnunk kell néhány szót a betegfelvételi-ápolási-elbocsátási-archiválási feladat során használt, illetve használandó adat-szerkezetekről.

A tárolni kívánt adatok megvizsgálása során kiderül, hogy tulajdonképpen két alapvető adat-típus létezik:

- aktuális adatok - az éppen kórházi ápolás alatt álló betegek adatai,
- archiv adatok - a valaha már ápolat és elbocsátott betegek megőrzésre érdemes adatai.

Az előbbieket viszonylag kisebb mennyiségű, és a hozzájuk való gyors hozzáférési igény miatt mágneslemezen, az utóbbiakat nagy mennyiségű, és a lassabb hozzáférési igény miatt mágnesszalagon kívánjuk tárolni.

(Természetesen, amint egy beteg felvételre kerül, az archiv anyaga, ugymond aktualizálódik, azaz átkerül mágneslemezre.)

Nézzük meg most, hogyan nyerhetők az aktuális, ill. az archiv adatok?

Az aktuális adatok egyik részét - a személyi és adminisztratív adatokat - a felvételi irodán elhelyezett display, mint input egység felhasználásával minden betegről a betegfelvételi irodát kiszolgáló program segítségével nyerjük. Az ápolási folyamat során létrejövő orvosi jellegű adatok nyelési helye az osztályon elhelyezett display. Ezt modell-kísérlet jelleggel, kezdetben nyolc ágyon kívánjuk megvalósítani.

Az archiv adatok inputjaként szolgálnak a betegfelvétel során nyert, mágneslemezen lévő személyi és adminisztratív adatok. Az orvosi jellegű adatok archiválása egyrészt hagyományos módszerekkel a kórlapról, másrészt modell-kísérleti jelleggel a mágneslemezen lévő orvosi jellegű aktuális adatokból történik meg. Mielőtt a betegfelvétel során létrejövő file-szerkezeteket, kapcsolataikat és a betegfelvétel folyamatát ismertetjük, az ezt megelőző beutalási részrendszerről el kell mondanunk, hogy ágyra konkrét. (Ez a kórház-rendelőintézeti egység miatt megvalósítható.) Nézzük meg tehát a felvétel során létrejövő file-szerkezeteket.

1. INFORM (információs) file

A kórházban ápolás alatt álló betegek információs rekordjait tartalmazza, melyek a betegek felvétel során nyerhető személyi jellegű adatait, és a kórházi ápolás körülményeire vonatkozó adminisztrációs adatokat foglalják magukban. (Felvevő osztály, felvétel ideje, ágyszám stb.).

Az INFORM file fel van osztva annyi zónára, ahány gyógyító osztály van a kórházban.

Az egyes zónák hossza rekordokban megegyezik a zónához rendelt gyógyító osztályra felvehető betegek számával, és a rekordok zónán belüli relatív sorszámuk révén kölcsönösen egyértelmű kapcsolatban vannak a gyógyító osztály ágyaival. Egy adott időpontban az INFORM file azon rekordjai tartalmaznak értékes információt, melyeknek megfelelő kórházi ágyakon fekszik beteg.

Követve Merten adatszervezési eljárásokra vonatkozó felosztását, az INFORM file tárolási szempontból "indirekt címzésű szórt tárolás". A file-ban való keresési eljárásokat később tárgyaljuk.

2. VARAK (várákosási) file

Azon információs rekordok, melyek INFORM file-ba való telepítése valamilyen okból meghiúsult (a jelzett ágyhoz tartozó rekord foglalt, hibás ágyszám), a probléma tisztázásáig a VARAK file-ban kerülnek tárolásra. A file tárolási szempontból "folyamatos soros tárolásu".

3. MUTATO (mutató) file

A kórházban a betegfelvételi rendszer üzemszerű működése óta átpolt személyek MUTATO rekordjait tartalmazza, melyek betegazonosító kódot, alarm adatokat, és az archiv anyag pointerét foglalják magukba.

A file az "indirekt címzésű szórt tárolás" és a "folyamatos soros tárolás" kombinációjával alakul ki.

A telepítési helyet a születési év és hó adataiból számítjuk, így természetesen számítanunk kell tulcsordulásra is.

4. TULCS (tulcsordulási) file

A MUTATO file-ba el nem férő rekordokat TULCS file-ba telepítjük. A file "folyamatos soros tárolás"-u.

5. OTORZS (osztály-törzs) file

Minden kórházi gyógyító osztályról tartalmaz egy rekordot. Lényeges funkciója, hogy az INFORM file index táblájaként használható, tartalmazza ugyanis az osztályhoz rendelt INFORM file-beli zóna első rekordjának file-relatív sorszámát, és az INFORM file-beli zóna hosszát rekordokban. Ezen kívül célszerűnek látszott itt elhelyezni a kötelező statisztikai jelentések elkészítéséhez szükséges osztály-ágyszámot, a szünetelő ágyak számát, az osztály pontos megnevezését, a főorvos nevét stb. Itt kell felhívunk a figyelmet egy lényeges szervezési szempontra.

A betegfelvétel, és későbbi munkáink során ahol lehetett, igyekeztünk elkerülni a kódolást, így az osztályok megjelölésénél 6 pozíciós mnemonikus kódokat használunk, amelyek tulajdinképpen eddig is használt, jól bevált rövidítések standardizáltjai.

Pl. BEL 1	1-es belgyógyászat
TRAU	traumatológia
SEB IT	sebészet ITO

6. NAPLO (napló) file

A BFIKP program üzemeltetése során történt fontosabb üzenetváltások rögzítődnek benne. A STOP tevékenység hatására a gépteremben listázódik, tulajdonképpen segítségével a teljes felvételi tevékenység nyomon követhető (titkosság, hozzáférések ellenőrzése).

Nézzük meg most röviden a betegfelvételi irodát kiszolgáló program számítógépes folyamatát.

A program indítása után az operátori konzolon jelentkezik be ("BFIKP" indul), majd kéri az operátor nevét (15 karakter) és a dátumot (6 numerikus karakter). A dátumot szintaktikailag ellenőrzi, hiba esetén újra kéri. Kéri a display címét, majd helyes display cím esetén átadódik a vezérlés a megjelölt display-nek, azaz a következő sorok kerülnek képernyőre: FELVÉTELI IRODA INDUL OPERATOR: DATUM :
Kéri a felhasználó nevét (15 karakter) és a védelmi kulcsot (6 karakter). Helyes védelmi kulcs esetén kéri a tevékenység megjelölését, azaz kiírja a display-re a következőket:

TEVEKENYSEG : FELVETEL/JAVITAS/KERESES/STOP

TEVEKENYSEG :

Válaszként a tevékenység kezdőbetűjét kell bebillentyűzni (F, J, K, S). Helytelen betű beütése esetén újra tevékenységet kér. Ha a leütött betű F, akkor elindul a felvételi tevékenység. Először a display-n megjelenik a "FELVETEL INDUL" kiírás, ezután a felvételi tevékenység védelmi kulcsát kéri.

Helyes védelmi kulcs esetén feltöltődik a display a személyi adatok display-s bizonylati formátumával, majd a képernyő védelmének bekapcsolását kéri. Ha ez megtörtént, akkor a cursor az első kitöltendő mező elejére pozicionál. Ezután be kell gépelni a felvételi adatokat. A begépelés során a mezők tartalma a cursor visszaléptetésével javítható, RETURN karakter vonalra küldése után a cursor a következő mező elejére pozicionál. A felvételi adatok beküldése után az ellenőrizhetően hibás adatokat kijelzi és újra kéri a képernyőn.

Ha már nincs programból ellenőrizhetően hibás adat, akkor a MUTATO file-hoz való fordulással eldöntésre kerül, hogy van-e a betegnek

számítógéppel archivált anyaga, majd megtörténik a felvétel során nyerhető adatok INFORM file-ba való telepítése. Ezután a felvételi irodán lévő mátrix-nyomtatón elkészül a személyi adatlap, a kórlap dosszié első oldala, és egy öntapadás etikett-csomag, melynek szerepére még visszatérünk.

Végül a display-re kerül a következő kérdés:
"VAN MEG FELVEENDO BETEG?"

Ha a válasz "I", akkor feltöltődik a képernyő, a felvételi adatok display-s bizonylati formátumával stb. Ha a válasz "N", akkor újból tevékenység kérés következik.

A felvétel során minden lényeges esemény a NAPLO file-ban kerül rögzítésre. A "J", "K", "S" betűk letűtésére a javítás, keresés, stop tevékenység indul, amelyekkel most nem célunk részletesen foglalkozni.

Mielőtt az egyes file-szerkezetekben alkalmazható keresési eljárásokról beszélünk, szólnunk kell a felvétel során a mátrix-nyomtatón készülő etikettek tartalmáról és felhasználásukról.

Az öntapadás etikettek nevet (asszonyoknál leánykori nevet is), azonosító kódot, felvevő osztályt és ágyszámot tartalmaznak, és ráragaszthatók akármilyen vizsgálat-kérő lapra (röntgen, labor, stb.), ill. vizsgálati mintára (orvosi és egyéb adminisztráció csökkentése).

A kereséseket csoportosíthatjuk a keresést kérők szerint (ezt a hozzáférhetőség eldöntése után természetesen védelmi kulcsokkal kell szabályozni). Keresési kulcs szerint (ez lehet az azonosító, lehet osztály, ill. ágyszám, és lehet maga a név), a keresés helye szerint (INFORM file - VARAK file - MUTATO file - TULCS file):

Nézzük meg például az INFORM file-ban való keresési eljárást osztály és ágyszám, ill. osztály és azonosító szerint. Először az OTORZS file-ban, amit index-táblaként is felfoghatunk szekvenciális keresést végzünk, az OTORZS file-ból megkapjuk az osztályhoz rendelt INFORM file-beli zóna hosszát, és első rekordjának file relatív sorszámát, így az ágyat most már direkt címzéssel elérhetjük, ha osztály és ágyszám alapján keresünk. Ha az osztály és azonosító szerint keresünk, akkor az OTORZS file-ban való szekvenciális keresés után az INFORM file-nak az osztályhoz rendelt zónájában is szekvenciális keresést végezhetünk.

Ezt a példát azért részleteztük, mert az ápolási folyamat során a beteg aktuális (AKTUAL) file-jának orvosi adataival való kapcsolatot hasonló módon az OTORZS file-on keresztül lehet megvalósítani, újabb index-mezők elhelyezésével. Természetesen a bonyolultabb struktúra bonyolultabb indexelési és láncolási eljárásokat igényel.

A kötelező statisztikai jelentések egyik része (a létszámjelentés, ágykihasználás stb.) az elbocsátási részrendszer létrehozásával az INFORM file-ból kielégíthető. Az előzőekben elmondottakhoz hasonlóan építhetők ki a LABOR-adatokkal való kapcsolatok.

Kajári, Sülyi, Köröstyös: Kórházgazdasági feladatok számítógépes szervezésének alapjai című előadásában hallottunk a kórház-gazdasági feladatok távlatairól, a kórházi költségvetés tervezésének lehetőségeiről. E rendszer működéséhez elengedhetetlenül szükséges az ápolási folyamathoz, osztályokhoz, ápolási időhöz, időszakhoz való költség-kalkuláció megteremtése. Ez sem lehetséges másképpen, mint a beteg felvétele, ápolása, archiválása során keletkezett strukturált adat-szerkezetekkel való kapcsolat megteremtésével.

Összefoglalva: az a komplex feladat, amelynek megoldására vállalkoztunk, elkerülhetetlenné teszi az adatbázis-koncepció alkalmazását. Eddigi eredményeink, illetve terveink ismertetésénél azonban szándékosan nem tettünk említést önálló adatbázis-kezelő rendszer kidolgozásáról, viszont az az ut, amelyet eddig megtettünk, és amelyen haladni akarunk, nagyobb hardware, ill. rendszer-software támogatással elvezethet egy meglévő adatbázis-kezelő rendszernek a kórházi információs rendszer szempontjait figyelembe vevő alkalmazásához és átalakításához.

Irodalom

Sülyi J., Szabó L.: Számítógépes betegfelvételi és visszakereső rendszer 6. Neumann kollokvium Szeged, 1975.

Hannes Merten: Az adatbank szervezés kérdései (Statisztikai Kiadó Vállalat 1975.)

DATA BASE MANAGEMENT (Proceedings of the IFIP Working Conference on Data Base Management ed. by J.W. Klimbie, K.L. Koffemann - North Holland Publishing Company - Amsterdam.London - 1974.)

Egészségügyi Minisztérium

Operációkutatás az egészségügyben

Kónya István

Napjainkban hazánk lakosságának egészségügyi ellátása a minőségi fejlesztés időszakába lépett. Jelzi ezt - többek között - az egészségügy szervezetében bekövetkező változás (integráció), a munkaszervezés kérdéseinek előtérbe kerülése, az ellátás hatékonyságával kapcsolatos kutatások szélesedése stb. is. Ugyanakkor az egészségügy rendszere a lakosság növekvő szükségleteinek, azok kielégítési lehetőségeinek függvényében mind komplexebbé válik, s így érthetően nő az irányítás új módszere - mint amilyen az operációkutatás is - alkalmazásával kapcsolatos igény az egészségügy irányításának minden szintjén, annak érdekében, hogy a vezetési (döntési) hibákból származó indokolatlan erőforrás igénybevételt (pl. magas költségeket, vagy a munkaerő felesleges lekötését) a megalapozottabb döntésekkel elkerüljék.

A WHO tagállamai - s ebben az utóbbi időben különösen jelentős a szocialista országokban elért eredményeknek a szerepe - egyre inkább elfogadják az operációkutatást az egészségügy irányítása és vezetése tudományos eszközeként, amit a mind magasabb szintű alkalmazások példái is bizonyítanak. Rohamosan nő az operációkutatási megközelítések száma, bővül az alkalmazások köre az egészségüggyel kapcsolatos problémák megoldásában. Ezt felismerve a WHO Európai Területi Irodája Bulgária kormányával együttműködve 1975. július 7-11 között "az operációkutatás alkalmazása az európai egészségügyi szolgálatokban" elnevezéssel egy munkacsoportot hívott össze Szófiában. A munkacsoport értekezletén 11 ország (köztük a Szovjetunió, Csehszlovákia, Bulgária, Románia) szakértői és a WHO képviselői vettek részt. Áttekintették az operációkutatás alkalmazásának jelenlegi helyzetét és fejlődését, továbbá kidolgozták az egészségügy területén történő jövőbeli alkalmazásokat elősegítő ajánlásait. A munkacsoport nem az operációkutatás módszereivel, hanem az egészségügy területén történő alkalmazás módjával, és az eredményes alkalmazás feltételeivel foglalkozott, ezért elsődleges célja az eredményes alkalmazás tapasztalatainak a feldolgozása, valamint azoknak a helyzeteknek a számbavétele volt, ahol az eredményes alkalmazás feltételei megvannak, de még nem került sor az operációkutatás alkalmazására.

A WHO munkacsoportja az operációkutatás egészségügyi alkalmazására vonatkozó számos tanulmányt és jelentést tekintett át következtetései és ajánlásai kidolgozásához. Részletesebben foglalkozott az alábbi tanulmányokkal, melyek az alkalmazás jelenlegi helyzetét is megfelelően reprezentálják:

1. Egy tömeges szűrővizsgálati program fejlesztése (Románia),
2. Az időskorúak gondozási formáinak fejlesztése (Egyesült Kir.),
3. A kórházi ágyak kihasználása, és a kórházi költségekre ható tényezők (Hollandia),
4. Egy terület egészségügyi ellátásának optimalizálására szolgáló modell (Bulgária),
5. Az operációkutatás egészségügyi alkalmazásának fejlődése,
6. Kapcsolat az egészségügyi szervezők, tervezők, és az operációkutatók között (Skócia),
7. A WHO szerepe az operációkutatás alkalmazásának fejlesztésében.

A munkacsoport - a fentiekén túl - megvitatta az operációkutatás egészségügyi alkalmazásának természetét, különösen az operációkutatás fogalmát (definícióját), és az operációkutató team-mel kapcsolatos kérdéseket. Vizsgálta az operációkutatás szerepét és összefüggéseit, így az operációkutatás helyét az egészségügy szervezetében, az operációkutatási vizsgálatok beindításával kapcsolatos kérdéseket, a munkakapcsolatokat, az eredmények hasznosításának problémáit, valamint az oktatással és a képzéssel kapcsolatos teendőket.

Előadásom a WHO említett munkacsoportjának jelentésére, és az 1976. októberében Bratislavában megtartott "operációkutatás az egészségügyben" című WHO tanfolyam előadásaira támaszkodik. Megemlítendő, hogy a tanfolyam jelentősebb előadásait azon tartották, akik résztvettek a munkacsoport munkájában is, továbbá az előadók és a résztvevők összetételéből következően a szocialista országok egészségügyében történő alkalmazás kérdései kerültek előtérbe.

Az operációkutatás fogalma

Az operációkutatást az elmúlt 30 évben igen sokan és sokféleképpen határozták meg. Az egyik legtömörebb és legkifejezőbb meghatározás Churchmantól (1970) származik:

"... a haladás biztosítása a társadalmi rendszerekben tudományos módszerek felhasználásával".

Az "operációkutatás alkalmazása az egészségügyi szolgálatokban" c. Bukarestben (1969) megtartott szeminárium jelentése az operációkutatást a következőképpen határozza meg :

- a.) a lehetséges legjobb döntés meghozatala a körülmények bizonytalanságát is figyelembevéve,
- b.) a rendszert mint egészet tekinti".

A meghatározásból kiderül, hogy

1. az operációkutatás nem tudományos elméletek felállításával, hanem a változás megvalósításának módjával foglalkozik,

2. a mérést, a megfigyelést, a kísérletezést és az értékelést az operációkutatási vizsgálat során a tudomány követelményeinek megfelelően végzik,

3. vizsgálatainak tárgya a szervezett emberi tevékenység,

4. a lehető legjobb döntés elérésére törekszik az adott körülmények között,

5. vizsgálja és figyelembe veszi a döntési problémát körülvevő bizonytalanságot,

6. a döntési probléma egy-egy kiemelt aspektusa helyett - amennyire az lehetséges - a probléma valamennyi szempontjával foglalkozik.

A munkacsoport véleménye szerint a fenti meghatározás több vonatkozásban is vitatható (pl. : a szervezeteket nem tekinti rendszernek, mellőzi a különböző érdekcsoportok céljának figyelembevételét, lehetetlen a rendszert, mint egészet tekinteni, hiszen minden rendszer kölcsönhatásban van környezetével stb.), azonban kellő alapot szolgáltat a terminológiai kérdések és az egységes kritériumok kidolgozásához, az operációkutatás egészségügyi alkalmazásának továbbfejlesztéséhez.

Megemlítendő még, hogy a meghatározásból következően nehéz éles határvonalat húzni az operációkutatók és más tudományágak művelői között, s ugyanígy nem világos a határ az operációkutatás és az e-

gyéb modern vezetési módszerek között sem, másrészt számos tanulmányt végeznek más elnevezés alatt (pl.: az egészségügyi szolgáltatások kutatása és fejlesztése), amelyek azonban lényegükben operációkutatási vizsgálatok. Az utóbbi időben mind több az olyan vizsgálatok száma, amikor nem egyetlen optimális megoldás meghatározására, hanem a lehetséges alternatívák, illetve feltételezések, mászóval a lehetséges döntések következményeinek a bemutatására töreksznek, s így az egészségügyi vezetők a döntés meghozatalakor még figyelembe vehetik azokat a tényezőket is, amelyeket nem lehetett beilleszteni az operációkutatási vizsgálatba.

Hasonló probléma jelentkezik számos, egymástól viszonylag eltérő helyzetben, ezért az operációkutatók egyes módszereket gyakran alkalmaznak (pl.: sorbanállási elmélet, szimuláció, matematikai programozási modellek stb.), azonban az operációkutatás nem redukálható le pusztán ezen eljárások összességére.

Az operációkutatás egészségügyi alkalmazásának fejlődése

Az operációkutatás egészségügyi alkalmazásának kezdetei az 1950-es évekre nyulnak vissza. Az első időkben az ismert, más területeken, - pl. az iparban - már kipróbált eljárások helyi (intézeti szintű) alkalmazása dominált. Az 1960-as évek közepére már igen jelentős, s a helyi alkalmazások mellett megjelennek a taktikai szintű alkalmazások is. A fejlődés üteme 1965 után jelentős mértékben meggyorsult. 1965-ben az Egészségügyi Világgkonferencia keretében jelentős diszkusszió folyt az operációkutatásról. A WHO is egyre több szakembert foglalkoztatott ezen a területen, és széleskörűen tájékoztatta személyzetét (vezetők, tanácsadók, oktatók, tervezők) az operációkutatás alapelveiről és alkalmazási lehetőségeiről az egészségügyi szolgálatokban. Hasonló fejlődés következett be az egyes országok egészségügyének területén történő alkalmazásban is. Számos értekezletet rendeztek az egyes országokban, de az irányítás egyes kérdéseivel kapcsolatban a WHO által korábban (1964-től kezdődően) megrendezett nyolc értekezleten is diszkusszió tárgya volt az operációkutatás. Kifejezetten az operációkutatás egészségügyi alkalmazásával foglalkozott a tárgykörben Bukarestben (1969) és Koppenhágában (1970) megrendezett szeminárium. Napjainkban igen jelentősek azok az eredmények, melyeket a szocialista országokban értek el az operációkutatás egészségügyi alkalmazása terén. A jövőbeli alkalmazások szempontjából előremutatók azok a taktikai és stratégiai szintű operációkutatási tanulmányok, melyeket a Szovjetunióban, Bulgáriában, Romániában

és a többi szocialista országban dolgoztak ki. Az operációkutatás egészségügyi alkalmazásának területeit és szintjeit tekinthetjük át az egészségügyi rendszer sémája alapján (1. ábra). A 2. ábra az operációkutatás egészségügyi tervezés területén történő alkalmazási lehetőségeit szemlélteti.

Következtetések és javaslatok.

Ugy vélem, hogy a hazai alkalmazások előmozdítása szempontjából is hasznosak lehetnek a WHO már említett munkacsoportjának következtetései és ajánlásai. Közülük nem is egyben jelentős szerepet vállalt és vállalhatna a jövőben is az évenként megrendezett "Számítás-technikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában" c. kollokvium és a Neumann János Számítógéptudományi Társaság.

1. Folytatni kell az operációkutatás alkalmazását az egészségügyi és szociális szolgáltatások taktikai problémái területén.

2. Az "operációkutatás alkalmazása az egészségügyi szolgálatban" c. értekezéslet óta (1970. Koppenhága) eltelt 5 év alatt jelentős volt a fejlődés az operációkutatás alkalmazásában az egészségügyi és szociális szolgáltatások stratégiai problémáinak területén.

3. A jövőben fokozni kell a stratégiai alkalmazások intenzitását.

4. Stratégiai szinten nincs éles határ az operációkutatás és az egyéb tudományok által végzett elemzések között.

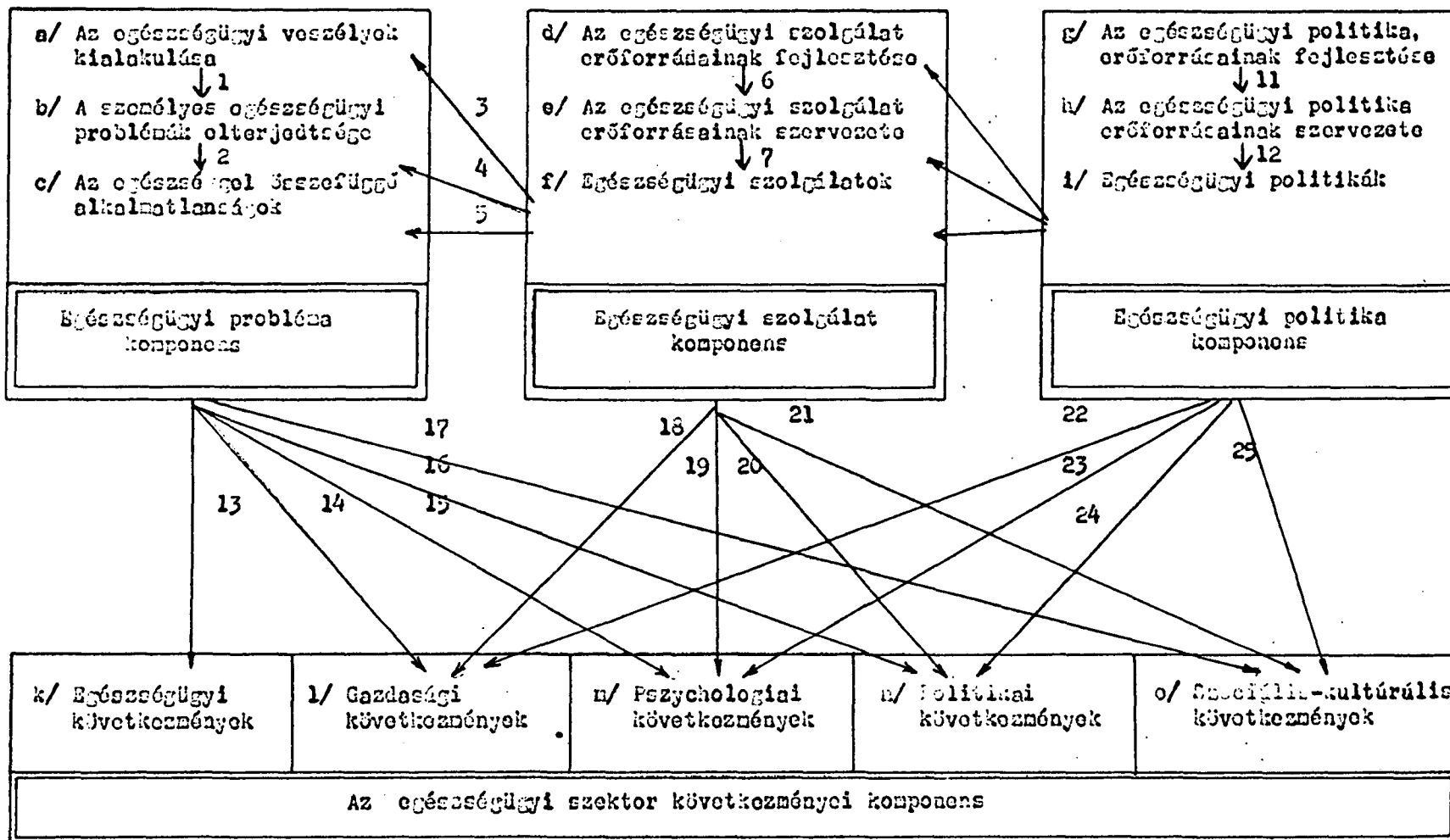
5. Az eredmények hatékony megvalósítása érdekében a döntési problémák strukturájának tanulmányozása mellett vizsgálni kell a döntéshozatal folyamatát is.

6. A fenti cél érdekében az operációkutatónak nemcsak a hagyományos matematikai, közgazdasági, statisztikai stb. ismeretanyagban kell járatosnak lennie, hanem a társadalomtudományokban is.

7. Különösen jelentős az operációkutatás határterületére eső olyan problémák megoldása, amelyek nem világosan strukturáltak, amelyek esetében fontos információk hiányoznak, viszont amelyek megoldása jelentős eredménnyel járna.

Az egészségügy rendszerének sémája

(F. K. Zöllner (6))



- 170 -

Megjegyzés: A visszacsatolások, a kényszerek és a beavatkozó változók nincsenek feltüntetve

Az operációkutatás módszereinek alkalmazási lehetőségei az egészségügy tervezésében

/ I.V. Pusztavoj (3) /

A tervezés területe	Az operációkutatás legcél- szerűbb módszerei	Az alkalmazás célja
I. A szükséglet meghatározásának tudományos alapjai	PERT-time	A szükséglet tanulmányozásához (és a matematikai feldolgozóhoz) a koordinációs grafikon összeállítása.
	Sztocasztikus kísérletek módszere (Monte-Carlo) a PERT-cost-tal együtt	Tapasztalati vizsgálatok, valamennyi program értékének teljes vizsgálata (a vizsgálat modelljének megalkotása)
	Tömegkiszolgálási elmélet	A lakosság tényleges ellátásának elemzése a gyógyító-megelőző ellátásban
	Variancia-analízis Faktoranalízis	A vizsgált faktorok tanulmányozóit ismertetőjelekre gyakorolt hatása (demográfiai faktorok hatása a szükségletre)
II. Megalapozott normák és standardok kidolgozása	Korreláció-analízis Regresszió-analízis	A faktorok és a vizsgált ismertetőjelek közötti statisztikai kapcsolat megállapítása
	PERT -time PERT -cost korreláció-analízis	Sorrend megállapítása az egészségügyi problémák megoldására
	Retrospektív-analízis és extrapoláció	A normák és standardok változási ütemének megállapítása

A tervezés területe	Az operációkutatás legcél- szerűbb módszerei	Az alkalmazás célja
<p>III. A folyó és a távlati tervezés szervezési és metodikai alapjai a.) szervezési alapok</p>	PERT -time	<p>A területi tervezés hálógafikonjának felállítása (a létesítéshez)</p> <p>A területi terv különböző variánsainak kidolgozása (alternatív tervek)</p>
<p>b.) a tervezés metodikai alapjai (a tervkidolgozás folyamata)</p>	<p>PERT-cost lineáris programozás tömegkiszolgálási elmélet játék, készletgazdálkodási elmélet, Monte-Carlo módszer</p>	<p>Tömeges minőségi mérlegek kidolgozása</p>
<p>IV. A hatékonyság becslésének tudományos alapjai</p>	<p>PERT-costs cost - benefit cost - effektivness játékelmélet (konfliktus szituációk elmélete) Monte-Carlo módszer lineáris programozás</p>	<p>Orvosi, társadalmi (szociális) és gazdasági szempontból megalapozott optimális terv variánsok kiválasztása.</p>

2. ábra (2. oldal)

8. Az operációkutatókat célszerű már a tervezet megfogalmazásának a stádiumában bevonni, különösen akkor, ha a tanulmányozott terület terjedelmes és nem világosan strukturált.

9. Minden egészségügyi és szociális problémával kapcsolatos operációkutatói vizsgálatban részt kell vennie az egészségügyi vezetőnek és az egészségügyi személyzetnek.

10. Az egészségügyi személyzettel, vezetőkkel, szervezőkkel stb., és a laikusokkal való hatékony együttműködés érdekében az operációkutatóknak felül kell vizsgálniuk terminológiájukat.

11. Ki kell dolgozni az egészségügyi és szociális problémákra vonatkozóan az operációkutatás közös kritériumokon, világos és rövid definíciókon alapuló terminológiáját.

12. Kivánatos lenne kialakítani az egészségügyi operációkutatásban kompetens intézmények, csoportok, személyes stb. jegyzékét.

13. Növelni kell az információs aktivitást.

14. A két, és többoldalu együttműködéssel készülő tanulmányok ösztönzése egyes speciális, kiemelt fontosságú területeken.

15. Munkacsoportok és szemináriumok szervezése azon speciális területekre vonatkozóan, amelyeket operációkutatással lehet megközelíteni.

16. Rövid tanfolyamok szervezése az operációkutatásról az egészségügy területén dolgozó különböző szakemberek számára, az operációkutatásnak az oktatás és képzés (továbbképzés) keretében tantárgyanként való felvételének szorgalmazása.

17. Kivánatos az operációkutatói tanfolyamok négy típusának a kifejlesztése operációkutatói szakemberek, szervezők és tervezők, egészségügyi vezetők, és az egészségügyi szakszemélyzet számára.

A munkabizottság főleg a továbbképzés keretében végzett képzéssel és oktatással foglalkozott, de hosszútávú következményei miatt fontosnak tartotta az operációkutatói ismeretek beillesztését az orvostudományi egyetemek oktatási programjába is (kiegészítve az egészségügy területén történő alkalmazás példáival). A továbbképzés keretében az alábbi négy, inkább differenciált, mint általános jellegű tanfolyamok szervezése célszerű:

1. Informatív természetű tanfolyamok, amelyek röviden ismertetik az operációkutatás természetét és az egészségügy területén történő alkalmazását. E tanfolyamok résztvevői azok, akik például az alapadatok szolgáltatásával, vagy az eredmények bevezetésével kapcsolatban vesznek részt az operációkutatási vizsgálatban.

2. Informatív természetű tanfolyamok azok részére, akik az operációkutatás eredményeit értelmezik, értékelik vagy hasznosítják. E tanfolyamok résztvevői vezetők, tervezők, szervezők és egyéb egészségügyi szakemberek.

3. Informatív természetű tanfolyamok azok számára, akiknek a szerepe különösen jelentős az egészségügy tervezésében és szervezésében. Célja: informálni a tényleges és a lehetséges alkalmazási területekről.

4. Speciális jellegű tanfolyamok az operációkutatók számára, amelyek az operációkutatás fejlesztésével, az operációkutatás módszereivel, az alkalmazásokkal és a kapcsolódó tudományágakkal - beleértve a társadalomtudományokat is - foglalkoznak.

Végül néhány szót arról, hogy mikor célszerű elkezdni egy operációkutatási vizsgálatot. Az operációkutatást nem csak akkor lehet elkezdni, amikor már megfelelő számú és minőségű adat összegyűlt, hiszen valamilyen információ mindig rendelkezésre áll (ha nem is kvantifikálva) a problematikus helyzetről, és ezek már lehetővé teszik az elemzés elkezdését. Ha további információ gyűjtése válik szükségessé, azt is előzetes elemzésre kell alapozni, és ebben a megalapozásban is hasznos útmutatást adhat az operációkutatás. A döntési probléma strukturájának a vizsgálata is rávilágíthat olyan területekre, amelyek az információs rendszer szempontjából nem elég tisztázottak, vagyis az információs rendszer kialakításának számos problémája operációkutatási természetű.

Irodalom

1. WHO, 1976. Use of Operational Research in European Health Services. Sofia, 1975. WHO ICP/SHS 028

2. D.K. Szokolov: Az operációkutatás gyakorlati alkalmazása az egészségügyben, Operációkutatás az egészségügyben c. WHO tanf. előadásai, Bratislava, 1976. okt.
3. I.V. Pusztavoj: Az operációkutatás alkalmazása az egészségügy tervezésében, Operációkutatás az egészségügyben c. tanf. előadása, Bratislava, 1976. okt.
4. E.N. Sigan: Módszerek és eljárások, Operációkutatás az egészségügyben c. tanfolyam előadása, Bratislava, 1976. okt.
5. J. Luckman: Az operációkutatás, A problémamegoldás eljárásainak áttekintése, Operációkutatás - egészségügyi tervezés és programozás, Operációkutatás az egészségügyben c. tanf. előadásai, Bratislava, 1976. okt.
6. F.K. Zölíner: Az egészségügyi szektor értékelése, néhány közgazdasági aspektus, Operációkutatás az egészségügyben c. tanf. előadása, Bratislava, 1976. okt.



BME Automatizálási Tanszék és SOTE Kísérleti Kuratórium
Laboratórium

Pulzatil vérnyomás paraméterek változása véreztetési shockban

Szücs Béla, Erdész József, Faragó István és Monos Emil

1. Bevezetés

Stacionárius viszonyok között, lépcsőzetes hipotenzióban már korábban vizsgáltuk (2,3) egyes pulzatil (elsőrendű) vérnyomás paraméterek lassu váltakozásainak összefüggését a harmadrendű (0,008 - - 0,2 Hz) vérnyomás összetevővel. Az egyes stabilizált nyomásszinteken szoros kapcsolatot találtunk az additív harmadrendű vérnyomás összetevő és a pulzatil komponens maximális differenciálhányadosa (derivált maximum), valamint abszolút értékének (pulzusnyomás) változása között korrelációs technika alkalmazásával.

A jelen vizsgálati anyag módosított Wiggers-féle irreverzibilis véreztetési shockban, tíz kutyán végzett mérés-sorozatból származik. A tíz kutya közül négy esetében az aorta ascendensben és az arteria iliaca dextraban mért vérnyomást a pufferedény-rendszerrel stabilizált szintek közötti tranziensben is regisztráltuk. A tranziens vizsgálatokat egy újabb jellemzővel, a pulzusszám harmadrendű változásainak mérésével egészítettük ki.

Célunk a felsorolt pulzusszinkron vérnyomás paraméterek és a vasomotorikus nyomáshullámok kölcsönhatásának vizsgálata az irreverzibilis shock körülményei között.

2. Kísérleti módszer

A kísérleteket altatott, immobilizált kutyákon végeztük, mesterséges lélegeztetés mellett. A keringési rendszer két pontján, az aorta ascendensben (AA) és az arteria iliaca dextraban (AID) mértük a vérnyomást Statham elektromanométer segítségével. Az analóg villamos jeleket Hottinger mérőmagnetofonnal regisztráltuk. A középnyomás szint-

tet pufferedény-rendszerrel állítottuk be, illetve stabilizáltuk. A kísérleti elrendezés és a vizsgált keringési jellemzők előállítása alapvetően megegyezik a lépcsőzetes hipotenzióban (1,2,3) végzett vizsgálatokéval. Fontos kiegészítést jelent a mesterséges lélegeztetés frekvenciájára hangolt keskenysávu szűrő (4,5) alkalmazása, amely a légzési komponens zavaró hatását századrészére csökkenti a korrelációfüggvényekben. Állatonként hét keringési állapot vizsgálatára kerülhetett sor a középnyomás szint szempontjából, úgy mint normotenziós (N), első véreztetési tranziens (H1T), első hipotenziós (H1), második véreztetési tranziens (H2T), második hipotenziós (H2), reinfúziós tranziens (RT) és reinfúzió utáni (R) vizsgálat.

Az N, H1, H2 és R állapotban végzett vizsgálatokat stabilizált középnyomás szinteken, stacionárius viszonyok mellett végeztük, mérésenként átlagosan 4000 szivciklus megfigyelése alapján. A harmadrendű hullámtartományban jelentkező keringési jellemzők változásának egy részletét az 1. ábra mutatja.

A H1T, H2T és RT állapotban végzett vizsgálatok metodikája az előzőektől eltérő volt (a 6. ábra szerint), amelyre a 4. pontban külön térünk ki.

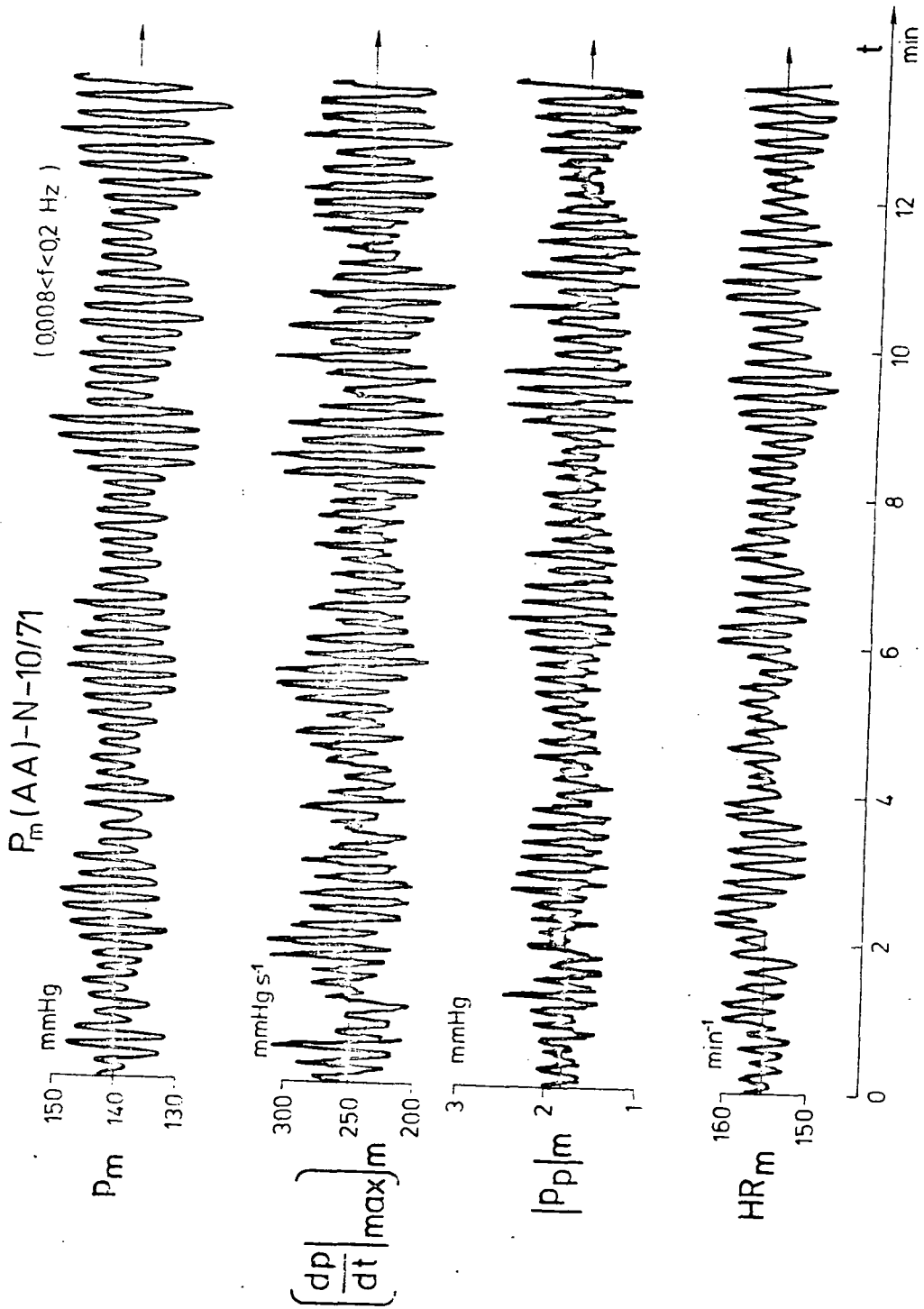
3. Korrelációs vizsgálatok

A jelfeldolgozás során a harmadrendű additív vérnyomás összevett, a pulzusnyomás és a derivált maximum lassu változásait ($0,008 < f < 0,2$ Hz) végtelenített mágnesszalagon rögzítettük, majd korrelációfüggvényeiket CTR-100 korrelátorral számítottuk ki, 320-szoros időkompresszióval.

A korrelációfüggvényeket koordinátáiróval rajzoltattuk fel és A/D konverter közbeiktatásával lyukszalagra rögzítettük későbbi feldolgozáshoz.

Az elkészített, mintegy 450 korrelációfüggvényből példaképpen bemutatunk a 2. ábrán egy jellemző sorozatot.

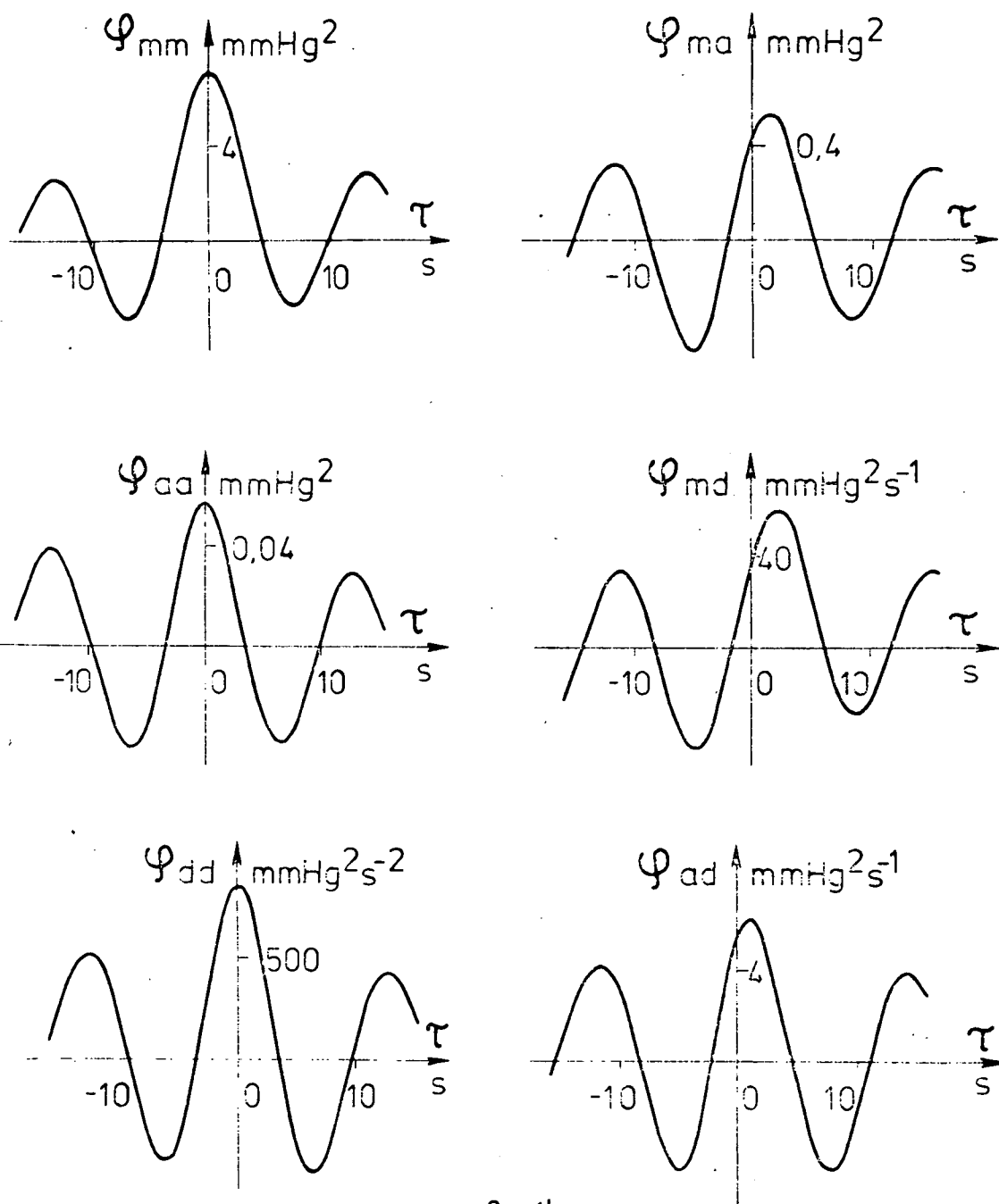
A korrelációfüggvények alapján részben mennyiségi, részben minőségi következtetéseket vontunk le.



1. ábra

Vérnyomásjelből származtatott harmadrendű keringési hullámok.
 p_m : additív vérnyomás komponens. $(\frac{dp}{dt})_{\max}_m$: derivált maximum. $|p_p|_m$: pulzusnyomás. HR_m : pulzusszám. (Aorta ascendens, 10. kutya, normotenzió.)

CF-P_m(AID)-N-9/71



2. ábra

Harmadrendű keringési hullámok korrelációfüggvényei (φ). Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponensből, a: pulzusnyomásból, d: derivált maximumból számított korrelációfüggvény. (Arteria iliaca dextra, normotenzio, 9. kutyá.)

A tiz kutyára vonatkozó átlagos korrelációs együtthatók változását különböző véreztetési szinteken a 3. ábra szemlélteti. Két jel ok-okozati kapcsolatát leíró k_{xy} dinamikus korrelációs tényező (2) értéke az adott jelstruktúránál jól közelíthető az egyszerűbben számolható

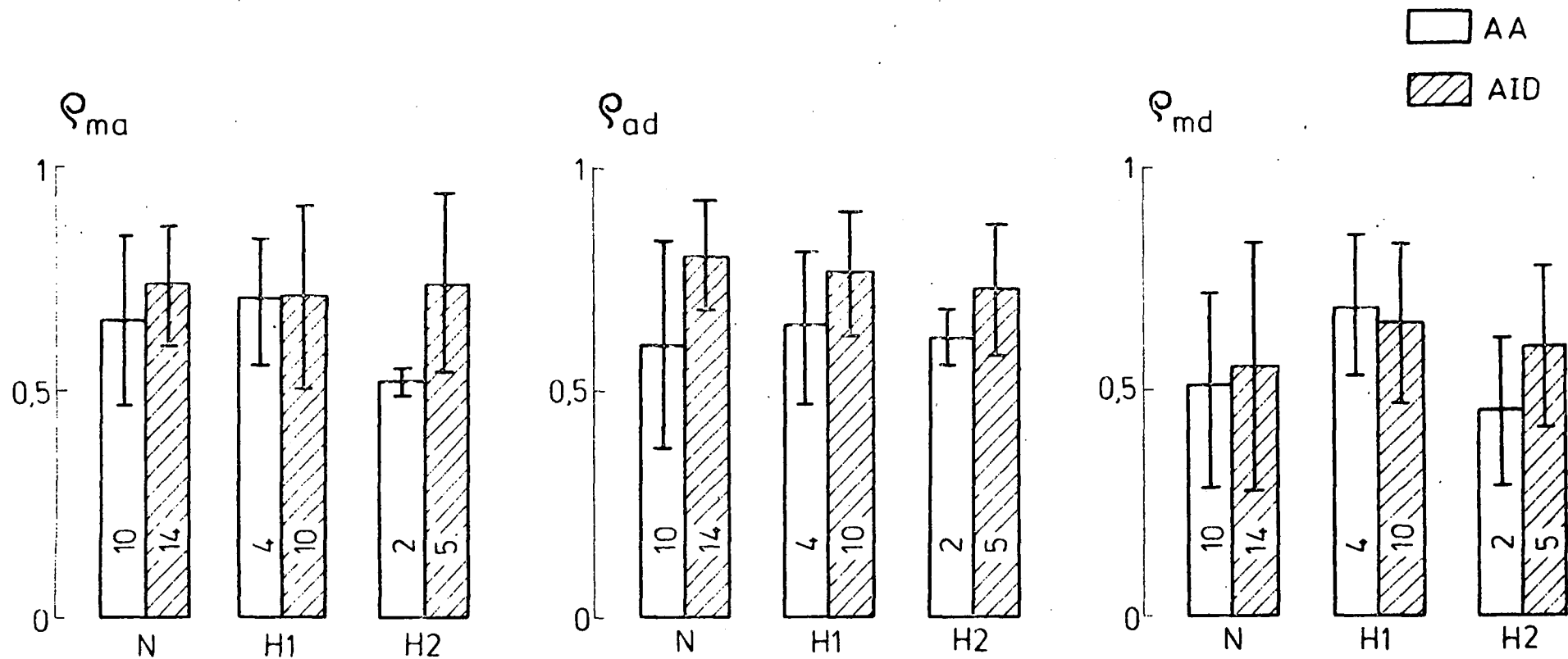
$$\rho_{xy} = \frac{\varphi_{xy} | \max}{(\varphi_{xx}(0) \varphi_{yy}(0))^{0,5}}$$

korrelációs tényezővel.

Az átlagos korrelációs együtthatók 0,5-0,8 értéke nem változik lényegesen normotenzióban és a két véreztetési szinten. A számszerű értékelés azt mutatja, hogy ρ_{ma} és ρ_{ad} közel megegyezik, míg ρ_{md} értéke kisebb. Ez a tendencia középnyomás szinttől és mérési helytől függetlenül fennáll.

Figyelemre méltó, hogy az AID-ben mért korrelációs együtthatók értékei valamivel magasabbak az AA-hoz tartozóknál, ugyanis a szívtől távolabb levő arteriákban az érfal simaizmok által közvetített szabályozási hatások jobban érvényesülhetnek. Eredményeink igazolják, hogy szoros kapcsolat van a lassu additív hullámok és a pulzatil komponensek vasomotorikus frekvenciatartományba eső változásai között. A kapcsolat az irreverzibilis Wiggers shock hatására sem szűnik meg. Ezért indokolt olyan modellstruktúra felállítása, melynek be- és kimenőjelei a vizsgált összetevők.

Már a 2. ábrán bemutatott autokorreláció függvényekből is kitűnik, hogy mindhárom jel statisztikai strukturája nagyon hasonló, míg a keresztkorreláció függvények bizonyítják az ok-okozati kapcsolatot. Ez utóbbiak csúcának elhelyezkedése a $\tau = 0$ értékhez képest jelzi, hogy a derivált maximum változása késik a pulzusnyomás változásához képest, és mindkettő késik az additív vérnyomás összetevőhöz viszonyítva a harmadrendű tartományban.



3. ábra

Harmadrendű keringési hullámok ok-okozati kapcsolatának szorosságát jellemző korrelációs tényezők (ρ). Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponensből, a: pulzusnyomásból, d: derivált maximumból számított korrelációs tényező. N: normotenzio, H1: első, H2: második véreztetési szint. (Az oszlopokba írt számok az adatok számát jelentik.)

A lépcsőzetes hipotenzióban végzett vizsgálatokhoz (1,2,3) hasonlóan, első közelítésben arányos-holtidős átviteli függvényű modellt (4,5) állítottunk fel, amely közel azonos alakú korrelációfüggvények kezelésére alkalmas.

A modell paraméterek meghatározásához a korrelációfüggvények alapján átviteli tényezőket és késési időket számoltunk. Az átviteli tényezőket az azonos alakú korrelációfüggvényeknél az

$$A_{xy} = \frac{\varphi_{xy} | \max}{\varphi_{xx}(0)}$$

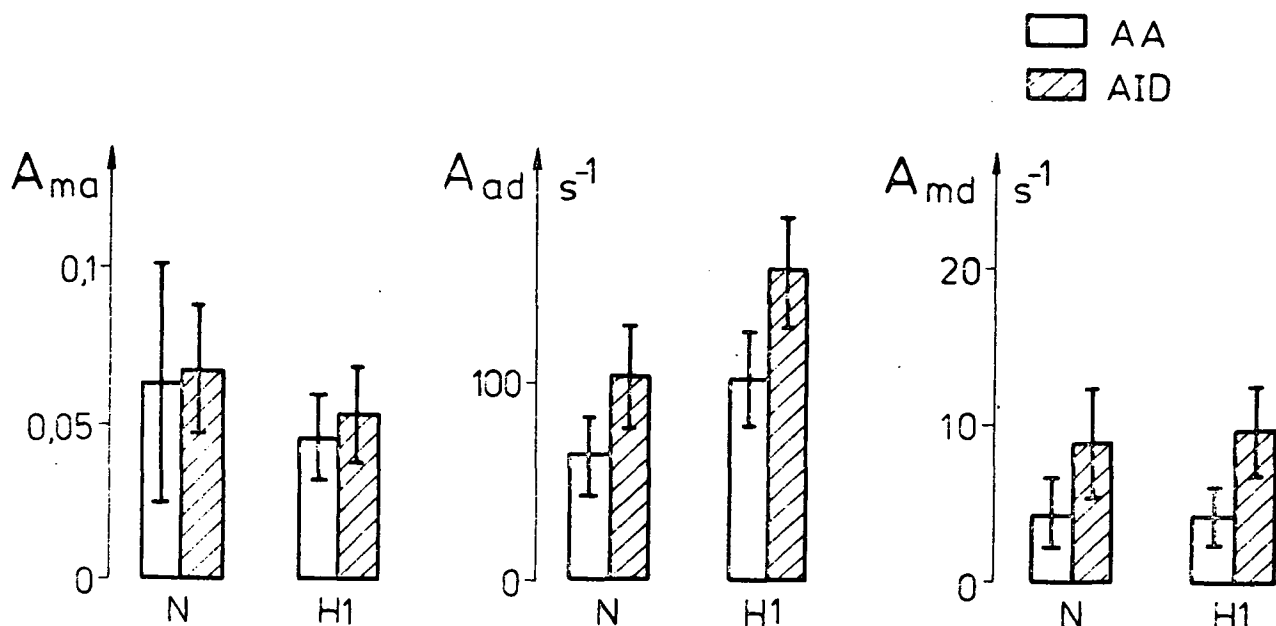
összefüggés alapján határoztuk meg.

Az eredményeket tíz kutyára átlagoltuk véreztetési szintenként, mindkét mérési elvezetés esetén. Az átlagos átviteli tényező értékeit a különböző véreztetési szinteken a 4. ábra szemlélteti.

A keresztkorreláció függvények alapján a hatásirány $m \rightarrow a \rightarrow d$ jellegű, amit az $A_{ma} A_{ad} \cong A_{md}$ teljesülése - a korrelációs együtt-hatókat is figyelembe véve - alátámaszt. A késési időkre vonatkozó $T_{md} \cong T_{ma} + T_{ad}$ összefüggés ellenőrzése szintén igazolta a feltételezett hatásirány elfogadható voltát. A fenti megállapítások normotenzióra (N) és az első véreztetési szintre (H1) vonatkoznak, a többi esetben további elemzés szükséges.

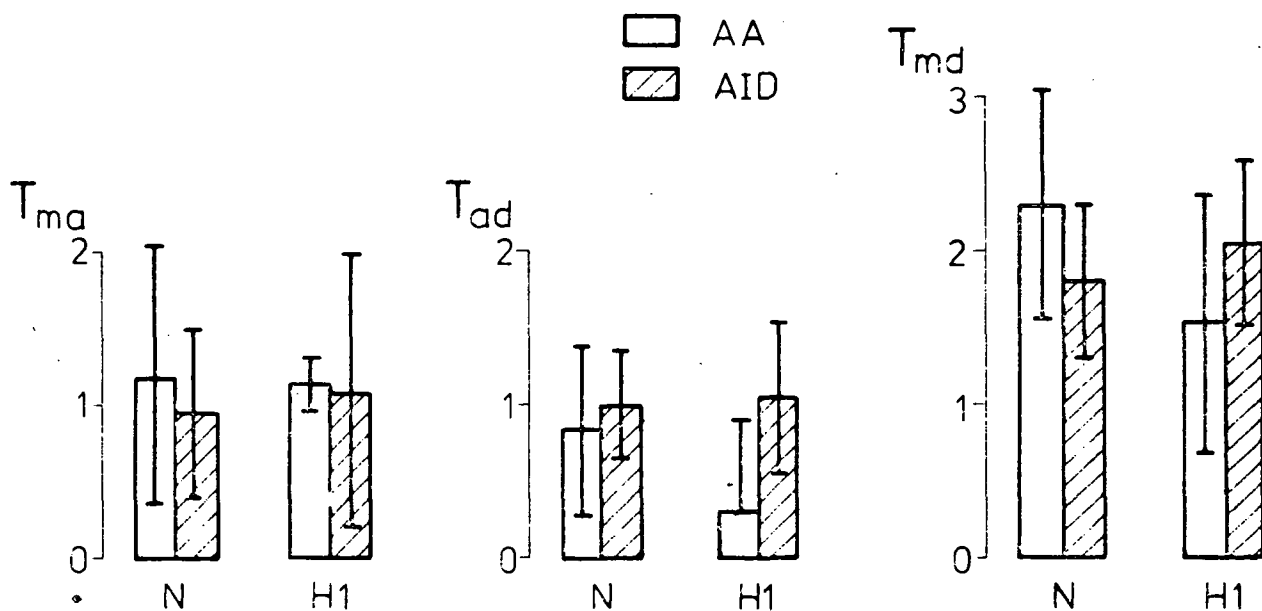
Azt tapasztaltuk, hogy normotenzióban mindegyik kutyánál, mindkét mérési elvezetés esetén a domináns periódusidő átlagosan 13,3 sec (relatív szórás: 8 %). Az első véreztetési szinten a domináns periódusidő átlagosan 18,6 sec-ra (relatív szórás 18,5 %) nő meg. A második véreztetés után a periódusidő tovább növekszik, bár ez a növekedés már nem olyan mértékű és nem olyan egyértelmű, mint az első véreztetés hatására.

Reinfuzióban a jelek sok esetben zajszerűvé váltak, ezért nem lehetett számszerű következtetéseket levonni a harmadrendű hullámok periodicitására vonatkozólag. Feltételezzük, hogy a vérkeringés szabályozás ebben a tartományban már jelentős károsodást szenved.



4. ábra

Átviteli tényezők (A) az indexek szerinti harmadrendű keringési hullámok között. Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponens, a: pulzusnyomás, d: derivált maximum, N: normotenzio, H1 : első véreztetési szint.



5. ábra

Késési idők (T) másodpercben az első és második index szerinti harmadrendű keringési hullámok között. Az indexek jelentése: m: additív vérnyomás komponens, a: pulzusnyomás, d: derivált maximum, N: normotenzio, H1: első véreztetési szint.

4. Tranziens vizsgálatok

A módosított Wiggers-féle shock szerinti vizsgálatnál három átmeneti szakasz adódik, mégpedig a normotenzió és az első véreztetési szint között (H1T), az első és második véreztetési szint között (H2T), valamint a reinfúzió alatt (RT).

Az artériás középnyomást, a pulzatil vérnyomás összetevő abszolút értékének (pulzusnyomás) és derivált maximumának, valamint a pulzusszámnak a harmadrendű változásait regisztráltuk a tranziens szakaszokban. A jelek felvételének és feldolgozásának vázlatát a 6. ábra mutatja.

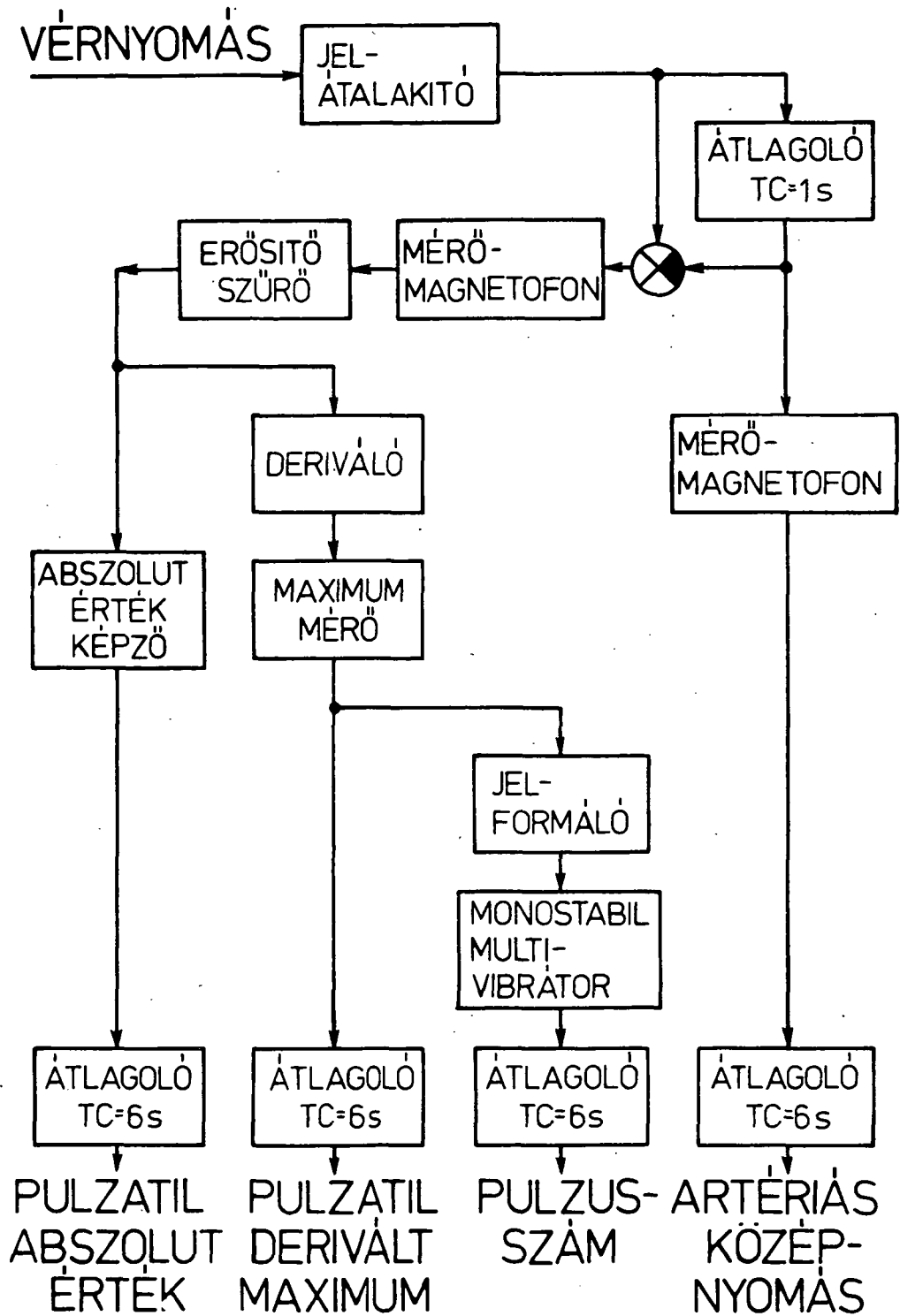
A regisztrátumok 20-szoros időkompresszió mellett készültek koordinátáiróval, így egy tíz perces tranziens felrajzolása valójában fél percet vett igénybe.

Példaként a 7. ábra az arteria iliaca dextrában (AID) mért, második véreztetési tranziens (H2T) alatti $f < 0,03$ Hz változásokat mutatja. A középnyomás esésével csökken a derivált maximum és a pulzusnyomás átlagos értéke is, míg a pulzusszám nem változik lényegesen.

A 8. ábrán szintén az AID-ben mért, de reinfúziós tranziens (RT) jellegörbéi láthatók. Az első három percben (a levett vérmennyiségnek a visszaáramlása alatt) a vérnyomás jellemzők növekedése, illetve a pulzusszám esése figyelhető meg. A reinfúzió után spontán középnyomás esés következett be, amit a pulzatil jellemzők egyidejű csökkenése kísért.

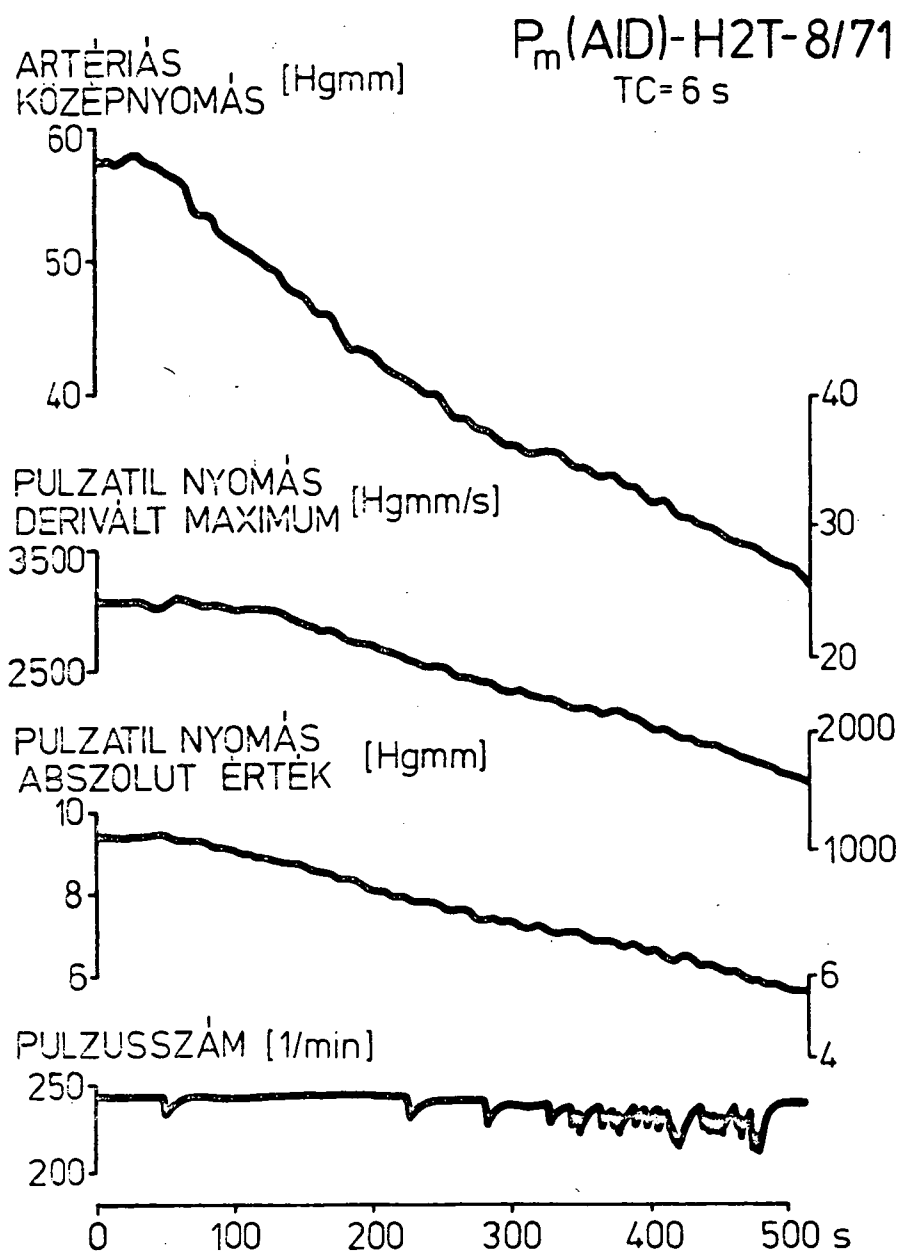
Olyan regisztrátumokat is kaptunk, amelyeken a középnyomás - egyes szakaszokon - független, vagy akár ellentétes módon változott a pulzatil vérnyomás jellemzők harmadrendű változásához képest, amit az egyes jellemzőket más-más hatásuton befolyásoló tényezők jelenlétének tulajdonítunk. A derivált maximum és a pulzusnyomás - melyek a pulzatil keringés szorosan összefüggő jellemzői - mindig szinkronban változtak.

A véreztetés során a spontán nyomásesés maximális sebessége nem haladta meg a $0,3$ Hgmm/s értéket, de nagysága tranziensenként - sőt azon belül is - változott. Reinfúzió alatt a középnyomás egyenletesebben,



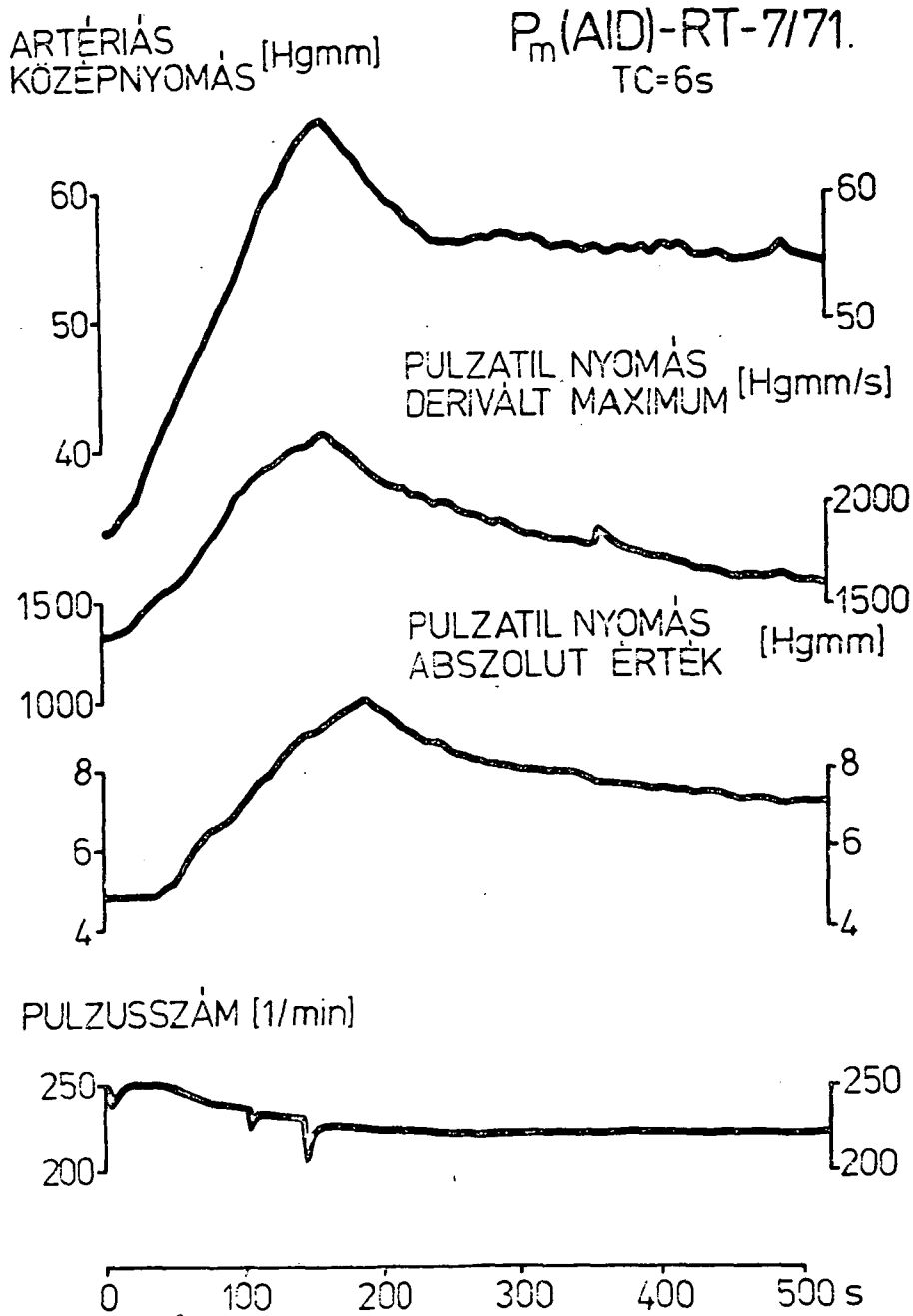
6. ábra

Hatásvázlat a keringési jellemzők transziens alatti közpszintjének regisztrálásához. ($f < 0,03$ Hz)



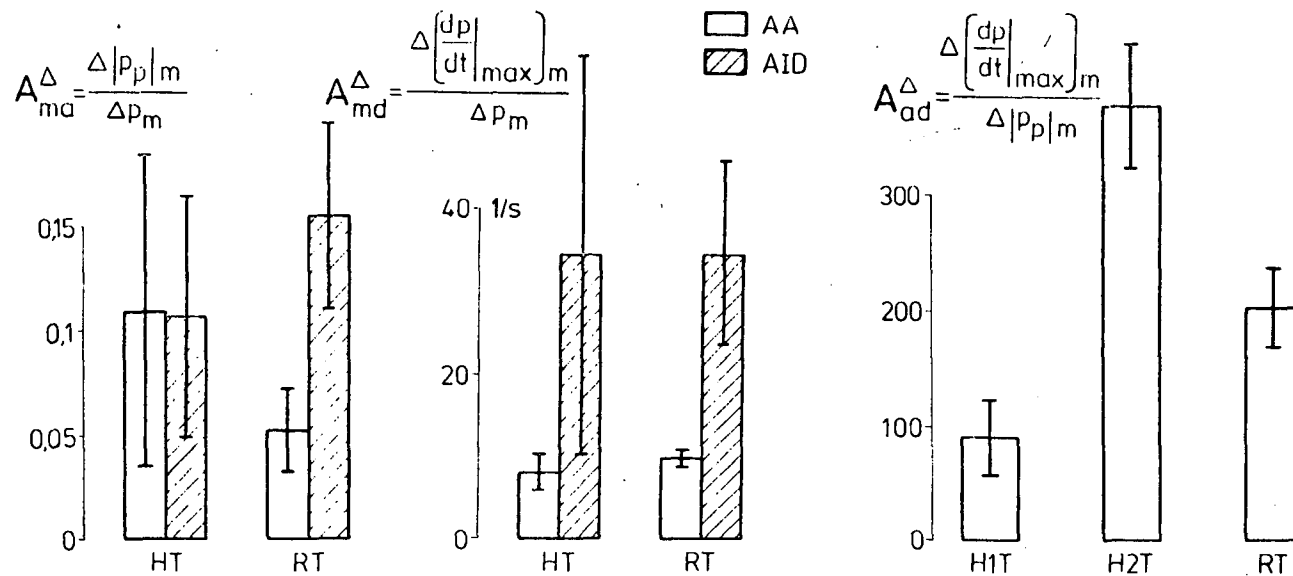
7. ábra

Keringési jellemzők középszintjének ($f < 0,03$ Hz) változása az első és második véreztetési szint között (Arteria iliaca dextra, 8. kutya.)



8. ábra

Keringési jellemzők középszintjének ($f < 0,03$) változása rein-fuzió transziensben. (Arteria iliaca dextra, 7. kutya.)



9. ábra

Középszint változásokból számított átviteli tényezők (A^{Δ}) az indexek szerinti keringési jellemzőkből. Az indexek jelentése: m: középnyomás, a: pulzusnyomás, d: derivált maximum, H(1,2)T: véreztetési (első, második) tranzienst, RT: reinfúziós tranzienst.

0,32 Hgmm/s átlagos értékkel (relatív szórás: 27,5 %) növekedett, valószínűleg amiatt, hogy a károsult érrendszeri szabályozó elemek kevésbé voltak képesek befolyásolni a reinfúzió folyamatát.

A vizsgált keringési jellemzők harmadrendű változásainak mennyiségi kapcsolatát az azonos időtartamhoz tartozó változások hányadosával, mint átviteli tényezőkkel fejeztük ki és közülük néhányat a 9. ábrán mutatunk be. A középnyomásra vonatkozó átviteli tényezőket a H1T és H2T tranziensekre összevontan, míg a mérési pontok (AA, A1D) szerint külön értékeltük. A pulzusnyomásra és a derivált maximumra vonatkozó átviteli tényezőt viszont a mérési helytől találtuk függetlennek.

5. Összefoglalás

A vérkeringési folyamatok optimális szabályozásának feltárása szempontjából alapvetően fontos információt jelent a különböző frekvenciasávba eső nyomásingadozások kölcsönhatásainak kvantitatív elemzése normál és kóros körülmények között.

Pulzusszinkron és vasomotorikus vérnyomás hullámok kölcsönhatását vizsgáltuk módosított Wiggers-féle irreverzibilis shockban, altatott és immobilizált kutyákon. Az aorta ascendensben és az arteria iliaca dextrában mért vérnyomásjelekből képeztük a harmadrendű összetevőt, valamint a pulzusnyomás, a derivált maximum és a pulzusszám harmadrendű változásával analóg jeleket.

A shock stacionárius (állandó középnyomás szintű) szakaszaiban mintegy 4000 szívciklust vizsgáltunk korrelációs adatredukcióval, míg a véreztetési szintek közötti tranziensekben közvetlen jel-összehasonlítást végeztünk.

A vizsgált keringési jellemzők összefüggésére különböző módszerekkel kapott adatok közeli volta - stacionárius és tranziens körülmények között egyaránt - indokolja azok szabályozási modellbe foglalását.

Irodalom

- (1) Szücs B., Monos E.: Számítógépek és fiziológiai berendezések együttes alkalmazása vérkeringés dinamikai vizsgálatokban. 2. NJSZT kollokvium, 115-123. Szeged, 1972.
- (2) Szücs B., Monos E.: Vérkeringési rendszer irányítási folyamatainak modellezése. 5. NJSZT kollokvium, 191-210. Szeged, 1975.
- (3) Szücs B., Monos E., Csáki F.: New aspects of blood pressure control. 6. IFAC kongresszus anyaga, Boston-Cambridge, USA, 54.5.1-10. (1975)
- (4) Erdész J.: Vérnyomás hullámok korrelációs vizsgálata. Diplomaterv, BME Automatizálási Tanszék, Budapest, 1976.
- (5) Faragó I.: Vérnyomás hullámok spektrális elemzése. Diplomaterv, BME Automatizálási Tanszék, Budapest, 1976.



SOTE Kísérleti Kutató Laboratórium

Nagyartériák nemlineáris anizotróp rugalmassági tulajdonsága-
inak modellezése

Hudetz Antal, Szutrély Judit és Monos Emil

Bevezetés

A vérkeringési rendszer szabályozási folyamatainak kvantitatív leírásához és megértéséhez ismernünk kell az érfal biomechanikai tulajdonságait megadó, a fiziológias nyomás és frekvenciatartományban érvényes matematikai modellt. E modell meghatározása metodikai okokból in vitro mérések alapján végezhető el. Feltételezzük, hogy a mérési eredményekből az artériák in vivo viselkedésére olyan terhelés, ill. deformációtartományokban is lehet következtetni, ahol in vivo mérésre nincs mód.

A matematikai-fizikai modell birtokában az érfal mechanikai terheléstől függő strukturaváltozásáról szerezhethetünk információt. Az érfal - mint speciális élő szövet -, mechanikai tulajdonságainak egzakt elméleti leírása lényeges szempont az érprotézisek optimális anyagi és geometriai jellemzőinek megadásához is.

A modell felállítása lehetőséget biztosít olyan érfal-mechanikai számításokhoz, melyek az incrementális számítási módszerrel nem végezhetők el. Klinikai szempontból is igen fontos az érfal mechanikai tulajdonságainak meghatározására szolgáló mérés technika fejlesztése, melyhez hasznos szempontokat nyújthat egy nemlineáris mechanikai modell kifejlesztése.

Elméleti megfontolások

A nagymértékben deformálódó anyagok - mint például az érfal - rugalmas viselkedése ugynevezett nemlineáris kontinuummechanikai elmélettel írható le. A fő cél az érfal nemlineáris anyagi egyenleteinek (a-

lapegyenleteknek) a megtalálása, amelyek az érfalban kialakuló feszültségek és az érfal deformációi közti függvénykapcsolatot fejezik ki. Az alapegyenletek birtokában az érfal tetszőlegesen deformált állapotára megadhatók az ún. incrementális rugalmassági modulusok. Bár a jelenlegi elméletben az eret homogén anyagunak tekintjük, az incrementális modulusok értékéből indirekt következtetéseket lehet levonni az érfal struktúrájára vonatkozóan, melyről ma még igen hiányos ismereteink vannak.

Az érfal alapegyenletének felállításában a Vaishnav (11) és Young (12) által javasolt Green-féle módszert (5) követjük, az ún. deformációs energia koncepciót. A deformációs energia sűrűség (az egységnyi faltérfogatban tárolt rugalmas energia) egy adott rugalmas testre nézve csak a deformációs állapot függvénye. Jelöljük a deformáció-energiasűrűség függvényt W -vel. Ekkor egy homogén, inkompresszibilis, hengeresen ortotróp rugalmas test esetében W kifejezhető mint

$$W = W(\epsilon_{\theta}, \epsilon_z) \quad /1/$$

ahol ϵ_{θ} és ϵ_z a Lagrange-féle nyúlástenzor tangenciális és axiális fizikai komponensei. Ha λ_{θ} -val és λ_z -vel a megfelelő relatív nyújtásokat jelöljük

$$\epsilon_{\theta} = \frac{1}{2} (\lambda_{\theta}^2 - 1), \quad \lambda_{\theta} = \frac{R}{R_0}$$

$$\epsilon_z = \frac{1}{2} (\lambda_z^2 - 1), \quad \lambda_z = \frac{L}{L_0}$$

ahol R , R_0 és L , L_0 az ér deformált és nyugalmi közepes sugarát, illetve hosszát jelöli. W ismeretében a Cauchy-féle feszültségtenzor fizikai komponensei a következő összefüggések szerint határozhatók meg:

$$S_{\theta} - S_R = (1 + 2\epsilon_{\theta}) \frac{\partial W}{\partial \epsilon_{\theta}}$$

$$S_z - S_R = (1 + 2\epsilon_z) \frac{\partial W}{\partial \epsilon_z} \quad /2/$$

Az anizotróp rugalmassági tulajdonságokat szemléletesen jellemző incrementális modulusok definíciója a következő:

$$E_r = \frac{\Delta S_r}{e_r}, \quad \sigma_{\theta r} = \frac{e_{\theta}}{e_r} \quad (\Delta S_{\theta} = \Delta S_z = 0)$$

$$E_{\theta} = \frac{\Delta S_{\theta}}{e_{\theta}}, \quad \sigma_{z\theta} = \frac{e_z}{e_{\theta}} \quad (\Delta S_r = \Delta S_z = 0)$$

$$E_z = \frac{\Delta S_z}{e_z}, \quad \sigma_{\theta z} = \frac{e_{\theta}}{e_z} \quad (\Delta S_r = \Delta S_{\theta} = 0)$$

ahol E_r, E_{θ}, E_z incrementális Young modulusok, $\sigma_{\theta r}, \sigma_{z\theta}, \sigma_{\theta z}$ incrementális Poisson állandók e_r, e_{θ}, e_z pedig infinitezimális relativ megnyúlások (dilatációk) hengerkoordinátarendszerben. Megjegyezzük, hogy inkompresszibilis ortotróp anyag esetében tulajdonképpen 9 állandó van, a függetlenek száma azonban csak 3. A fenti incrementális modulusok W második parciális deriváltjaival fejezhetők ki. A konkrét kifejezéseket illetően (11)-re utalunk.

Tegyük fel, hogy az artériafal ideálisan rugalmas, tehát izotermikus körülmények között létezik deformációs energia függvénye (W), és teljesülnek a fentiekben említett összes többi feltételek is. Az artéria kvázi-statisztikus deformációja esetén az érfalban kialakuló 3 dimenziós átlagos feszültségek megfelelő mechanikai mérésekből az anyagi tulajdonságok ismerete nélkül meghatározhatók, feltéve, hogy az érvékonyfalú (8). Tegyük fel, hogy W explicit formája ismert, de az általa tartalmazott rugalmassági állandók értéke nem. Ekkor (1) és (2) által megadott modellnek különböző ϵ_{θ} és ϵ_z nyúlásoknál a mérésből kapott feszültségértékekre való illesztésével az állandók meghatározhatók. A deformációs energiafüggvény alakját nem lehet fizikai megfontolásokból levezetni ortotróp anyag esetén. Az alapvető probléma tehát egy alkalmas $W(\epsilon_{\theta}, \epsilon_z)$ modelfüggvény megtalálása.

Munkánkban két különböző típusu modellel végeztünk számításokat. Ha W folytonos és tetszőlegesen sokszor differenciálható, akkor sorbafejthetjük a deformációkomponensek szerint. A Patel és mtsai (9) által javasolt 7 paraméteres polinomiális alak a következő:

$$W = W_0 + A\epsilon_\theta^2 + B\epsilon_\theta \epsilon_z + C\epsilon_z^2 + D\epsilon_\theta^3 + E\epsilon_\theta^2 \epsilon_z + F\epsilon_\theta \epsilon_z^2 + G\epsilon_z^3$$

/3/

ahol A, B, \dots, G rugalmassági állandók. Mivel a feszültségek az $\epsilon_\theta = \epsilon_z = 0$ deformációnál zérusok, ezért elsőfoku tagok W kifejezésében nem szerepelnek. Az 1-el magasabb fokszámu polinom 12 paramétert tartalmaz. Fung (3) és Simon (10)/3/ helyett exponenciális modellből indultak ki, méréseiket azonban csak két dimenzióban végezték el. Mi egy, az említett szerzőkétől eltérő, 4 paraméteres exponenciális modellt választottunk, mely /3/-hoz hasonlóan szimmetrikus az ϵ_θ és ϵ_z változóiban:

$$W = W_0 + e^{\bar{A} + B'\epsilon_\theta^2 + C'\epsilon_\theta \epsilon_z + D'\epsilon_z^2}$$

Módszer

A modell-paraméterek meghatározása kutyákból izolált carotis communis és iliaca artériákon végzett mechanikai mérési eredmények alapján történt. Az un. kvázi-statikus nagydeformációs teszt a belső nyomás lassu és ciklikus változtatásával történt 0-250 Hgmm tartományban, miközben a nyomást, az artéria külső átmérőjét és az axiális nyújtóerőt regisztráltuk. A kísérleti berendezést és a mérési folyamat további részleteit illetően (1)-re és (8)-ra utalunk. A mérést megisméltük az ér több különböző, előre beállított axiális megnyújtása mellett.

A rugalmassági állandókat a fentiekben már vázolt, feszültségekre való illesztéssel határoztuk meg. S_e és S_z - mint kétváltozós függvények - egy-egy felületet határoznak meg. Mivel a feszültségek kifejezés-

seit a W deformációs energia függvényből származtattuk, S_θ és S_z explicit alakjában azonos paraméterek is szerepelnek. Itt tehát nem egyszerűen görbeillesztéseket, hanem két felület szimultán illesztését kell elvégezni.

A polinomok illesztése esetében a legkisebb négyzetek elvéből adódó lineáris normál egyenletrendszer első lépésben Gauss-Jordan eliminációval oldottuk meg. A 12 paraméteres polinom esetében a normál egyenletrendszer mátrixa igen rosszul kondicionált. Ezért a normál egyenletrendszer megoldása helyett Householder transzformációt alkalmaztunk.

Az exponenciális modell esetén a legkisebb négyzetek elvéből adódó normál egyenletrendszer a paraméterekben nem lineáris, ezért az ismeretlen paramétereket úgy kerestük meg, hogy a hibafüggvényt minimalizáltuk a paraméterek függvényében. A hibafüggvény minimalizálására a Broyden-Fletcher-Schanno-féle (BFS) kvázi-Newton módszert alkalmaztuk, amely kihasználja, hogy a modell-függvény paraméterek szerinti deriváltjait analitikusan ismerjük. A BFS algoritmus jelenleg a legstabilabb általános függvényminimalizáló eljárás. Mivel ez a módszer csak lokális minimumot keres, a globális minimum megtalálása érdekében több kezdőpontból indítottuk a minimum keresést.

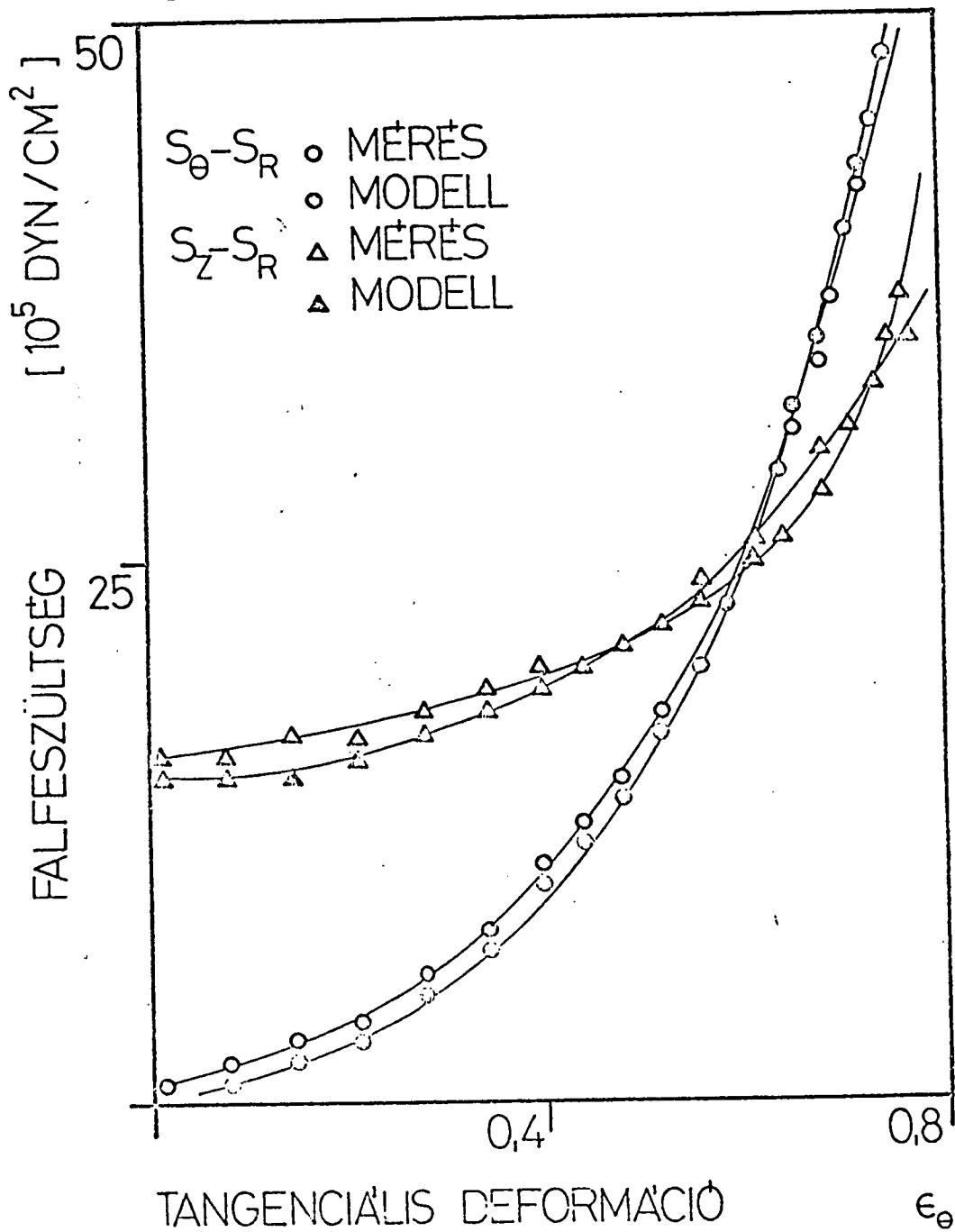
Eredmények

A. A különböző modellek illesztését 5-5 db carotis communis (CC) és iliaca (IA) artériákra végeztük el. Az illeszkedés jósága az egyes mérések esetében eltérő volt, és általában jobb a CC artériákra. Az 1. ábrán a mért, és az exponenciális modellből számított $S_\theta - S_r$ és $S_z - S_r$ feszültségeket láthatjuk az ϵ_θ tangenciális deformáció függvényében egy-egy reprezentatív artériára. A feltüntetett függvények a két feszültség-felület $\lambda_z = 1,85$, ill. $\lambda_z = 1,55$ megnyújtásokhoz tartozó síkmetszetei. A két típusu artéria fiziológiás (in vivo) axiális nyújtásfoka különböző, innen a λ_z -beli eltérés.

A 7 paraméteres polinomiális modell esetében az illeszkedés lényegesen rosszabb volt, mint a 4 paraméteres exponenciális modellé. A 12 paraméteres modellel szintén jó egyezést lehetett elérni, azonban a

MODELL EXP. 4 - 198 -
A. CAROTIS COMMUNIS
 $\lambda_z = 1,85$

75.5.7.



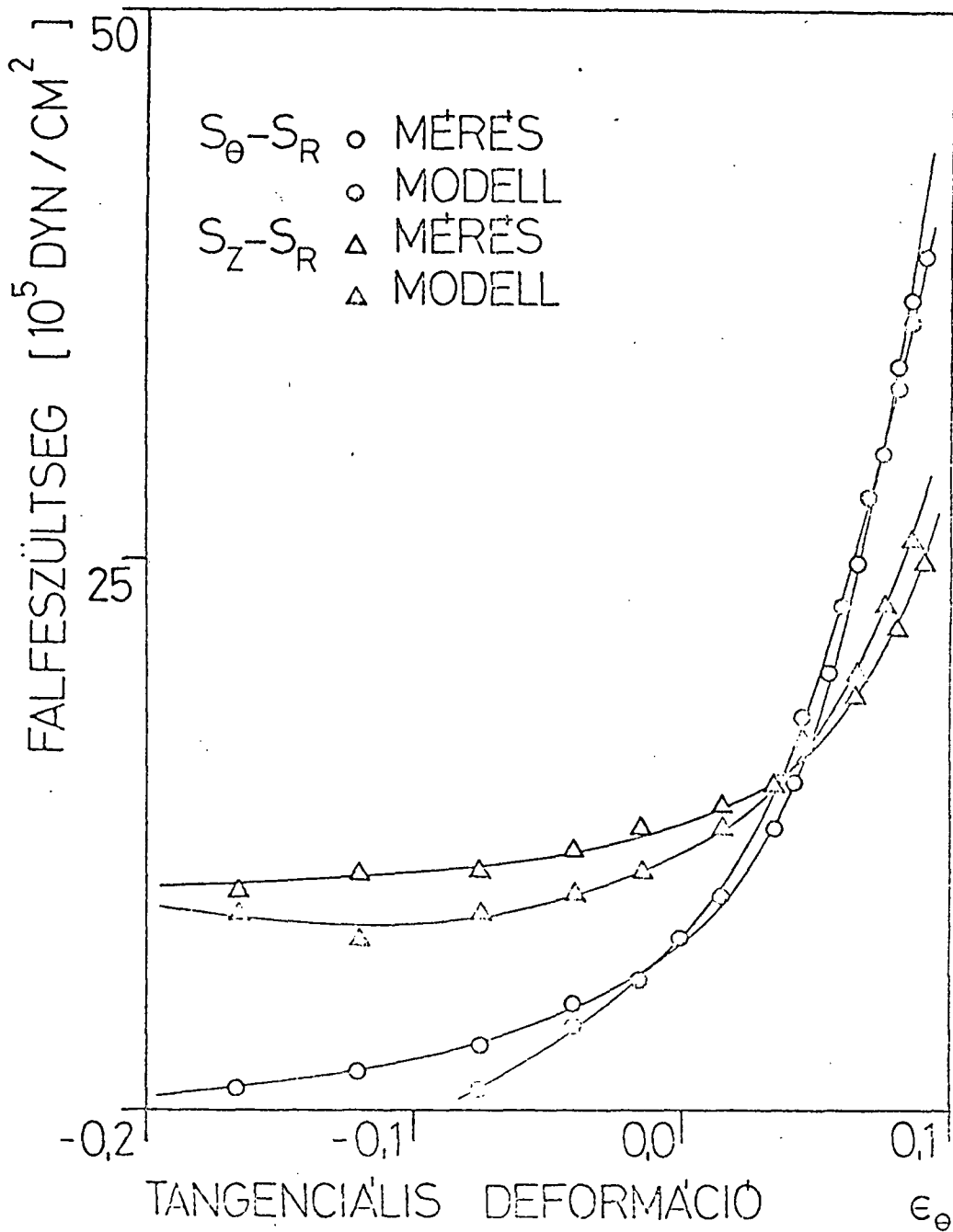
1a. ábra

MODELL EXP. 4

A. ILIACA

$\lambda_z = 1,55$

75. 4. 21.



1b. ábra

In vitro mechanikai mérésekből és az exponenciális deformációs energiasűrűség modellből számított falfeszültségek (különbségei) a tangenciális nyulás függvényében, adott axiális megnyújtásnál, a.) arteria carotis communis, b.) arteria iliaca. Az illeszkedés carotis artériák esetében általában jobb.

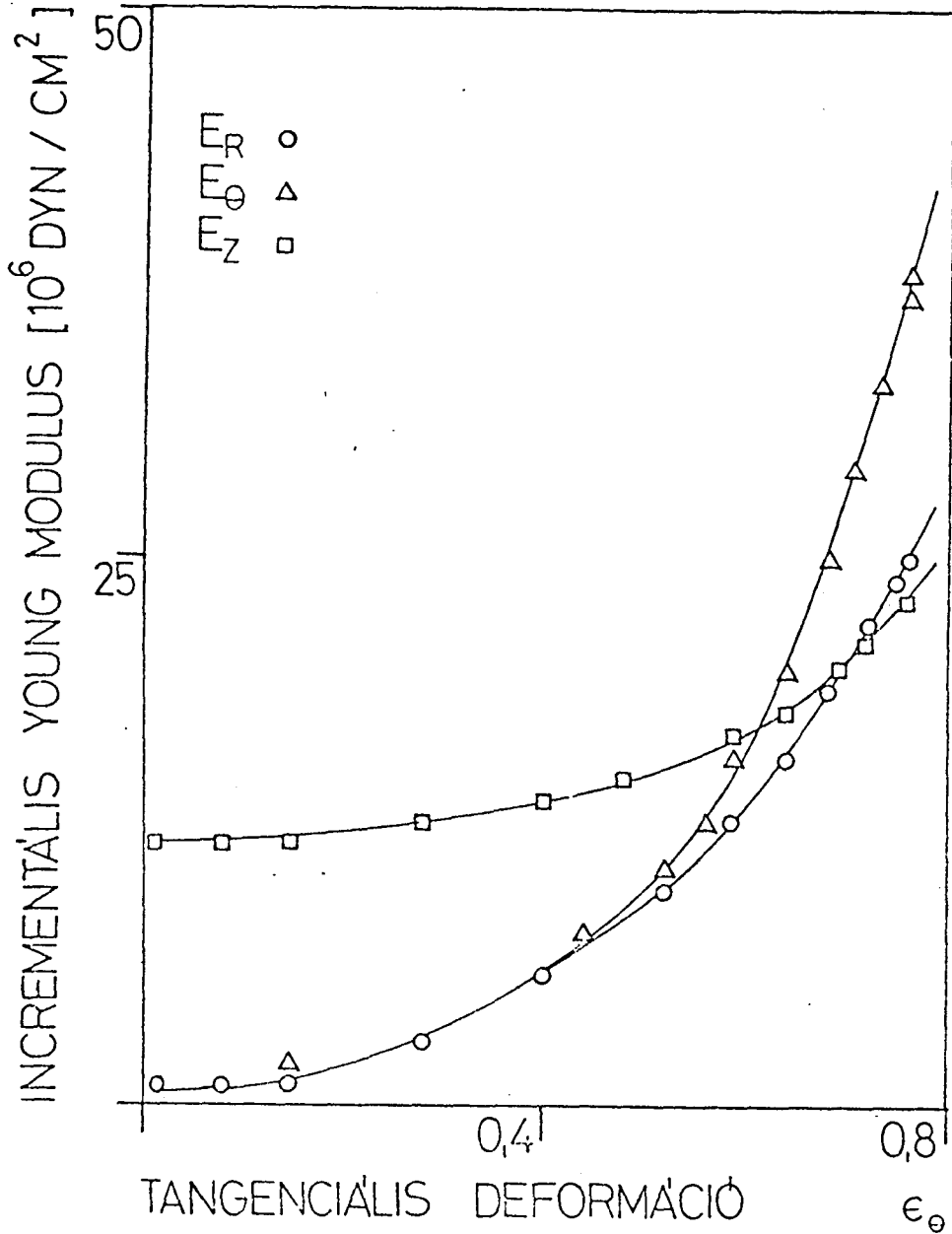
feszültséggörbék kis deformációknál "kanyarogni kezdtek". Ez a kiszámítandó incrementális modulusokban jelentős hibát okoz, mivel azok a felületek parciális deriváltjai. Mindazonáltal a görbeoszillációktól eltekintve mindhárom modell (7 és 12 paraméteres polinomiális és 4 paraméteres exponenciális) kvalitatíve hasonló lefutású incrementális modulusokat ad. A Poisson számok esetében az eltérés nagyobb, mivel azok kifejezéseiben két-két Young modulus hányadosa szerepel - így a hibák ez esetben fokozottan jelentkeznek.

B. A 2. ábrát tekintve megállapíthatjuk, hogy a CC artéria erősen nemlineáris mind tangenciális, mind radiális irányban. Nyilvánvaló az artéria anizotrópiája a teljes deformációtartományban. A fiziológiai deformációtartományban $E_z > E_r \approx E_\theta$, azaz az artéria közelítőleg tranzverzálisan izotróp a θR síkban. Nagyobb deformációkra $E > E_r > E_z$ jellemző, az artéria ortotróp. Az, hogy E_z is függ a tangenciális deformációtól nemlineáris csatolásra utal a θ és Z irányok között. A különböző irányú deformációk közötti csatolást a Poisson állandók jellemzik (3. ábra). $\sigma_{\theta R}$ értékeiből látható, hogy kis tangenciális deformációknál az érfal radiális kompressziója csaknem kizárólag tangenciális megnyulást eredményez ($\sigma_{\theta R} \approx 1$). Növekvő tangenciális megnyulásnál radiális kompresszióra axiális nyulás is bekövetkezik, és túlsúlyba kerül amikor már $\sigma_{\theta R} < 0,5$. Ez teljes összhangban van a modulusok lefutásával, E_θ és E_z görbéi éppen a $\sigma_{\theta R} = 0,5$ -höz tartozó tangenciális deformációnál ($\epsilon_\theta = 0,6$) metszik egymást.

A tangenciális és axiális irányok közti csatolást láthatóan két állandó is jellemzi: $\sigma_{\theta z}$ és $\sigma_{z\theta}$ attól függően, hogy melyik irányban alkalmazunk terhelést az anyagra. $\sigma_{z\theta}$ növekedése a tangenciális deformációváltozásoknak az axiális irányra való fokozódó befolyását mutatja. Figyeljük meg, hogy $E_r = E_z$ esetén $\sigma_{z\theta} = 0,5$. A harmadik Poisson szám ($\sigma_{\theta z}$) lefutása egészen más, nagyobb tangenciális deformációknál az axiális hosszváltozások hatása a tangenciálisra csökken.

MODELL EXP. 4
A. CAROTIS COMMUNIS
 $\lambda_z = 1,85$

75. 5. 7.

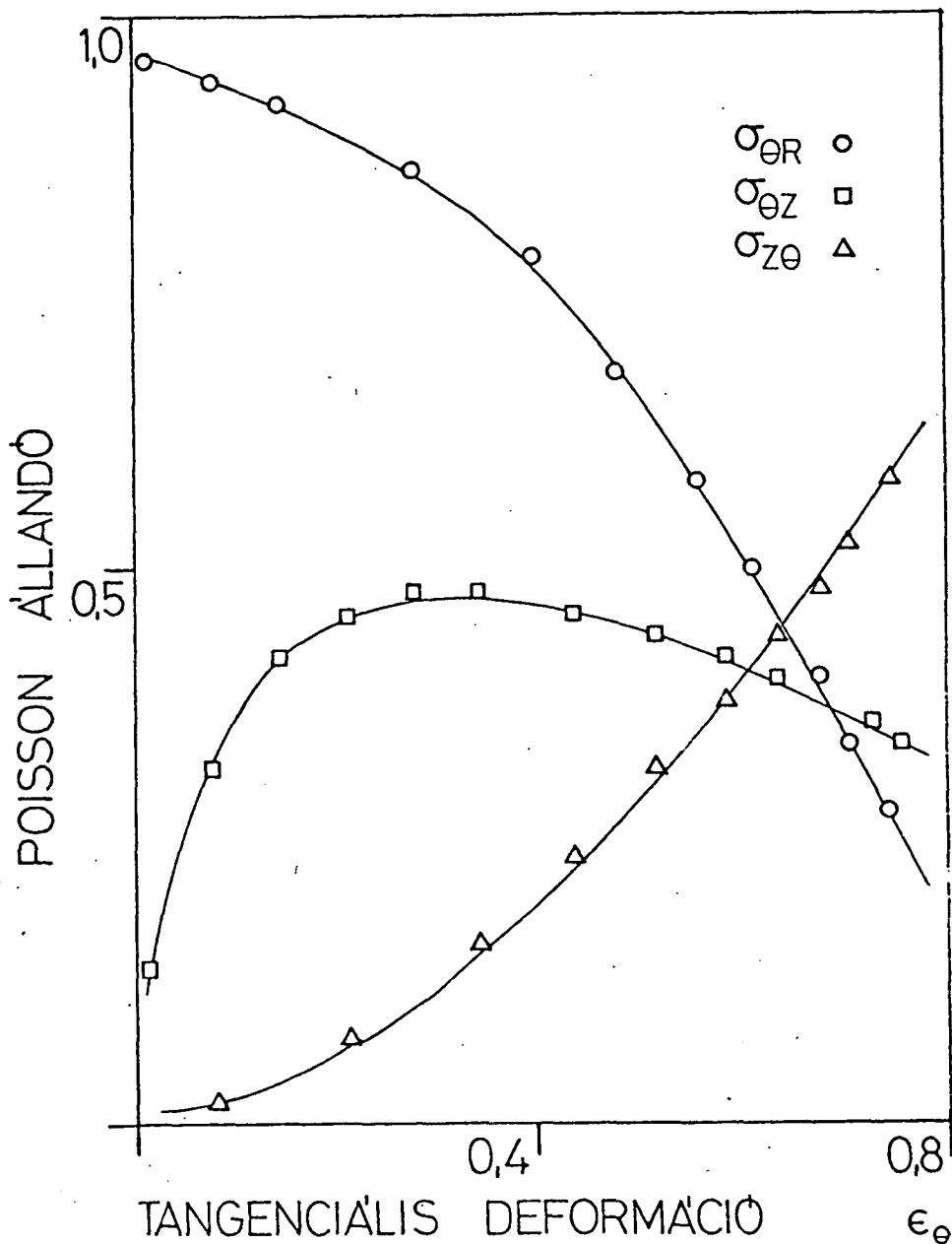


2. ábra

A 4 paraméteres exponenciális modellből, adott axiális megnyújtásra számított incrementális Young modulusok változása a tangenciális nyulás függvényében. A modulus-görbék meredek emelkedése jól mutatja a carotis communis artéria nemlineáris rugalmasságát a tangenciális és radiális irányokban. Normál fiziológias deformációknál az artéria ortotróp.

MODELL EXP. 4
A. CAROTIS COMMUNIS
 $\lambda_z = 1,85$

75.5.7.

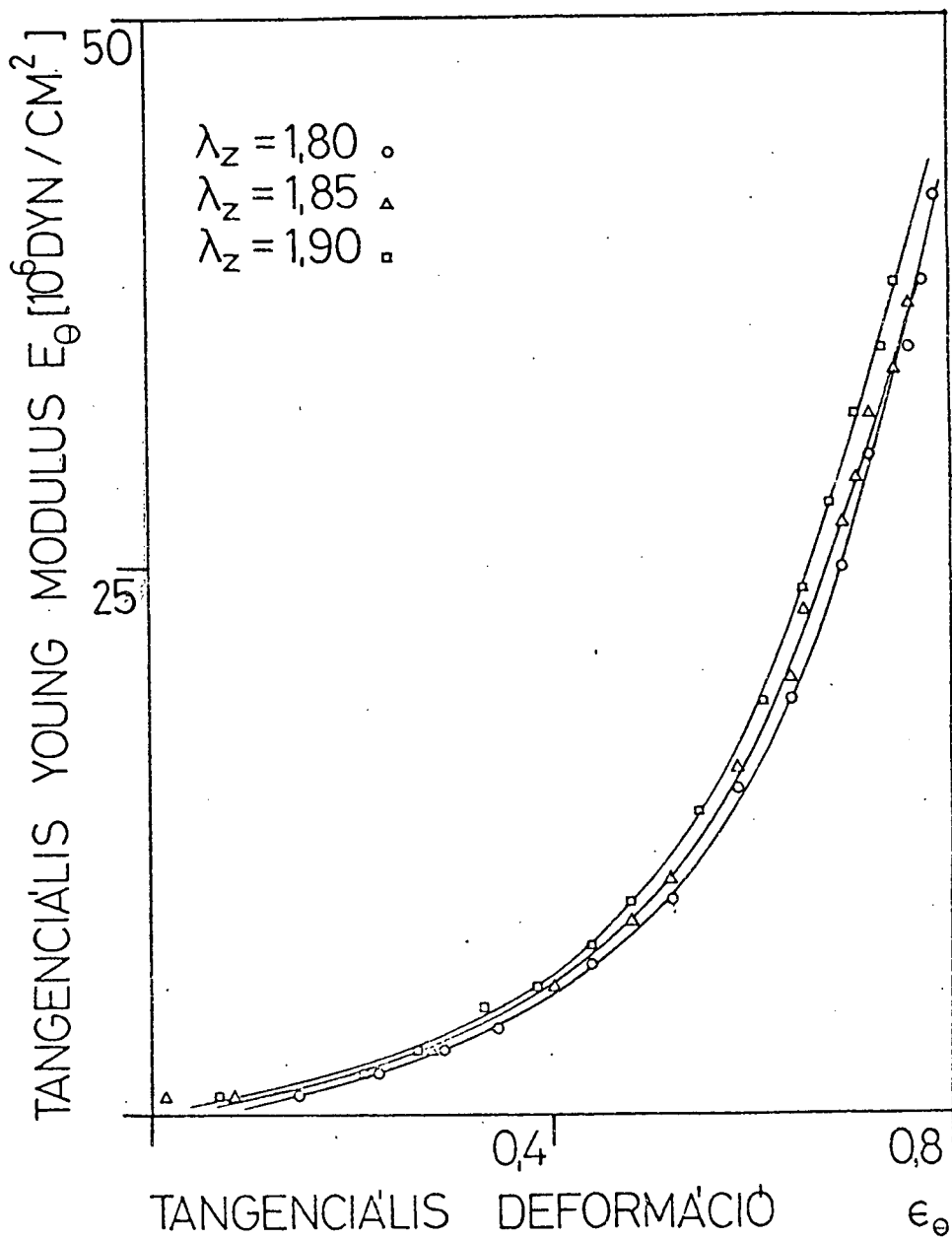


3. ábra

Az exponenciális modellből, adott axiális megnyújtásra számított incrementális Poisson állandók változása a tangenciális nyúlás függvényében. A $\theta - R$ és $\theta - Z$ irányok közti csatolás gyengül a nagyobb tangenciális nyúlásoknál, ha radiális kompresszió, ill. axiális nyújtás terhelést alkalmazunk az artériára. Tangenciális terhelés esetén a $Z - \theta$ csatolás erősödik.

MODELL EXP. 4
A. CAROTIS COMMUNIS

75.57

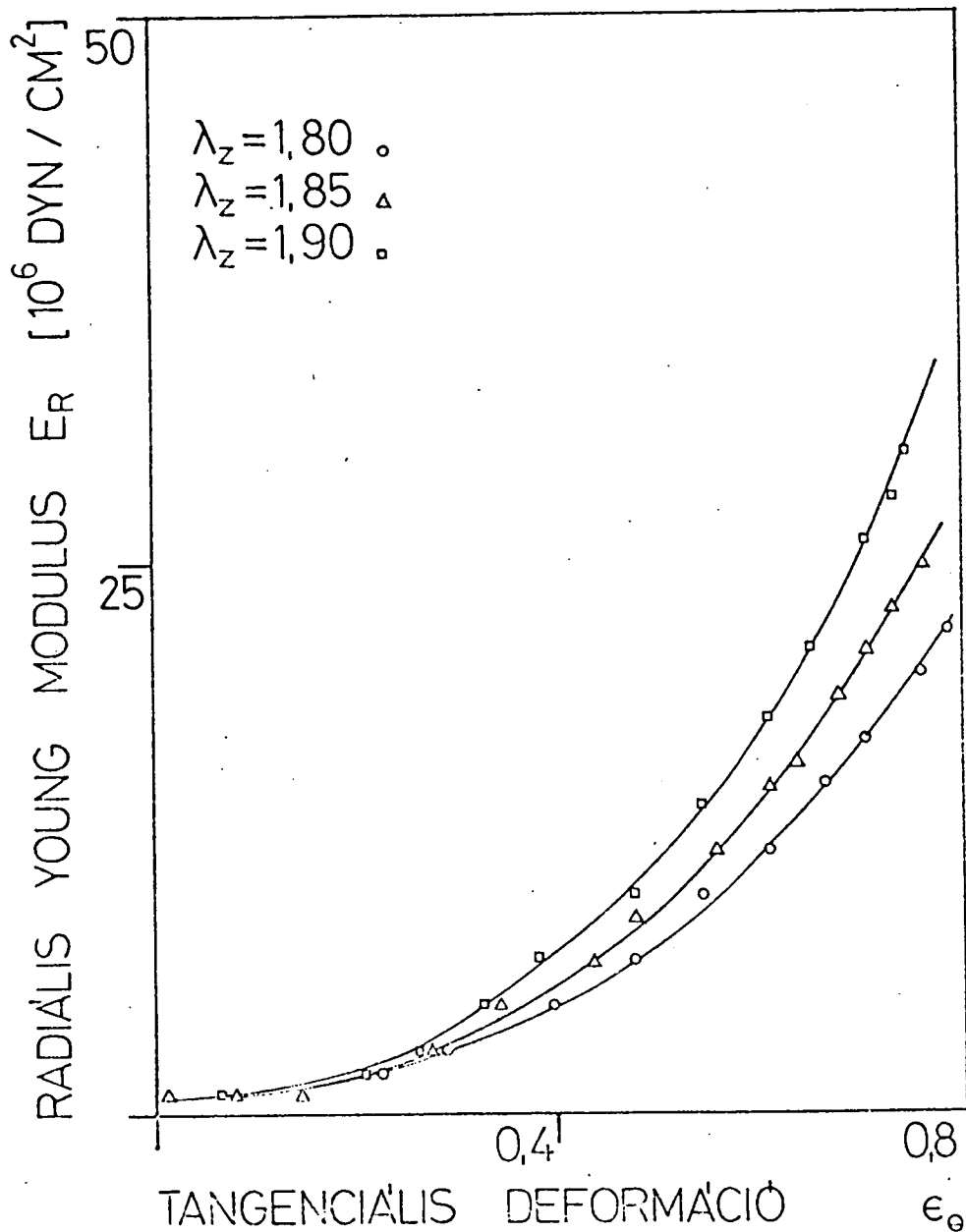


4a. ábra

MODELL EXP. 4

A. CAROTIS COMMUNIS

75.5.7

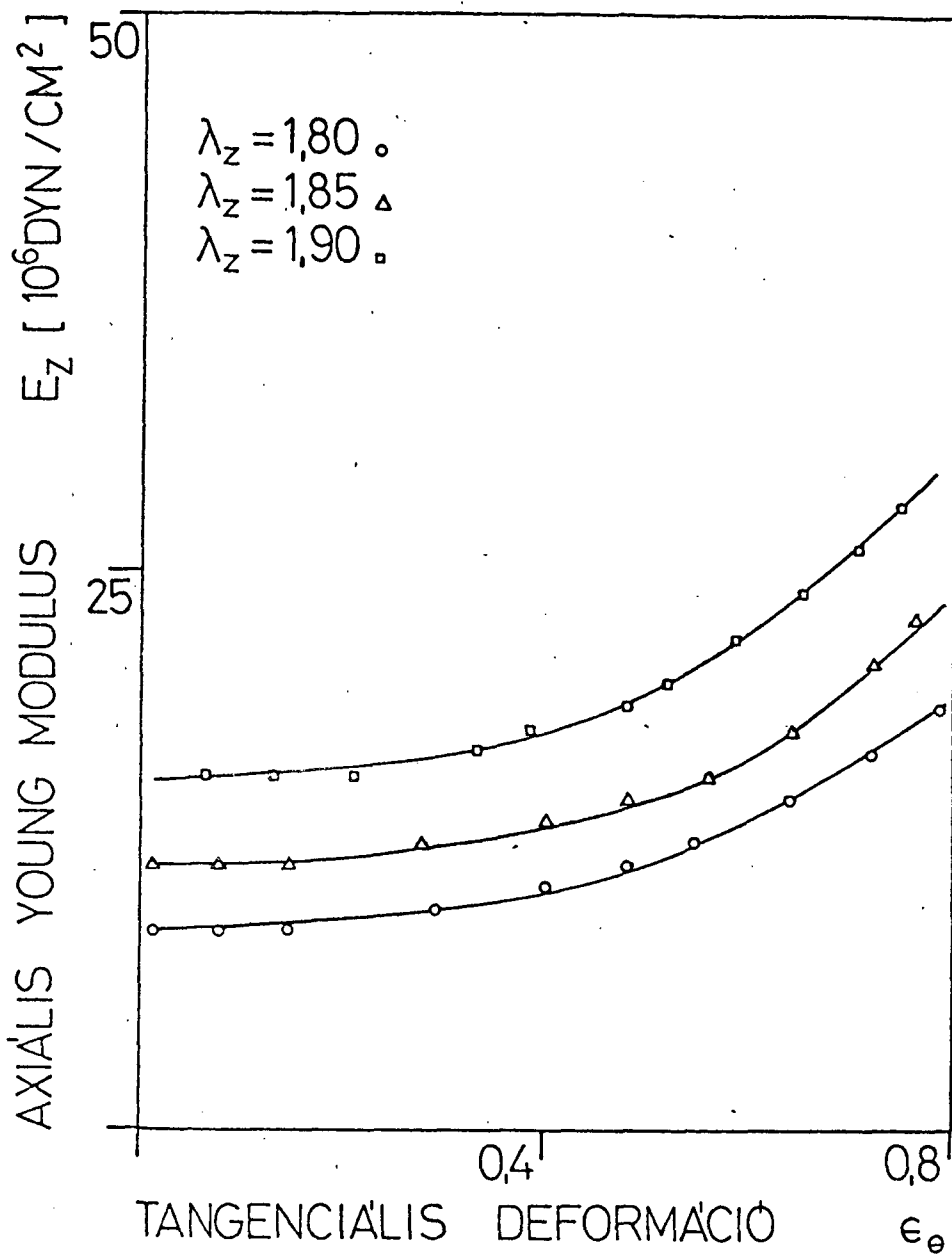


4b. ábra

MODELL EXP. 4

A. CAROTIS COMMUNIS

75.5.7.



4c. ábra

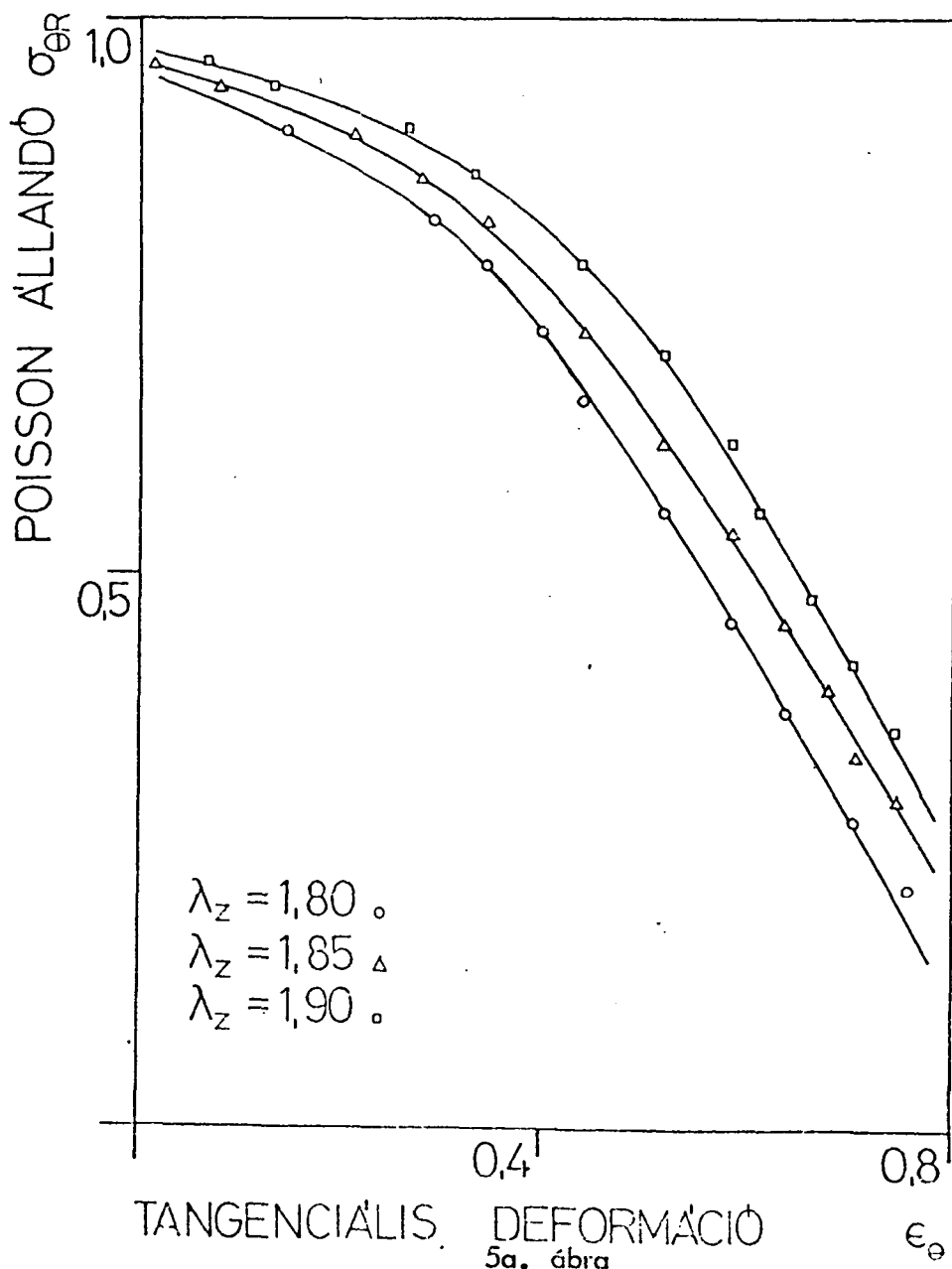
Kezdeti axiális megnyújtás hatása az incrementális Young modulusokra, a.) tangenciális, b.) radiális, c.) axiális. Az axiális megnyújtás növeli az ér radiális és axiális irányú merevségét.

A 4. ábra a különböző axiális megnyújtás értékekre számított Young modulusokat mutatja. Látható, hogy az axiális megnyújtás hatása kicsi a tangenciális modulusra, nagyobb a radiális-, és legkifejezettebb az axiális modulusra. Ez utóbbi nyilvánvalóan a CC artéria axiális irányú rugalmasságának nemlinearitását jelzi. A Poisson állandók λ függése az 5. ábra alapján tanulmányozható.

MODELL^z EXP. 4

A. CAROTIS COMMUNIS

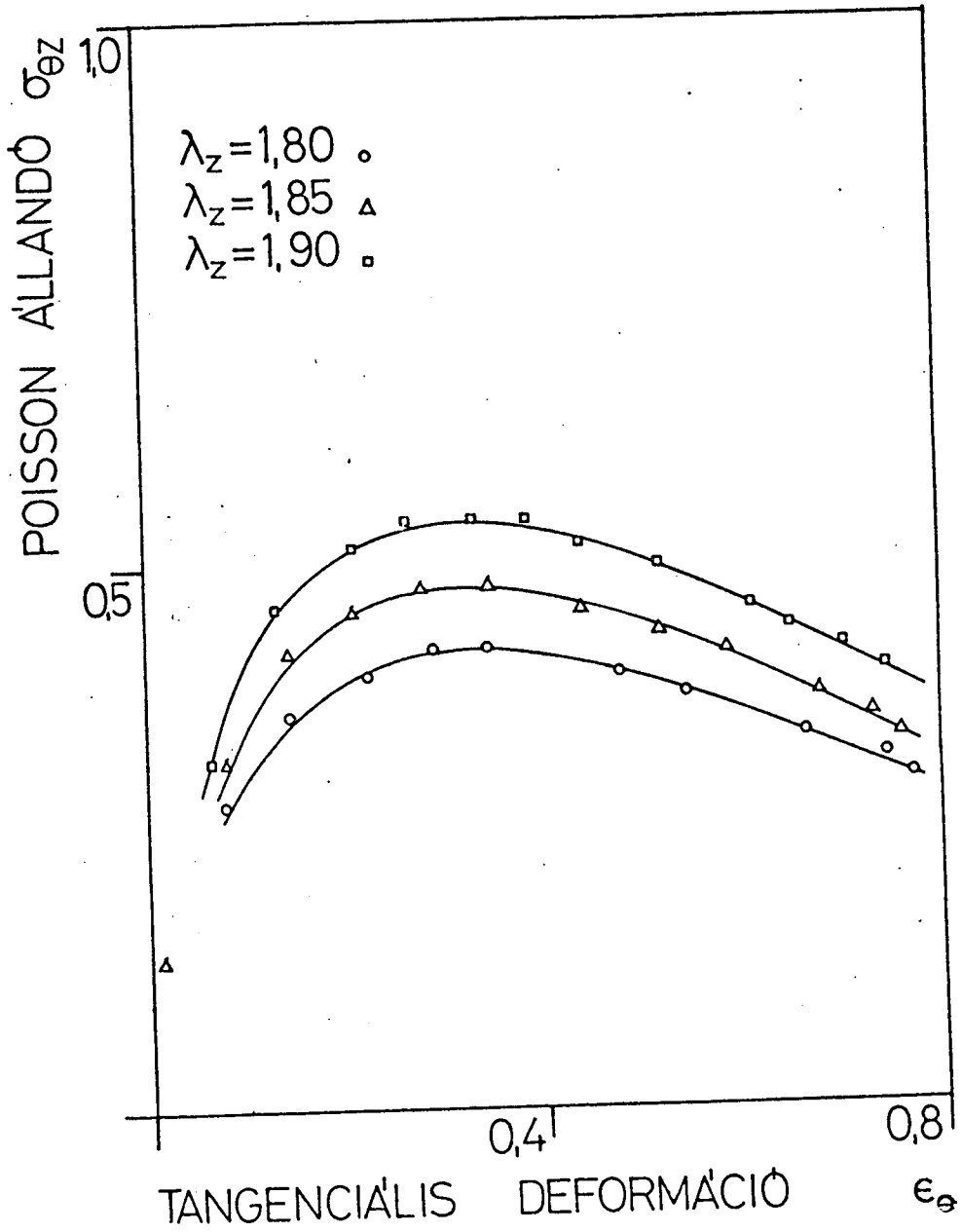
75.5.7.



5a. ábra

MODELL EXP. 4
A. CAROTIS COMMUNIS

75.5.7.

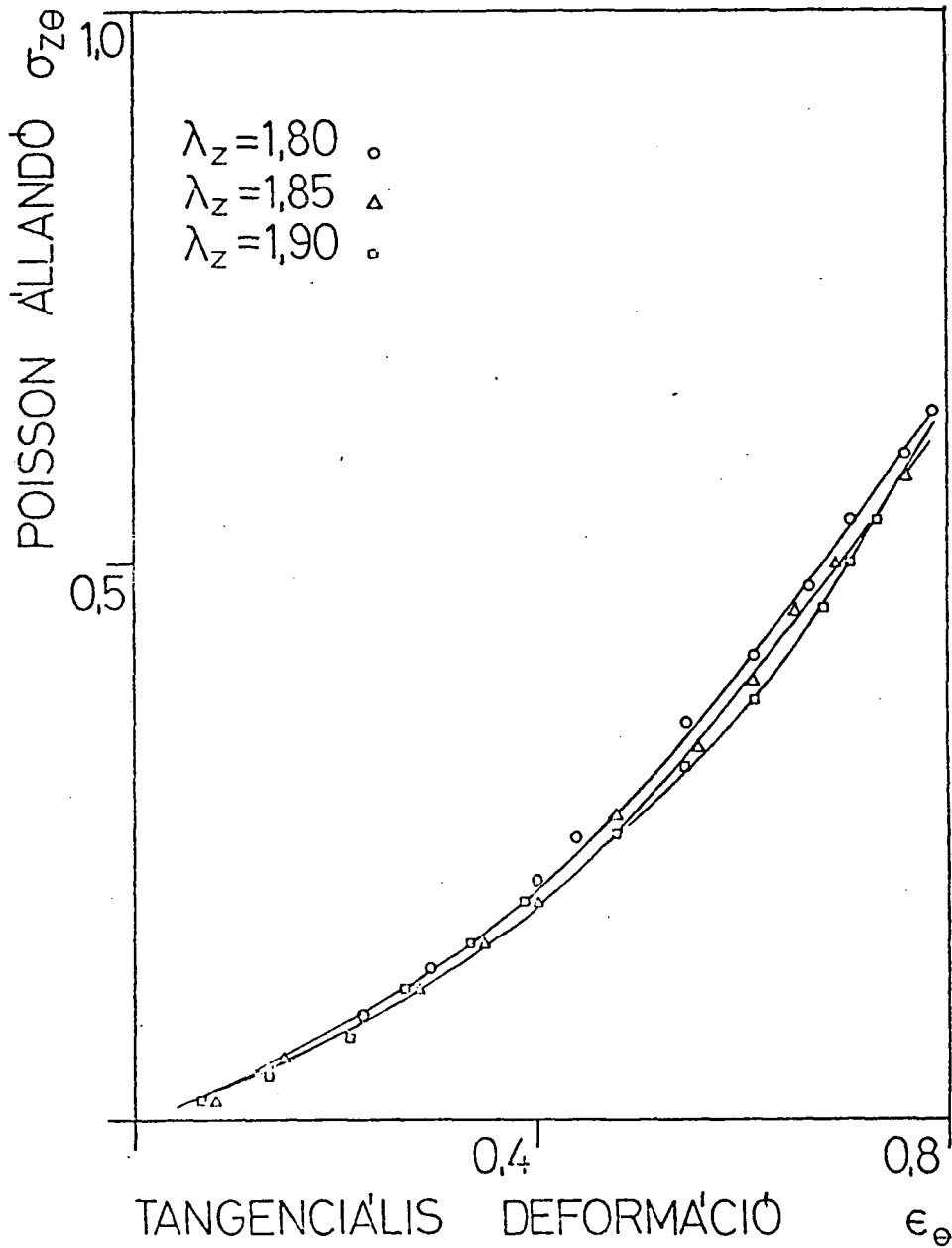


5b. ábra

MODELL EXP. 4

A. CAROTIS COMMUNIS

75.5.7



5c. ábra

Kezdeti axiális megnyújtás hatása az incrementális Poisson állandókra, a.) $\sigma_{\theta R}$, b.) $\sigma_{\theta Z}$, c.) $\sigma_{Z\theta}$. A $\theta - Z$ irányok közötti asszimmetrikus csatolás valószínűsíti az érfal-collagen hálószerkezetét.

Növekvő axiális nyújtás hatására a $\sigma_{\theta r}$ és $\sigma_{\theta z}$ állandók növekedése a θ -R és a θ -Z irányok közötti csatolás erősödését jelzi a teljes tangenciális deformációtartományban. Ugyanakkor, ha Z- θ csatolást tekintjük ($\sigma_{z\theta}$) - azaz a tangenciális deformáció axiális kihatására nézve - nincs jelentős különbség az egyes axiális megnyújtások között.

A fent említett eredmények olyan speciális rostszerkezetre engednek következtetni, mely asszimmetrikus csatolást létesít a θ és Z irányok között. E következtetésnek kvalitatíve megfelel az az elképzelés, hogy az artériát alkotó egyik fő szerkezeti elem - a collagen hálószerű strukturába rendeződik. Fokozódó tangenciális megnyúlás esetén a háló száalai a tangenciális irányhoz közeledve asszimmetrikus csatolást hoznak létre. A Poisson állandók tangenciális deformációfüggése a modulusok lefutásából következik, és szintén magyarázható ér szerkezeti modellekkel (6).

Diszkusszió

Jelen munkánk közvetlen célja az anizotróp érfal incrementális rugalmassági modulusainak nemlineáris modellből való meghatározása volt. Ezen mennyiségek változásának jellege a deformációk függvényében általában hasonló, függetlenül attól, hogy a polinomiális, vagy exponenciális modellből számítottuk, és hogy az illeszkedés nem mindig volt jónak tekinthető. Az irodalomban időközben hasonló számítások jelentek meg carotis communis artériákra. A Cox (2) által közölt eredmények és az itt bemutatottak közel megegyezők. Nagyobb különbség a $\sigma_{\theta z}$ Poisson állandó esetében mutatkozik, különösen alacsony deformáció tartományban. Mivel az általunk alkalmazott polinomiális és exponenciális modellek éppen ebben a tartományban adtak jelentősen különböző $\sigma_{\theta z}$ értékeket, a görbe kezdeti szakasza nem vehető biztosra. Mint már említettük, a Cox által is alkalmazott, feltehetően 12 paraméteres polinomiális modell ezen kezdeti szakaszban oszcillál és ez a Poisson számok értékeiben is tükröződik. Ezért az exponenciális modell által jósolt eredmény tűnik legvalószínűbbnek. Az exponenciális modellből számított incrementális Young modulusok jól egyeznek a korábban prezentált incrementális számítások eredményeivel (7). Mint láttuk e 4 paraméteres modell jobb eredményekre vezet, mint a 7, vagy akár 12 paraméteres polinom. Ugy véljük ez is amellettt szól, hogy az exponenciális modell alkalmasabb az érfal-tulajdonságok leírására.

Mint említettük az illeszkedés jósága az egyes mérések esetében eltérő volt. Ennek oka a fentiekben említettek szerint valószínűleg nem a matematikai modellben, hanem a kísérleti körülményekben, vagy az ér biológiai tulajdonságaiban keresendő. Kezdeti feltételezéseink az érfal homogenitására, kompresszibilitására és anizotrópiájára nyilvánvalóan nem olyan egzaktul teljesülő feltételezések, mint például szilárd testek esetében. Azt, hogy az artériafal jó közelítéssel inkompresszibilis és ortotrop, többen ellenőrizték kísérletileg (9).

További fontos probléma, mely az élő szövet elasztikus tulajdonságai vizsgálatánál lép fel az, hogy az ér összetett szerkezete következtében kérdéses a "természetes állapot" létezése (4). Egy élő szövet ugyanis ha valamilyen módon terheljük, nem feltétlenül fog visszatérni az eredeti konfigurációba, miután a terhelést megszüntettük, azaz az anyag nem nevezhető ideálisan rugalmasnak. Feltételezhető, hogy a szövetnek van egy olyan állapota, melyben reprodukálható módon viselkedik egy speciális terhelés hatására. Ezt az állapotot *in vivo* homeosztázisnak, *in vitro* pedig kondicionált állapotnak nevezik. Ciklikus terheléssel az artéria ebbe az állapotba vihető. Mivel méréseink során az előzetes axiális megnyújtást változtatnunk kellett, feltehető, hogy a különböző hosszoknál elért kondicionált állapotok között némi diszkrepancia van, azaz az ér rugalmasságméleti szempontból más anyagként viselkedik a különböző megnyújtásoknál. A fentiek értelmében - tehát ha nem létezik egyértelmű referenciaállapot - az ér nyugalmi geometriai adatait sem lehet pontosan meghatározni, ami további pontatlanságot vihet a számításokba.

Az említett problémák mellett is, a választott mérési körülmények között az exponenciális érfal-modell kielégítő közelítéssel írja le az ér nemlineáris anizotrop rugalmassági viselkedését és jó kiindulási alapot jelent további vizsgálatok számára. Ahhoz, hogy az érfal bonyolult viszkoelasztikus viselkedését strukturahü modellekkel tudjuk leírni a mérés technika és a kontinuumfizikai elmélet továbbfejlesztése szükséges.

Irodalom

- (1) Cox, R. H.: Three dimensional mechanics of arterial segments in vitro. *Methods. J. appl. Physiol.* 36: 381-384, (1974)
- (2) Cox, R. H.: Anisotropic properties of the canine carotid artery in vitro. *J. Biomechanics* 8: 293-300, (1975)
- (3) Fung, Y. C. B.: Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am. J. Physiol.* 213: 1532-1544, (1967)
- (4) Fung, Y. C. B.: Biorheology of Loose Connective Tissues, Especially Blood Vessels. In: *Biopolymere und Biomechanik von Bindegewebsystemen, 7. wissenschaftliche Konferenz der Gesellschaft Deutscher Naturforscher und Ärzte, Hartmann, F. (ed.), Heidelberg-New York, Springer-Verlag, Berlin, (1974)*
- (5) Green, A. E. and Adkins, J. E.: "Large Elastic Deformations and Nonlinear Continuum Mechanics", University Press, Oxford, (1960)
- (6) Hudetz A., Monos E.: Az artéria-fal biomechanikai tulajdonságainak modellezése. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974. 275-286.
- (7) Hudetz A., Szutrély J., Monos E., Kovách A.: Az artéria-fal rugalmasságának háromdimenzionális elemzése. A MÉT XLI. vándorgyűlése, Szeged, 1975.
- (8) Monos E.: Az artéria-fal quasi-statikusság és dinamikus tulajdonságainak vizsgálata számítógépi módszerekkel. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974. 287-299.
- (9) Patel, D. J. and R. N. Vaishnav: The Rheology of Large Blood Vessels, In: *Cardiovascular Fluid Dynamics (ed. D.H. Bergel) Vol. 2., 2-60, Ac. Press, New-York, (1972)*

- (10) Simon, B. R., Kobayashi, A. S., Strandness, D. E. and Wiederhielm, C. A.: Reevaluation of arterial constitutive relations. *Circulation Res.* 30: 491-500, (1972)
- (11) Vaishnav, R. N., Young, J. T., Janicki, J. S. and Patel, D. J.: Nonlinear anisotropic elastic properties of the canine aorta. *Biophys. J.* 12: 1008-1027, (1972)
- (12) Young, J. T.: Determination of constitutive constants of canine aorta under large deformations. M. S. Thesis. Catholic University of America, Washington, D.C. (1970)

BME Automatizálási Tanszék és SOTE Kísérleti Kutató
Laboratórium

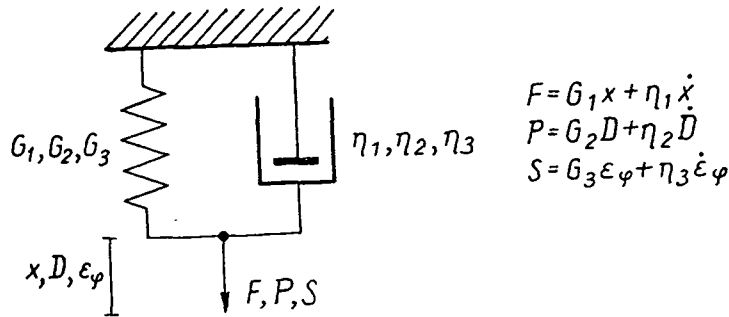
Ér-simaizmok összehuzódási dinamikája

Bokor István, Monos Emil és Szűcs Béla

1. Bevezető

A vérkeringési rendszer szabályozási folyamatainak megértéséhez szükséges a vazóaktív hormonok hatására létrejövő érátmérő csökkenés időbeli lefolyásának ismerete. Az összehuzódás az ér-simaizmok aktiválódásának az eredménye, emellett az átmeneti folyamat jellegét a passzív rugalmas elemek (kollagén, elasztin) is befolyásolják. A jelenség leírását nehezítik az érfal - mint speciális élő anyag - nemlineáris, inhomogén, viszkoelasztikus tulajdonságai. A legnagyobb nehézséget azonban ezen tulajdonságok idő- és helyfüggése jelenti, amely különösen megmutatkozik a reakciókészség változásában. Ily módon, ha az érfalat makroszkópiusan valamilyen mechanikai elmélet segítségével kívánjuk jellemezni, szükséges a körülmények pontos definiálása, a korábbi behatások, (az ún. "előélet") figyelembevétel. Speciális problémát jelent, hogy a simaizmok kontrakciókészsége a pillanatnyi mechanikai állapottól is függ (6).

Az érfal tulajdonságait leíró modelleket tanulmányozva azt találjuk, hogy míg a statikus, illetve kvázistatikus tulajdonságokat leíró modellekből több is rendelkezésre áll (1,2,4), addig a dinamikus tulajdonságok leírására kevés példát találunk, és ezek is csak egy-egy speciális esetben adnak jó közelítést. Kézenfekvőnek tűnik a Kelvin-Voigt és Maxwell elemek használata (azaz az érfalat párhuzamosan, illetve szorosan kapcsolt rugalmas és csillapító elemek hálózatával jellemzi), mivel ezek a modellek egyaránt leírhatják a kuszást, feszültség relaxációt, hiszterézist. Egy lehetséges egyszerű változat az 1. ábra szerinti Kelvin-Voigt modell. A lineárisnak tekintett modell alapján - különböző összetartozó mennyiségeket választva ún. közvetlen változóként - alakilag megegyező alapegyenleteket kapunk. (Az 1. ábrán három változatot írtunk fel.) Figyelembe véve azonban, hogy az egyes analóg meny-



1. ábra

A Kelvin-Voigt modell. Az ábra jobb oldalán a szövegben említett három alapegyenletet irtuk fel. Az egyes változók jelentése: G_1, G_2, G_3 : rugalmassági állandók, η_1, η_2, η_3 viszkozitási tényezők, F : kerületmenti erő, P : intraluminális nyomás, S : tangenciális feszültség, x : középkerület, D : külső v. belső átmérő, ε_φ : tangenciális relatív hosszváltozás.

nyiségek közti átszámítás nemlineáris, a közvetlenül is mérhető intraluminális nyomás és külső vagy belső átmérőváltozás dinamikus kapcsolata minőségileg is más és más lesz (azaz másféle differenciálegyenletet nyerünk) a választott közvetlen változóknak megfelelően. Mindenesetre, ha rugalmas és csillapító elem hálózattal kívánunk modellezni, nem célszerű közvetlen változóknak tekinteni az intraluminális nyomást és az átmérőt, mert ezek az elemek erő és az erő irányával megegyező elmozdulás kapcsolatának leírására szolgálnak. Az intraluminális nyomás azonban csak közvetve jelent az ércilinderben erő típusu igénybevételt. Az irodalomban találunk példát a Kelvin-Voigt modell alkalmazására (1), azonban a viszkozitási tényező frekvenciafüggőnek mutatkozott. Ennek egyik valószínű oka az lehet, hogy közvetlen változóként az intraluminális nyomást és a külső átmérőt használták.

A simaizmok hatását az ér statikus, kvázistatikus és dinamikus viselkedésére általában a következő módon vizsgálják: az adott tulajdonságot (pl. inkrementális elasztikus modulus, kuszás stb.) elemzik először aktiválatlan állapotban, majd aktiválás után ugyanezt elvégezve a kapott eredményeket összehasonlítják (1,2, 5,6). Nem találkoztunk azonban ezen változások időbeli lefolyásának vizsgálatával, továbbá a hormonkoncentráció változás matematikai formában történő figyelembevételével. Jelenleg is folyó munkánk célkitűzése a vasoaktív hormonok hatá-

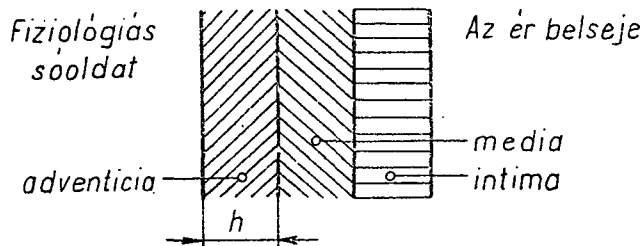
sára létrejövő átmérőváltozás időbeli lefolyásának vizsgálata és modellezése in vitro körülmények közt, konstans intraluminális nyomás mellett.

2. A hormonkoncentráció változás hatására létrejövő érátmé- rő-változás dinamikus modellje

Az összehúzódási folyamatot a következő részdinamikákból tekintjük összetettnek: az érfalban lejátszódó diffúzió, a simaizomok aktiválódása, majd az ezt követő összehúzódás.

A diffúziós késleltetés

A mérésekben az eret körülvevő fiziológiás sóoldatba fecskendezzük a vasoaktív hormont. Feltételezzük, hogy az oldatban történő diffúzió időtartama elhanyagolható az érfalban történő diffúzió idejéhez képest. További egyszerűsítő feltevéseink: az eret vékony falu csőnek tekintjük, és nem vesszük figyelembe a simaizom elemek valóságos térbeli eloszlását a mediában, azaz egyrétegű ultravékony falon tekintjük elhelyezkedve őket (2. ábra). Így az adventicián keresztül történő diffúzió, mint egyenes falon keresztüli diffúzió vizsgálható.



2. ábra

Vázlat a feltételezett diffúziós viszonyok szemléltetéséhez

A diffúzió vékonyfalra vonatkozó

$$\frac{d \Delta c}{dt} = -q K \frac{\Delta c - \Delta c_k}{h} \quad //1/$$

Fick-egyenletéből kiindulva (ahol c : a hormonkoncentráció-változás a mediában, Δc_k : a hormonkoncentráció-változás a külső oldatban, q : az érfal felülete, K : az adventicia diffúziós állandója, h : az adventicia vastagsága) Laplace transzformációval kapjuk a

$$\frac{\Delta c(s)}{\Delta c_k(s)} = \frac{1}{1 + s T_1} \quad /2/$$

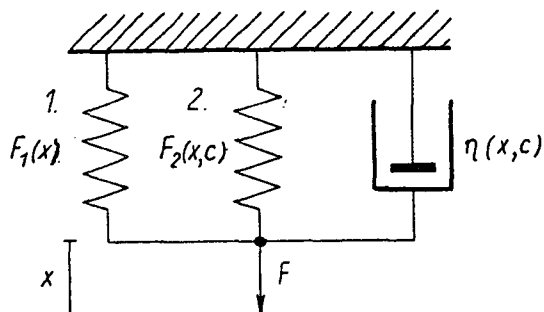
átviteli függvényt, amelyben a T_1 "diffúziós időállandó"

$$T_1 = \frac{h}{q K} \quad /3/$$

alakban fejezhető ki. Az aktiválódási folyamatot T_H holtidővel vesszük figyelembe.

Az összehúzódási dinamika

Az átmeneti folyamat leírására a 3. ábra szerinti modellt használjuk, közvetlen változóknak az F kerületmenti erőt (dimenziója: erőegység/hosszegység) és az x középkerületet tekintjük.



3. ábra

Az összehúzódási dinamika leírásához alkalmazott modell. (Az egyes változók jelentését lásd a szövegben.)

Az 1. jelű elem az elasztin és kollagén rostok, a 2. jelű pedig a simaizmok rugalmas tulajdonságát képviseli. $F_1(x)$ az 1. rugalmas elem erő-hossz függvénykapcsolatát jelöli. A simaizmok által kifejtett erő nemcsak a középkerület függvénye, hanem a mediában lévő hormonkoncentrációnak is. Ezért a 2. jelű elemet az $F_2(x,c)$ kapcsolattal jellemezzük. $\eta(x,c)$ -vel a csillapító elem viszkozitását jelöltük, amely szintén függvénye x -nek és c -nek. A modell nemlineáris differenciálegyenlete:

$$F = F_1(x) + F_2(x,c) + \eta(x,c) \dot{x} \quad /4/$$

A munkaponti linearizálás módszerét alkalmazva /4/ egyenlet kis változásokra vonatkozó alakja a következő lesz:

$$\begin{aligned} \Delta F = & \frac{dF_1}{dx} \Delta x + \frac{\delta F_2}{\delta x} \Delta x + \frac{\delta F_2}{\delta c} \Delta c + \eta \Delta \dot{x} + \\ & + \left(\frac{\delta \eta}{\delta x} \Delta x + \frac{\delta \eta}{\delta c} \Delta c \right) \dot{x} \quad /5/ \end{aligned}$$

Ha a viszkozitást a megnyulás és a koncentráció függvényében kis változásnak tételezzük fel, /5/ utolsó tagjában a parciális deriváltak kis értékűek, így ezen tag elhagyásával lineáris differenciálegyenletet kapunk. Felhasználva, hogy az eret vékony falúnak és inkompresszibilisnek tekintjük, helyettesítések és rendezés után végül is Laplace-transzformációval kapjuk:

$$\frac{\Delta D(s)}{\Delta c(s)} = - \frac{A}{1 + sT_2} \quad /6/$$

/6/-ban $\Delta D(s) = \frac{\Delta x}{\pi}$ az átmérőváltozás Laplace-transzformáltja, A és T_2 munkaponttól függő átviteli tényező, illetve időállandó:

$$A = \frac{\frac{\delta F_2}{\delta c}}{\pi \left(\frac{dF_1}{dx} + \frac{\delta F_2}{\delta x} \right) - \frac{P}{2}} \quad /7/$$

$$T_2 = \frac{\eta \pi}{\pi \left(\frac{dF_1}{dx} + \frac{\delta F_2}{\delta x} \right) - \frac{P}{2}} \quad /8/$$

/7/ és /8/-ban P az intraluminális nyomást jelöli.

Figyelembe véve /2/-t és /6/-ot, valamint az aktiválódási folyamatra tett feltevésünket, az oldatban történő Δc_k hormonkoncentráció-változás és a hatására létrejövő ΔD átmérőváltozás kapcsolatára a

$$W(s) = \frac{\Delta D(s)}{\Delta c_k(s)} = - \frac{A e^{-sT_H}}{(1+sT_1)(1+sT_2)} \quad /9/$$

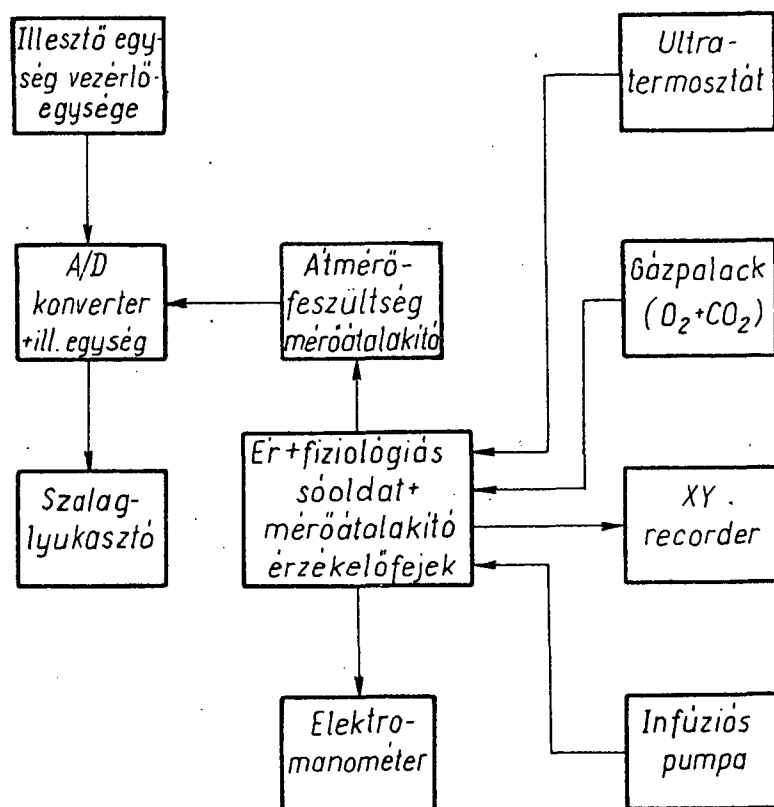
átviteli függvényt kapjuk.

Mivel a modell - kis változások figyelembevételével - lineáris, a hormonkoncentráció változást ugrás-függvényként figyelembe véve, az A_1 , T_H , T_1 , T_2 paraméterek megkeresése matematikai szempontból átmeneti függvény alapján történő identifikációt jelent.

3. Mérési, adatfeldolgozási módszer

Az artéria darabot két végén kanülözve fiziológias elektrolit-dextróz pufferoldatba helyeztük, majd in vivo hosszra nyújtottuk. Az egyik kanül infúziós pumpához csatlakozott, amely segítségével az ér intraluminális nyomását 0-250 Hgmm-es tartományban változtathattuk.

A megfelelő fiziológias hőmérsékletet 37°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$)-ra szabályozó ultratermosztát biztosítja, az oldatot 95 % O_2 és 5 % CO_2 tartalmu gázkeverékkel buborékolattuk át. Az érre helyeztük az átmérő mérésére szolgáló konzolos mérőlapot két oldalán nyulásmérő bélyeggel. Az átmérő-feszültség átalakító kimenetét XY recorder és egy A/D konverter bemenetére kötöttük. Az A/D konverterrel egybeépített illesztőegység szalaglyukasztót vezérelt, így a mintavételezett átmérő - időfüggvény közvetlenül lyukszalagon állt rendelkezésre a számítógépi feldolgozáshoz. Az illesztőegység vezérlőegysége biztosította, hogy a mintavételi időt a folyamat változási sebességétől függően állíthattuk. A nyomást elektromanométerrel mértük. (A mérési elrendezés sematikus vázlata a 4. ábrán látható.)



4. ábra

A mérési elrendezés sematikus vázlata

Eddigi méréseink során vazóaktív hormonnként noradrenalin-t alkalmaztunk, és kétféle értípust vizsgáltunk: altatott kutyából kipreparált arteria uterinát, illetve arteria hepaticát. Egy aktiválás során az intraluminális nyomást állandó értéken tartottuk. Az átmérőváltozás állandósult értékének beállása után az oldatot kicseréltük és 1/2 órás szünet után (ez idő alatt az ér "kimosódott", azaz aktiválás előtti állapota visszaállt) más nyomáson, vagy más adag noradrenalin-nal aktiválva a mérést megismételtük.

Az identifikációs feladatot számítógépen oldottuk meg, a számítógépi algoritmus matematikai alapja az un. Prony-módszer (3).

Az 1. és 2. táblázatban két érdarabon (mindkettő arteria uterina) végzett mérések feldolgozott eredményeit láthatjuk. Feltüntetjük az alkalmazott hormonkoncentrációt (c), az intraluminális nyomást (P), az aktiválás előtti átmérőt (D_0), az átmérőváltozás negatív előjellel vett stacionárius értékét $-\Delta D(\infty)$, a /9/-beli T_1 és T_2 időállandókat, illetve a T_H holtidőt. A táblázatok utolsó két oszlopában található a és b paraméterek megjelenésének az az oka, hogy eddig csak olyan számítógépi program állt rendelkezésünkre, amely a $W(s)$ közelítő átviteli függvényt a

$$W'(s) = - \frac{A e^{-sT_H} (1+as+bs^2)}{(1+sT_1)(1+sT_2)} \quad /10/$$

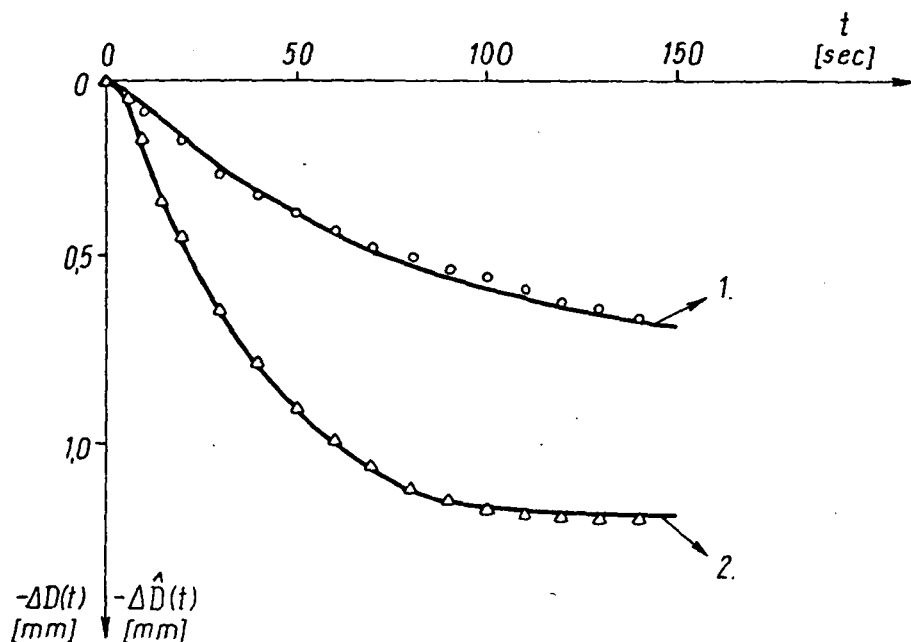
alakban kereste. Az a és b paraméterek azonban az átmeneti folyamat jellegét lényegesen kisebb mértékben befolyásolják, mint a T_1 , T_2 időállandók, mivel az átviteli függvény számlálójában található a és b értékek a táblázatok adatai alapján általában nem haladja meg lényegesen a T_1 kisebbik időállandó értékét. A táblázatban nem tüntetjük fel az A átviteli tényezőt. (Ennek okáról ld. később.) Az 5. ábrán két példát mutatunk be a görbeillesztés illusztrálására.

1. táblázat

C	P	D ₀	-ΔD/∞/	T ₁	T ₂	T _H	a	b
/μg/ml/	/Hgmm/	/mm/	/mm/	/s/	/s/	/s/	/s/	/s ² /
0.5	100	2.40	0.09	5.2	40.7	2	5.8	7.4
0.5	50	2.28	0.78	7.0	80.6	5	5.8	1.8
0.5	25	2.2	0.61	13.8	67.6	4	-2.6	-7.27
0.5	100	2.47	0.16	10.9	76.3	8	1.5	4.3
0.5	25	2.23	0.73	14.2	26.5	10	-2.4	-0.26

2. táblázat

C	P	D ₀	D	T ₁	T ₂	T _H	a	b
0.5	100	2.96	1.59	16.9	112.4	9	36.6	-8.0
0.1	100	2.87	1.3	14.9	68.0	12	-3.3	-4.8
0.05	100	2.9	1.21	8.7	86.6	6	17.4	-5.0
0.01	50	2.82	0.53	3.6	80.0	7	8.2	-4.7
0.01	25	2.72	1.18	18.2	23.5	3	5.7	-0.54



5. ábra

A mért ($\Delta D(t)$, illetve \triangle jel) és a modell alapján számolt ($\hat{\Delta D}(t)$, folytonos vonal) átmérőváltozás időfüggvények összehasonlítása. A holtidős szakaszt nem rajzoltuk be az ábrába. Az 1. jelű görbe az 1. táblázat 2. sorának, a 2. jelű pedig a 2. táblázat utolsó sorának megfelelő időfüggvényt ábrázolja.

4. Következtetések

Abból kiindulva, hogy lineáris modell gyakran alkalmas nemlineáris jelenség leírására (ld. pl. (7)), eddigi méréseinkben főleg azt vizsgáltuk, mennyire alkalmazható a lineáris modell nagy változásokra, azaz olyan koncentrációju hormonnal aktiváltunk, amely közel maximális kontrakciót váltott ki. Mivel a hormonkoncentráció és a hatására létrejövő átmérőváltozás kapcsolata nemlineáris, ily módon átviteli tényezőről nem beszélhetünk.

A vizsgált érdarabokon a nagyobbik időállandó 20-110 s, a diffúziós időállandó 3-20 s, a holtidő 2-12 s értéküre adódott. Egyelőre

kevés mérési eredmény áll rendelkezésünkre ahhoz, hogy az időállandók, holtidők változási trendjéről mennyiségi megállapításokat tehetnénk. Az előzetes mérésekből az is kitűnik, hogy közel maximális kontrakciót kiváltó hormonkoncentrációval való aktiválás nem mindig vezet elfogadható eredményre. Például az 1. táblázat első és negyedik sorát összehasonlítva azt látjuk, hogy míg a koncentráció és az intraluminális nyomás ugyanaz maradt, addig $\Delta D(\infty)$, T_1 , T_2 értékekben kb. kétszeres, a holtidő értékében négyszeres eltérés mutatkozik.

A diszkrepancia egyik oka az lehet, hogy az ér intakt állapotban ritkán, vagy egyáltalán nincs kitéve ekkora behatásnak, azaz lényegesen kisebb hormonkoncentráció, illetve átmérőváltozások történnek. Emiatt mérésünkben az érfal biológiai, mechanikai állapotában olyan változások következhetnek be, amelyek intakt állapotban nem valószínűek. Ezért jelen fázisban a kísérleteket kis változások előidézésével végezzük, azaz betartjuk a 3. pontban leírt munkaponti linearizálás feltételeit.

A modellezés terén is előbbre kívánunk lépni. Figyelembe vesszük az érfal véges vastagságát, a kialakuló mechanikai feszültségeket. Továbbá kidolgozás alatt áll egy olyan számítógépi program, amely alkalmas többféle - lineáris és nemlineáris - modell paramétereinek identifikálására.

Irodalom

- (1) Bergel, D. H. (Ed): Cardiovascular fluid dynamics. Academic Press, New York
- (2) Brown, J. H. V. and Gann, D. S. (Eds): Engineering principles in physiology. Academic Press, New York, 1973.
- (3) Csáki, F.: Lineáris szabályozási rendszerek analízise. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1976.

- (4) Hudetz, A., Monos, E.: Az artéria fal biomechanikai tulajdonságainak a vizsgálata. In.: Muszka D. et. al. (Eds) "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában" 5. Kollokvium, Szeged, 1975. Pp.275-286.
- (5) Monos, E.: Az artéria fal quasi-statikuss és dinamikus vizsgálata számítógépi módszerekkel. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1975. Pp.287-300.
- (6) Monos, E.: A nagy artériák biomechanikai tulajdonságai. In. Csaba Gy. (Ed) "A biológia Aktuális Problémái" 9. Medicina, Budapest, (közlés alatt).
- (7) Szűcs, B., Monos, E., Szutrély, J.: Comparison of identification methods in the cardiovascular system. Preprints of IFAC Symposium, Hague, 1: 235-238, (1973)

Institute of Mathematics, Warsaw Technical University, Warsaw, Poland
and
Institute of Electrotechnics, Politechnika Swietokrzyska, Kielce, Poland

Some problems of the learning neuronlike system for the control of
robots

Ryszard Gawronski and Bohdan Macukow

1. Introduction

On the bases of many general data concerning motor control system in higher animals and man, many authors propose different structures for voluntary control system.

In any case it is evident that such a structure may be divided in three or four levels. The highest level is a decision level which generates some rather simple signals triggering a set of processes which in the lowest level controls the appropriate muscle contractions that is voluntary movement.

It is evident that between the above mentioned levels there exist some systems (structures) which take into account the real situation, the body position and appropriate accelerations. The most important level generates a set of signals which controls alfa and gamma loops for every controlled muscle.

In spite of many investigations and models proposed we know very few on the intermediate levels of muscles control system. We try to investigate a model of a system which shows the possibility of such a hierarchical control, where the intermediate stage is a neuron-like adaptive net.

Besides it would be very interesting to have a learning system for an artificial hand of robot which can learn to perform some stereotypic movements.

In the present paper we propose a system with only three levels. On the first level a simple digital set of signals is elaborated which controls a neuron-like net for muscle control system. The net forms a second level and generates a set of signals for direct object (muscle system) control. The desired stereotypic movement is obtained after a learning procedure. In the paper (4) proof of the convergence of the learning procedure is given and some results of the modelling of the system are presented. As a result of some special algorithms based on neurophysiological ideas, an amazing fast convergence of the learning procedure was obtained.

2. Description of the System

The general structure of the system under consideration is presented on Fig. 1. Generally unknown and nonlinear object has "u" inputs (vector Y) and "l" outputs (vector Z) and satisfies the general assumption of controllability. We shall assume them

$$y^i \in \langle 0,1 \rangle \quad \text{and} \quad z^i \in \langle 0,1 \rangle$$

for every "i". The object is described by a set (usually nonlinear) equations

$$\Phi(Y, Z) = 0 \quad /1/$$

which has one stable solution. Therefore there exists a unique but not known operator F

$$Z = F(Y) \quad /2/$$

as a solution of the equation /1/ which is continuous and limited.

Some standard (stereotypic) output signals Z_s are given and for the measure of the error we assume

$$\|Z - Z_s\| = \sum_{i=1}^l |z^i - z_s^i| \quad /3/$$

The general task of the learning system is to generate in a number of steps (possibly minimal) such values Y_s for every "s" as to get

$$\|z - z_s\| < \delta. \quad /4/$$

The input signals for the object are generated in the adaptive net which is a set of neuronlike elements arranged in two layers with controlled connection weights W_t^i . For the stationary state we shall assume that the net is composed of nonlinear summators described by relation

$$U = \Phi \left(\sum_{i=1}^n W_i \xi_i \right) \quad /5/$$

where

- ξ_i - the signal applied to the input "i" of the element,
- Φ - nonlinear operator, for example described by a broken line characteristic with threshold and saturation.

The weight parameters depend on the sum of input signals V_s controlling the values of the weight in all "s" steps of the learning procedure

$$W_i = \psi \left(\sum_{s=1}^n V_s \right) \quad /6/$$

The adaptive net has two kinds of inputs:

1. Binary signals $X = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_w\}$ where $x_i \in \{0, 1\}$, which are generated in a special generator by means of an assorting procedure for choice of optimal input vector (4).
2. Weight control signals which are generated in the block of automatic weight control fitted by a comparator.

In general

$$V_t^i(n) = K_t^x \vartheta(n) (Z_n^i - Z_s^i) \quad /7/$$

where

t - number of the inputs for the appropriate cross connections in the net for the channel "i"

k_t^x - constant coefficient which characterizes the mutual influences in the net,

$\vartheta(n)$ - a nonincreasing function of a step number, satisfying the condition: for every $C \leq C_0$ there exist such N that for $n > N$, $\vartheta(n) < C_0$. /8/

The appropriate weights of the adaptive net are changed according to the relation

$$W_t^i(n) = W_{ot}^i + \sum_{s=1}^{n-1} V_t^i(s) \quad /9/$$

3. The description of the learning algorithm

The learning algorithm for any defined stereotypic output Z_s^i is composed in two stages. In the first stage the generator of the input signal X determines an optimal set of input signals X_s^i . After many investigations of different algorithms it appeared that the appropriate method of assorting of the binary inputs X_s^i may shorten ten times (or even more) the learning procedure. In the second stage the error

$$Z_n^i - Z_s^i = \varepsilon_n^i \quad /10/$$

signals for every channel "i" and for every learning step "n" are used for the generation of signals $V_t^i(n)$ which control the weights W_t^i according to the rule /9/. The procedure of assorting of X may be also divided in two substeps and the procedure is based on an idea of simplified identification of the object.

The algorithm of the changing of the weights in the net is divided in four substages. In every substage another group of connections is changed accordingly to the appropriate error ϵ_n^i .

In the paper (4) the learning algorithm is described in detail and the proof of theorem is showed also.

Theorem. When the learning algorithm satisfies the following assumptions:

1. The object is described by an unknown operator satisfying the condition of controllability,
 2. The adaptive net satisfies the relations /5/, /7/, /8/, /9/ and the operator \bigoplus in the relation /5/ is a motonic function with threshold and saturation.
 3. The signals $V_i^i(n)$ controlling the weights of the net satisfy the equation /7/,
 4. The input vector X is an optimal vector assorting to the special procedure (described in (4))
- then starting from the $n > N$ the learning procedure is convergent and the output signal in every channel satisfies the relation

$$\lim_{n \rightarrow \infty} Z_n^i = Z_s^i \quad \text{for } i = 1, 2, 3, \dots, l$$

and for the whole system the relation

$$\|Z_{n+1} - Z_s\| < \alpha \|Z_n - Z_s\| \quad \text{for } \alpha < 1 \quad /11/$$

is valid.

4. Results and Discussion

The learning algorithm was programmed on digital computer CDC 3170 for many different stereotypes Z_s . The modelling was made for ten different threshold characteristics s of the net elements and for various objects. The asymmetrical object was also investigated. The

obtained results show that:

- (i) The introduction of the assorting procedure for the input signals has the essential influence on the speed of learning. The number of cycles was approximately ten times smaller than in the case of arbitrarily assumed X .
- (ii) Threshold values have an important influence on the speed of learning. The threshold value ought to be approximately equal to the threshold in the object.
- (iii) To enable the adaptation of the system to the generation of the set different outputs Z it is necessary to introduce the special procedure which minimize the number of changed weights during the individual stereotypic signal. This rule gives the possibility to get more different control signals Y corresponding to the needed stereotypes Z_s .

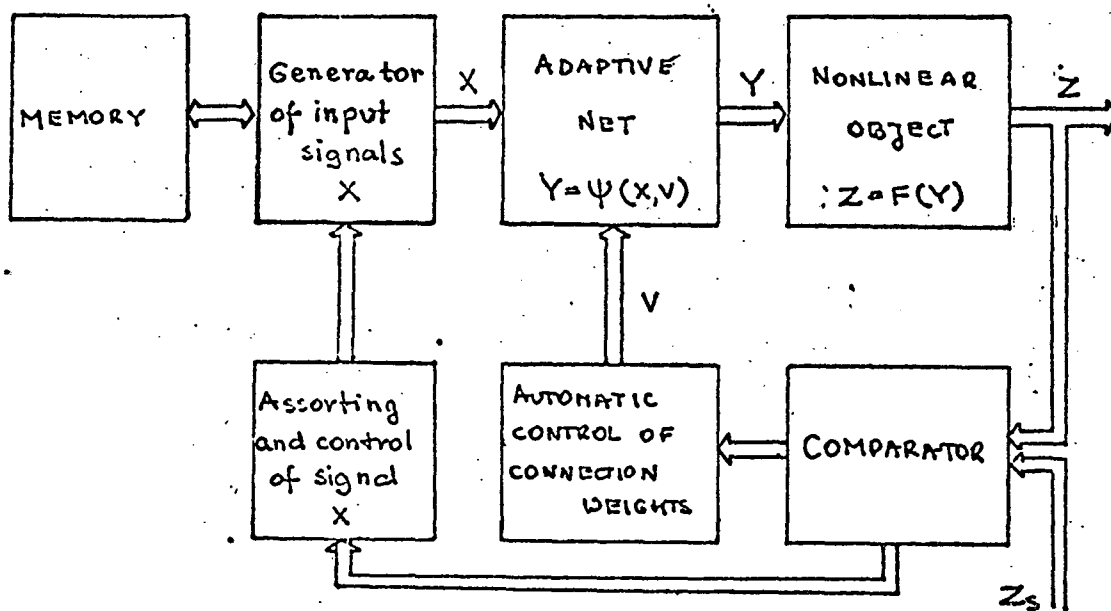
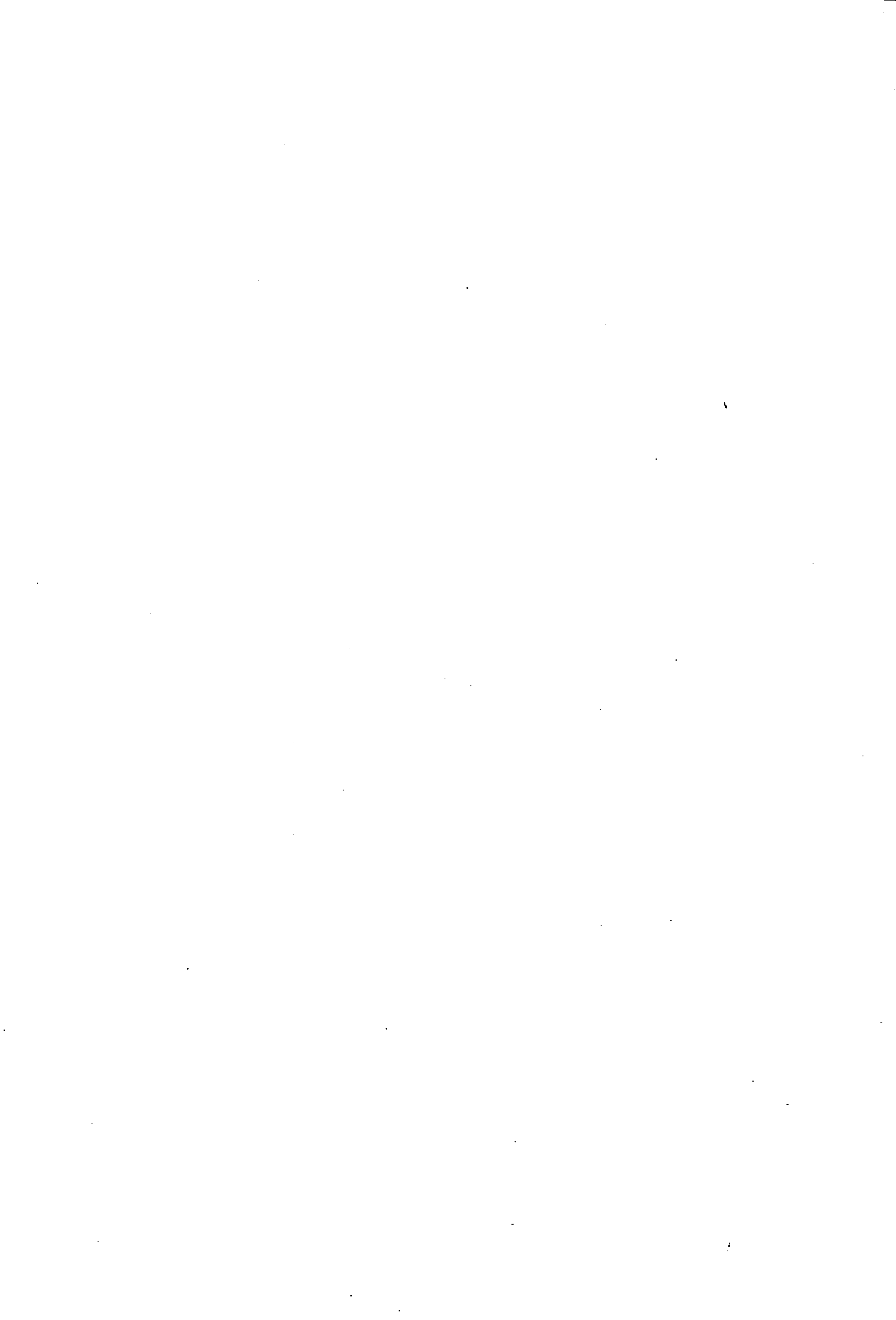


Fig. 1

Block diagram of the learning system

References

- (1) "Learning Systems and Intelligent Robots", ed. K.S. Fu and J.T. Tou. Plenum Press, N.Y. 1974.
- (2) Fukushima, K.: Cognition. A Self-organizing Multilayered Neural Network, *Biol. Cyb.* v. 20, 3/4, 1975.
- (3) Andersson, J.A.: A Simple Neural Network Generating an Interactive Memory, *Math. Biosci.* v. 14, 3/4, P. 197-220, 1972.
- (4) Macukow, B., Gawronski, R.: The Learning Algorithm Using an Adaptive Net to Control the Unknown Object, *Arch. Autom. Telemekh.* v. 21, 4, 1976.
- (5) Gawronski, R., Macukow, B.: Learning System for Optimal Movement Control with Minimum Error Criterion, *Mat. II CISM-IFTOMM Symp. "On Theory and Practice of Robots and Manipulators"*, Warsaw, 1976, Elsevier-PWN.



Institute of Mathematics, Warsaw Technical University, Warsaw,
Poland

Analysis of the net composed of neuronlike elements and compen-
sation of the edge influences

Bohdan Macukow

1. Introduction

The structures composed of neuronlike elements presented in this paper are very interesting for engineers and technicians because of possibilities of their applications in technical arrangements for data processing and pattern recognition. The idea of neuronlike nets and their applications for information processing is based on the results of morphological and neurophysiological investigations of the nervous system (3,4).

The general purpose of this work is recognition and explaining of phenomena taking place in nets composed of neuronlike elements from the point of view of technical applications.

2. Some problems of investigations of structures composed of neuronlike elements

The investigated system is composed of many mutually interconnected elements. It is strongly nonlinear, includes integrating and inertial elements. It is of course impossible to analyze the net the model of which would take into consideration all known properties of the nervous system. The appropriate choice of properties of elements is a kind of compromise. On the one hand all properties necessary from the point of view of application should be taken into consideration (in our case the properties connected with the transmission and processing of information), but on the other hand the model should not be too complicated.

The general task of a group of works on the layer nets (2,3,5,7) was to elaborate the methods of the net analysis and the method of synthesis of systems for informative points detection. The problem was studied by several authors using different methods of structure description.

The basic task of this work is to reconstruct the nets proposed as so far as to minimize the time necessary for detection of informative points.

There are three basic problems and difficulties connected with the analysis of the net:

- (i) problem of mathematical description of the net and its elements (the description depends of course on the modelled phenomena and should be as simple as possible),
- (ii) choice of method of stability region determining,
- (iii) the compensation of edges influences.

The net is composed of neuronlike elements arranged in layers. As a result of previous considerations we have chosen a model of neuronlike elements with the following properties:

- (i) the element is a many input summator (it corresponds to spatial summation in neuron) and resultant signal is applied to the inertial element of the first order (it corresponds to the biological effect of temporal summation),
- (ii) the output value (frequency of the output impulsation) depends on the input signal by some threshold characteristics,
- (iii) there are two kinds of outputs: inhibitory and excitatory. After many authors (1,2,8) we assume that the structure of the net is homogeneous and symmetrical. This assumption is based on the results of investigations of visual tract.

An example of the net organization is a layer with local (in one layer) and global (between layers) connections. There are different systems

of functional connections between individual elements and groups of elements. Especially interesting is a scheme when neurons are connected according to the lateral inhibition rule. In this case the well known phenomenon of reduction of information is observed (1,8).

3. One dimensional net - a chain of neurons

Let us consider a simple example of the layer net composed of neuronlike elements - a chain of neurons. Every element of structure affects its neighbours according to the lateral inhibition rule (8). The range of influence is equal to "n" as presented in Fig. 1. The relation between outputs Y and inputs X is described by formula

$$X = A \cdot Y \quad /1/$$

where X and Y are the column matrices with elements determined by the value of inputs (outputs) and A is a multidagonal matrix characterizing the connections between the elements (weights). From formula /1/ we are able to determine the distribution of output values and define the stability conditions of the net (8), unfortunately when $n > 1$ this procedure consisting in solving matrix equation $Y = A \cdot X^{-1}$ appears to be very difficult (6).

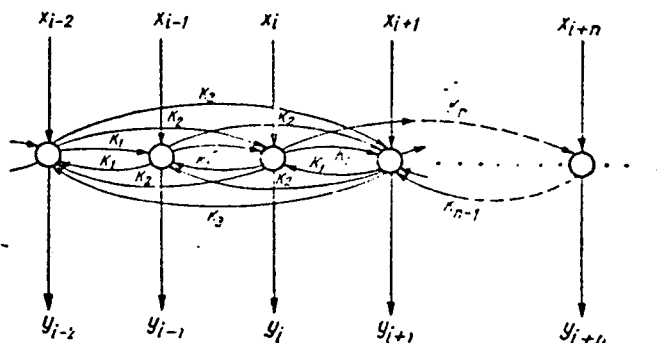


Fig. 1.

One-dimensional net (chain of neurons) with negative feedback. x_i - input signals, y_i - output signals, k_1, k_2, \dots, k_n - coupling weights of the lateral influence between appropriate elements.

Let us assume that:

- (i) the network expands infinitely,
- (ii) all elements are identical,
- (iii) the operation point is placed in a linear region of a static characteristic.

The general formula describing the relation between the input x_i and output y_i series is described by the difference equation

$$y_i = x_i - \sum_{j=1}^n k_j (y_{i-j} + y_{i+j}) \quad /2/$$

where k_j are the weights of the lateral influences. After the adapted and modified Z-transform method (5,6) we obtain

$$Y(z) = F(z) \cdot X(z) \quad /3/$$

where $F(z)$ is a transfer function of the net (equation /6/).

The application of Z-transform method to the difference equation describing the net behaviour allows to define the distribution of the output values (formula /4/) of chain elements

$$y_i = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n x_{i+n} \quad /4/$$

where: a_n - coefficients of the Laurent expansion of the function $F(z)$ determined by formula

$$a_n = \frac{1}{2\pi i} \oint F(z) \cdot z^{-(n+1)} dz \quad /5/$$

Of course these values are approximative ones (because the real chain has a finite dimension) but the comparison of them with the experimental values (obtained by modelling in digital computer) shows a coincidence to a high degree (Fig. 2.).

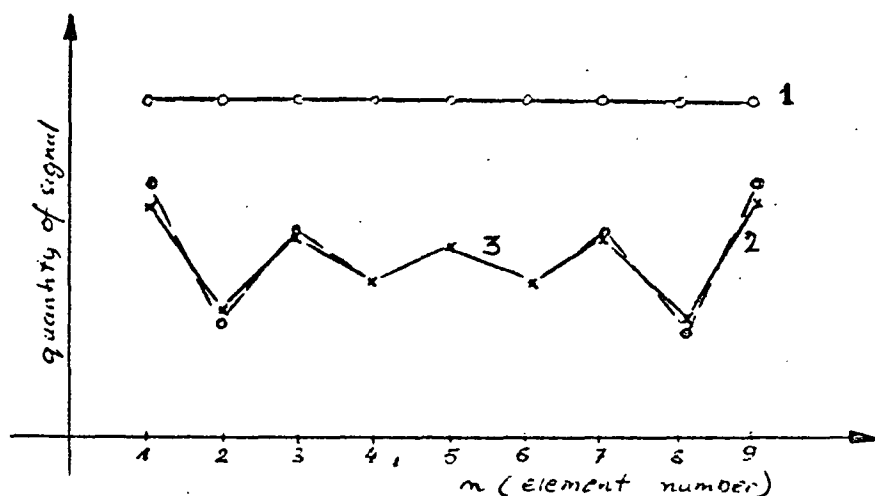


Fig. 2.

The distribution of signals 1 - input signals, 2 - theoretical output signals, 3 - experimental output signals

4. Stability conditions

One important problem which should be solved before the application of the network is the study of their stability. It was found (5) that we can determine the stability conditions putting $z = \exp(j\varphi)$ into the formula /6/ describing a transfer function - for the set from Fig. 1 we obtain

$$F(z) = \left[1 + \sum_{i=1}^n k_i (z^i + z^{-i}) \right]^{-1} \quad /6/$$

- and demanding $F(\varphi)$ be always positive for any values of

$$\varphi (0 \leq \varphi < 2\pi).$$

As an example we shall consider a net when $n = 1$. The inhibitory influence appears only between the output of each element and its two nearest neighbours, the weights are denoted by k_1 . The stability condition is determined by inequality

$$0 < k_1 < 1/2. \quad /7/$$

Computation and results for the nets with $n > 1$ can be found in (6).

5. Compensation of the edges influence

It appears, however, that the chain of neurons as a detector of informative points (like edges of excitation or variations in the distribution of excitation) sometime gives a false information (6).

Let us consider an example. The distribution of the excitation is applied to the chain of neurons as shown in Fig. 3a. When the step of the excitation appears near the end of the net then we receive at the outputs fluctuations which make the detection impossible (Fig. 3b). On the other side, when this step is in the middle part of the net then the edges influence is not so destructive and we can recognize the informative point (Fig. 3c).

The edges of the structure give some "reflections", some oscillations and make impossible identification of the informative points. Because that noxious fact is caused by edges, the structure of the net should be reorganized in such a way so as to compensate the influence of the edges and to make the finite net to behave like the infinitely expanding net (the net without the edges).

There are following methods of compensation of the edges influences (6):

- (i) a discrete change of weights in the feedback loops of the edges elements,
- (ii) an additional self feedback loop for these elements,
- (iii) a continuous change of weights.

6. Conclusions

We have examined the behaviour of the net being an element of the identifying and classifying structure, by modelling the chain on digital computer (CDC 3170). We have received the following conclusions:

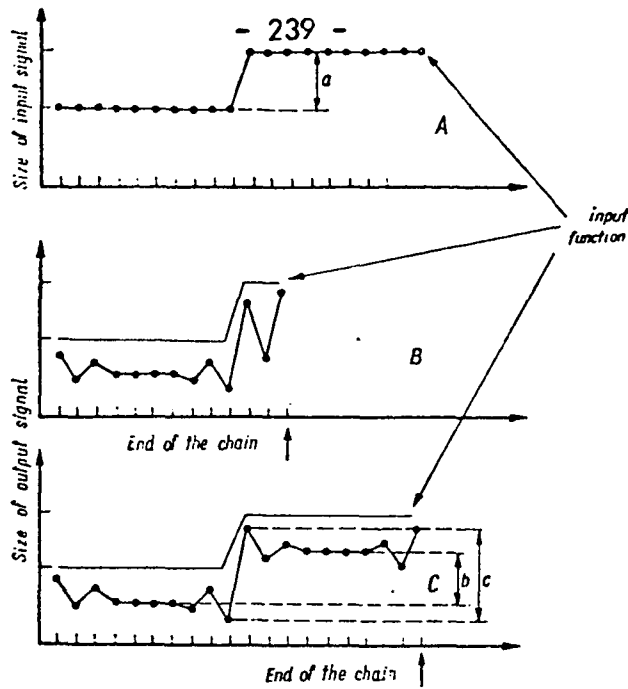


Fig. 3.

Transformation of a step function by a one-dimensional net of Fig. 1. Comparison between a long and a short neuronal chain with negative feedbacks. A - distribution of input signals, B - distribution of output signals when the step is situated near the edge of the net, C - distribution of output signals when the step is situated at the middle of a long net, a - amplitude of step function, b - amplitude difference between steady states, c - increased output amplitude at the step of excitation.

- (i) fluctuations at the edges disappeared after the compensation,
- (ii) a compensated net reaches the steady state much faster,
- (iii) the compensated net is invariant to the position of the picture.

An example of the behaviour of one dimensional structure used as a detector of the informative point like a step of excitation is presented in Fig. 4.

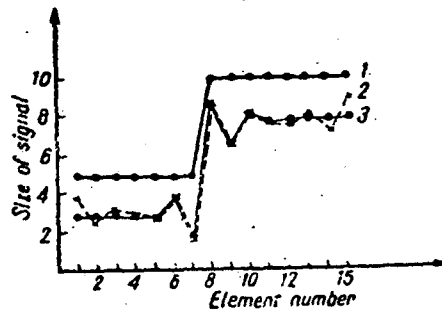


Fig. 4.

Transformation of a step in excitation in two types of nets with negative feedback loops, 1 - input signals, 2 - output signals in the uncompensated net, 3 - output signals in the compensated net.

The same method of analysis can be applied to the two dimensional flat net. By the same method of modified and adapted Z-transform be proved analogous theorems as for a chain (6).

After the many examples modelled at digital computer we obtain the general conclusions: (6).

The algorithms of the compensation assure the independence of detection on the position of pictures and make their classification more exact and sure (6). The net composed from the neuronlike elements may be used as a detector of informative points in technical identification arrangements.

References

- (1) Foerster, H. von, Computation in neural nets, *Curr. Mod. Biol.* 1, 1967, 47-92.
- (2) Gawronski, R.: Properties of striatal neuronlike nets, *Acta. Biol. Exp.* 29: 318-344, (1969)
- (3) Gawronski, R., Konorski, J.: An attempt at modelling of the central alimentary system in higher animals. II. Technical description of the arrangements involved in modelling. *Acta Neurobiol. Exp.* 30: 333-346. (1970)

- (4) Hubel, D.H.: Transformation of information in the cats visual system. In: Information processing in the nervous system. Ed. R.W. Gerard. Amsterdam 1964.
- (5) Macukow, B.: Analysis of the chain neuronlike network with lateral inhibition. Arch.Autom. i Telemekh. 17: 465-481. (1972)
- (6) Macukow, B.: Wplyw brzegów na wydzielanie cech lokalnych w warstwowych sieciach neuropodobnych z lokalnymi sprzezeniami zwrotnymi. Ph.D.Thesis. Warszawa 1973. Inst.Appl.Cyb.Pol.Acad.Sci.
- (7) Macukow, B.: Compensation of edge effect in neuron-like layer nets with local feedbacks. Acta Neurobiol.Exp. 35: 165-177. (1975)
- (8) Reichardt, W., Mac Gintie, G.: Zur Theorie der lateralen Inhibition. Kybernetik 1: 155-165. (1962)

Magyar Vas- és Acélipari Egyesülés

Egyszerű és valószínűségi tanulási jelenségek

(Állatpszichológiai kísérletek számítógépes szimulációja.)

Farkas András

1. Bevezetés

Az angolszász pszichológiai irodalomban jelentős helyet foglal el az ún. matematikai pszichológia, amely többek között az érzékelés, tanulás, viselkedés jelenségeinek matematikai modellezésével foglalkozik.

A matematikai pszichológia amerikai iskolája, - amelynek kiemelkedő alakjai Bush, Mosteller, Luce, Estes, Galanter, Atkinson és Suppes - az 50-es évek elején indult jelentős fejlődésnek. A kutatási tematika differenciálódásával a matematikai pszichológia több speciális kutatási irányra vált szét.

Sajátos helyet foglal el közöttük a matematikai tanuláselmélet, melynek első összefoglalása Bush és Mosteller nevéhez fűződik (1). Az általuk kialakított metodika azóta is használatos különböző tanulási jelenségek vizsgálatánál.

A következőkben egyszerű T utvesztővel végzett tanulási kísérletek számítógépes szimulálásával foglalkozom, felhasználva az ún. Bush-Mosteller modellt, illetve annak egy általam módosított változatát.

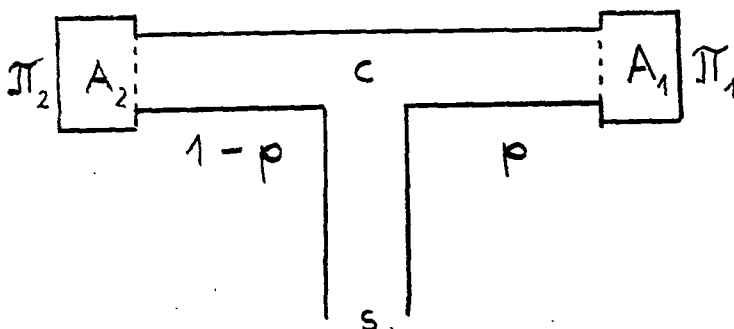
A T utvesztőben vizsgált tanulási jelenségek a következők:

- megszerzés és kioltás jelensége egyszerű és valószínűségi tanulás (probability learning) esetén
- tanulás és áttanulás (relearning)
- túltanulás (overlearning)
- latens tanulás.

A szimulációnál felhasznált adatokat Galanter és Bush (2) cikkéből vettem át. Az állatkísérleteket a Harvard-illetve a Pennsylvania Egyetemen folytatták le azonos állományból származó patkányokkal.

2. Az állatpszichológiai kísérletek

Az egyszerű T utvesztős kísérletek a következőképpen zajlanak le:



1. ábra

Az egyszerű T utvesztő sematikus rajza

A kiéheztetett patkányokat az s pontból indítják. Az állat a c választási ponthoz érve vagy az A_1 vagy az A_2 ételdoboz felé halad tovább, amelybe bejutva egy csapóajtó bezárul mögötte, meggátolva a visszatérést. Amennyiben az ételdobozban található élelem, akkor az állat azt elfogyaszthatja. Ezt követően a patkányt visszahelyezik a ketrecébe. A szimulációhoz felhasznált adatoknál a fenti kísérletet naponta háromszor ismételték. (A kísérleti körülmények részletes ismertetésétől itt eltekintünk.)

A vizsgált tanulási jelenségek ezen kísérleti feltételek között röviden a következőképp definiálhatók.

Megszerzés: a tanulási folyamatnak azon része, amelyben az állat először kerülve egy adott kísérleti szituációba elsajátítja a számára biológiai hasznot jelentő viselkedést.

Kioltás: a megelőző kísérleti fázisban megtanult viselkedés megszüntetése a biológiai haszon megvonásával.

Áttanulás: a megelőző kísérleti fázisban megtanult viselkedés átállítása az élelem áthelyezésével.

Tultanulás: valamely viselkedésnek a "megtanuláshoz" szükséges mértéken felüli gyakoroltatása. (A "megtanulást" sokféleképpen szokták definiálni, jelentheti például azt, hogy az állatnak egymás után meghatározott számú kísérletben biológiai hasznot eredményezően kell viselkednie.)

Latens tanulás: a megszerzést megelőzően a kísérleti szituáció részbeni elsajátítása anélkül, hogy az biológiai hasznot eredményezne az állat számára, (jelen esetben a térbeli összefüggések elsajátítása élelem behelyezése nélkül.) A latens ismeret akkor válik láthatóvá, ha a neki megfelelő viselkedés biológiai haszonnal kapcsolódik össze.

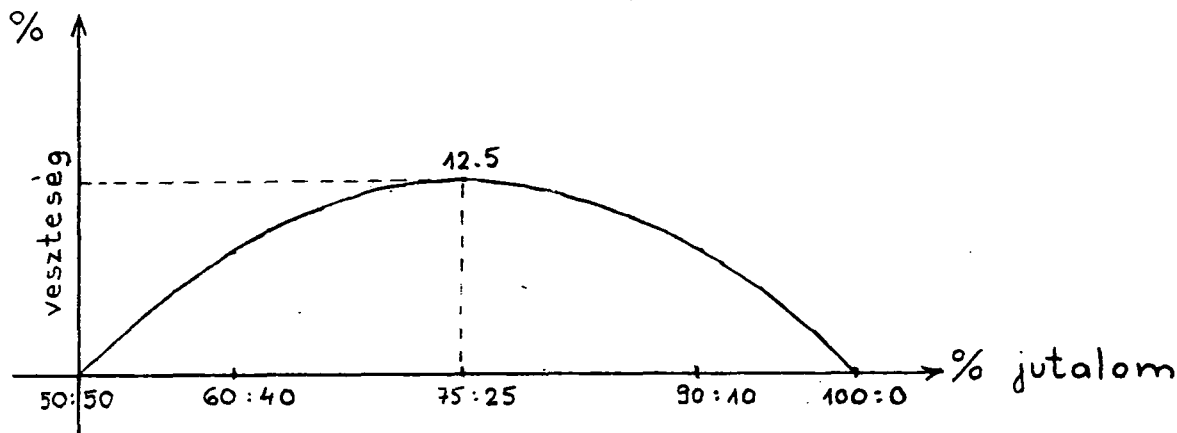
Egyszerű tanulásnál az egy kísérleti fázishoz tartozó összes kísérletnél az egyes ételdobozokban vagy állandóan van, vagy állandóan nincs jutalom.

Valószínűségi tanulásnál az egy kísérleti fázishoz tartozó kísérleteknél legalább az egyik ételdobozban p valószínűséggel található jutalom, ahol $p \neq 0$ és $p \neq 1$.

A valószínűségi tanulási kísérleteket Brunswik Egon (3) magyar származású pszichológus vezette be 1939-ben. Többek között olyan egyszerű T utvesztős kísérleteket végzett, amelyeknél az egyik ételdobozban a patkány 75 %-os valószínűséggel, a másokban 25 %-os valószínűséggel talált jutalmat.

Nyilvánvaló, hogy a legjobb stratégia állandóan a nagyobb valószínűségű jutalommal rendelkező oldalt választani, a kísérletek tanulmányai szerint azonban a patkány ezt az oldalt csak 75 % körüli valószínűséggel választotta. Hasonló volt a helyzet más komplementer valószínűségű jutalmak esetén is. Az esélyvesztést a 2. ábra mutatja.

Ez a jelenség készítette arra Estes-t, hogy a valószínűségi tanulási kísérleteket "az okatlan patkány esete"-ként aposztrofálja (4).



2. ábra

Az "oktalan patkány" esélyvesztesége

A kifejezés nem teljesen indokolt, mert mint Edwards (5) kimutatta, megfelelő kísérleti körülmények között az embereken végzett kísérletek is hasonló eredményre vezetnek még igen nagy számú egyszerű alternatívára adandó válasz esetén is.

3. A Bush-Mosteller modell egy változata

A Bush-Mosteller modell egyszerű T utvesztőkre alkalmazott változata egy szimmetrikus négy operátoros lineáris modell (1).

Jelölések:

A_1 és A_2 : a választható alternatívák (jelenleg ételdobozok)

O_1 és O_2 : a választás kimenetele (az állat hozzájutott a jutalomhoz vagy nem)

E_{ij} : a kísérlet folyamán lejátszódható események

Esemény	Alternativa	Jutalom	Magyarázat
E_{11}	A_1	O_1	jobbra fordult + van jutalom
E_{12}	A_1	O_2	jobbra fordult + nincs jutalom
E_{21}	A_2	O_1	balra fordult + van jutalom
E_{22}	A_2	O_2	balra fordult + nincs jutalom

- p : annak a valószínűsége, hogy valamely kísérletben a patkány a jobboldalt választja
- p_i : annak a valószínűsége, hogy az i -dik kísérletnél a patkány a jobboldalt választja
- P_{ij} : az E_{ij} esemény bekövetkezésének valószínűsége
- π_1 : annak a valószínűsége, hogy a jobboldali ételdobozban van jutalom
- π_2 : annak a valószínűsége, hogy a baloldali ételdobozban van jutalom
- α_1 : a jutalmazási paraméter
- α_2 : a nem-jutalmazási paraméter (non-reward parameter)

A tanulási folyamatban valamely E_{ij} esemény bekövetkezése megváltoztatja p választási valószínűség értékét. A változás mértékét a Q_{ij} operátor adja meg:

Operátorok	Eseményvalószínűségek
$Q_{11}p = \alpha_1 p + (1 - \alpha_1)$	$P_{11} = p\pi_1$
$Q_{12}p = \alpha_2 p$	$P_{12} = p(1 - \pi_1)$
$Q_{21}p = \alpha_1 p$	$P_{21} = (1 - p)\pi_2$
$Q_{22}p = \alpha_2 p + (1 - \alpha_2)$	$P_{22} = (1 - p)(1 - \pi_2)$

A választási valószínűség változását leíró tanulási görbe a kezdeti választási valószínűségből a következő rekurziós formulával számítható:

$$p_{n+1} = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 P_{ij} (Q_{ij} p_n) \quad n = 1, 2, \dots$$

Az egyes tanulási jelenségek modellezésénél a szimmetrikus négy operátoros lineáris modell következő speciális eseteit fogjuk megkülönböztetni:

- a váltakozó operátoros változat:

$$\pi_1 = 1 \text{ és } \pi_2 = 0 \text{ illetve } \pi_1 = 0 \text{ és } \pi_2 = 1$$

esetén adódik,

- az egy alfás változat

$$\pi_1 = 0 \text{ és } \pi_2 = 0 \text{ illetve } \pi_1 = 1 \text{ és } \pi_2 = 1$$

esetén adódik

- az egység alfa változat

$$\alpha_2 = 1 \text{ esetén adódik}$$

- az egyenlő alfa változat

$$\alpha_1 = \alpha_2 \text{ esetén adódik}$$

4. A Bush-Mosteller modell alkalmazási lehetőségei és korlátai

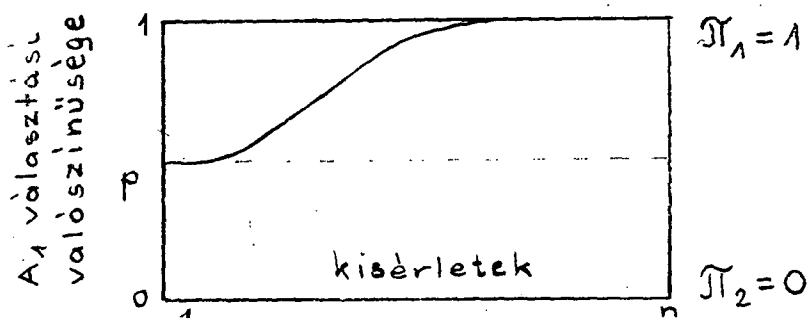
A következőkben ismertetem a Bush-Mosteller modell szimmetrikus négy operátoros változatának használatát a különböző T utvesztős tanulási jelenségek szimulálásánál és felhívom a figyelmet a modell alkalmazhatóságának határaitra.

A különböző nemlineáris sztochasztikus tanulási modellek (6) esetleg tágabb alkalmazási lehetőséget nyújtanának, ezzel szemben lényegesen nehezebben kezelhetők, különösen a paraméterek becslése problematikus, ezért döntöttünk kiindulópontként a Bush-Mosteller modell mellett.

Megszerzés

A megszerzés folyamatának modellezésénél mindjárt egy nehézségre kell rámutatnunk.

Az egyszerű tanulási folyamathoz tartozó megszerzési jelenség leírására az alapmodell nem alkalmas. Bár a szerzők korábban (1) az egyenlő alfa-változat használatát javasolták erre az esetre, később Bush beismerte (2), hogy nem számítottak az un. kezdeti jelenségre, amit a modelljük nem tud kezelni.



3. ábra

A megszerzés egyszerű tanulás esetén

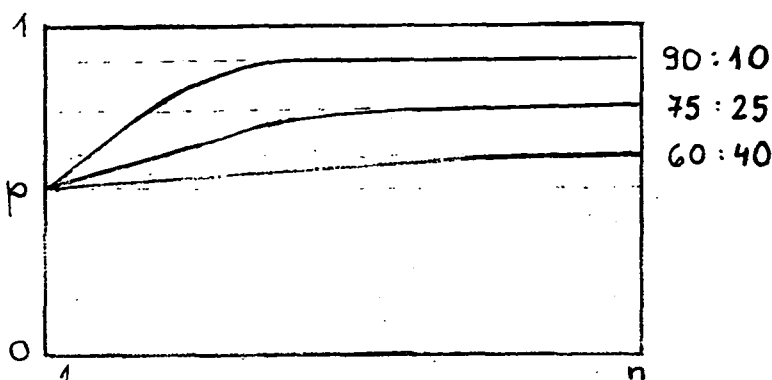
A valószínűségi tanulás esetén a kezdeti jelenség nem olyan szembetűnő, tekintettel arra, hogy a megszerzési folyamat lényegesen lassabb és igen nagy szórású. Az un. "ostoba patkány esete" típusú kísérleteknél az egyenlő alfa változat használata kielégítő. Használatára a változat egy speciális tulajdonsága ad módot, mégpedig az, hogy a tanulási középgörbe n növelésével asszimptotikusan közeledik a

$$V_{1,\infty} = \frac{1 - \pi_2}{2 - \pi_1 - \pi_2} \quad \text{értékhez.}$$

A 4. ábra néhány olyan megszerzési folyamat középgörbéjét mutatja, amelynél a jutalmak valószínűségei komplementer valószínűségek:

$$\pi_2 = 1 - \pi_1$$

Olyankor $V_{1,\infty} = \pi_1$, ami megfelel a kísérleti tapasztalatoknak.



4. ábra
A megszerzés folyamata

Az egyenlő alfa változat esetén az alapegyenleteink a következő alakra egyszerűsödnek:

$$\begin{aligned} Q_1 p &= \alpha p + (1 - \alpha) & P_1 &= \pi_1 \\ Q_2 p &= \alpha p & P_2 &= 1 - \pi_1 \end{aligned}$$

A nem komplementer valószínűségű jutalmak esetén az egyenlő alfa változat nem használható, mert például az 50 : 0 típusú megszerzési folyamatnál $V_1, \infty = 0,67$ adódna, ami ellentmond a kísérleti tapasztalatnak. $\pi_2 = 0$, $\pi_1 < 1$ esetén az egység alfa változat használható, ilyenkor alapegyenleteink a következő alakot öltik:

$$\begin{aligned} Q_1 p &= \alpha p + (1 - \alpha) & P_1 &= p \pi_1 \\ Q_2 p &= p & P_2 &= 1 - p \pi_1 \end{aligned}$$

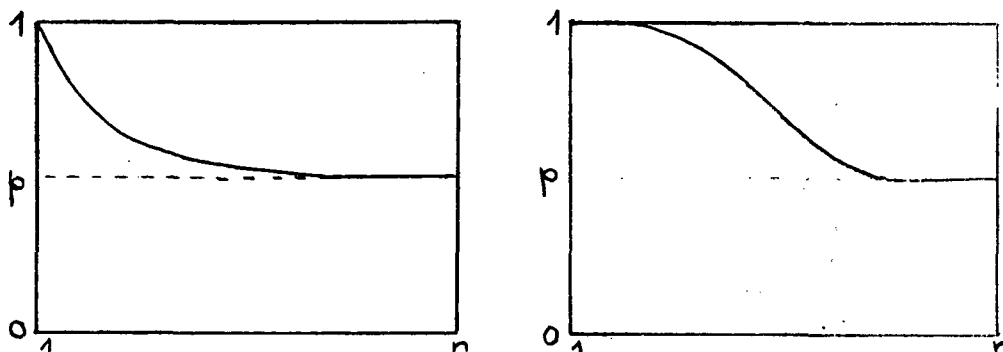
Kioltás

Kioltás folyamatáról $\pi_1 = 0$ és $\pi_2 = 0$ esetén beszélünk. Olyankor az egy alfás változatra redukálódnak alapegyenleteink:

$$\begin{aligned} Q_1 p &= \alpha p & P_1 &= p \\ Q_2 p &= \alpha p + (1 - \alpha) & P_2 &= 1 - p \end{aligned}$$

Nyilvánvaló, hogy $\alpha < 1$, mert $\alpha = 1$ esetén p nem mozdulna el a $p_1 = 1$ kezdőértékről.

A modellt a kísérleti adatokkal összevetve megállapíthatjuk, hogy egyszerű tanulást követő kioltás esetén a modell kielégítően leírja a kioltás folyamatát. Ugyanez nem mondható el a valószínűségi tanulást követő kioltásnál, ugyanis ilyenkor a kioltás folyamata viszonylag lassan indul meg és csak később gyorsul fel, hogy aztán az 50 %-os valószínűséghez közeledve ismét lelassuljon.



5. ábra

Kioltás egyszerű és valószínűségi tanulás után

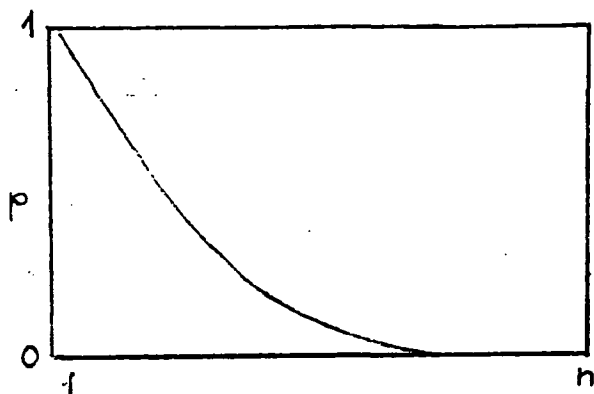
Áttanulás

Az áttanulási folyamat azt jelenti, hogy valamely π_1, π_2 értékről áttérünk másik π_1, π_2 értékre, feltéve, hogy π_1, π_2 új értéke egyidejűleg nem nulla.

Az áttanulási jelenséget itt csak egyszerű tanulási folyamat esetén vizsgáljuk.

Az áttanulás ilyenkor azt jelenti, hogy a jutalmat az egyik oldalról a másikra helyezük át. Például ha $\pi_1 = 1$ és $\pi_2 = 0$ volt, akkor az új jutalomvalószínűségek $\pi_1 = 0$ és $\pi_2 = 1$ lesznek.

Az áttanulás a 6. ábra szerint megy végbe.



6. ábra
Áttanulás egyszerű tanulás
esetén

Áttanulásnál a modell váltakozó operátor változatát használjuk:

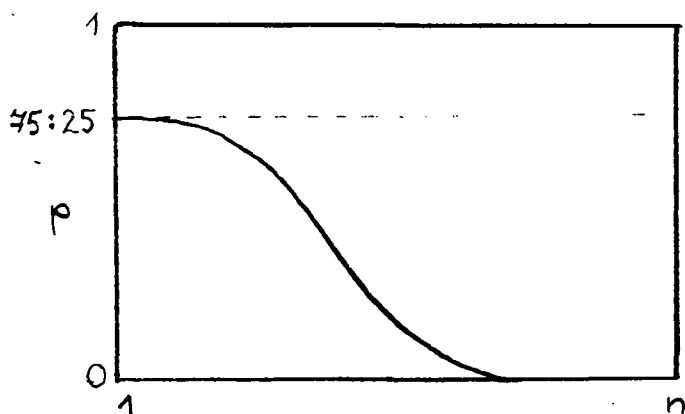
$$Q_1 p = \alpha_1 p$$

$$P_1 = 1 - p$$

$$Q_2 p = \alpha_2 p$$

$$P_2 = p$$

A modell az "ostoba patkány esete" típusu tanulás utáni áttanulásnál nem alkalmazható. Az áttanulás ilyenkor a 7. ábra szerint megy végbe.

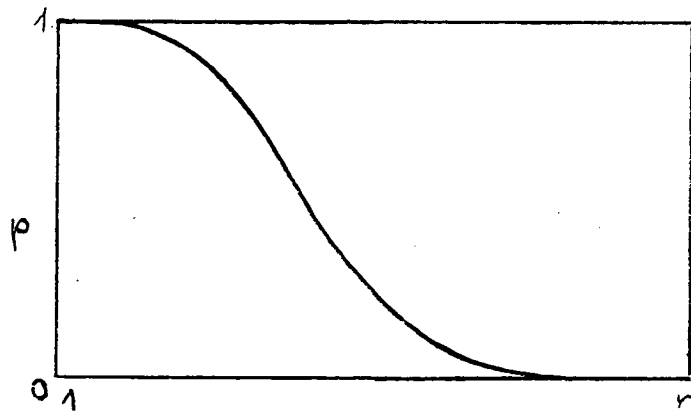


7. ábra
75:25 típusu tanulást követő áttanulás

Tultanulás

A tultanulás leírására a megszerzés, illetve az áttanulás folyamatát leíró modellek alkalmasak. A tultanulást követő kioltási folyamat leírására azonban már nem alkalmas a kioltás taglalásakor ismertetett modell. A probléma ugyanolyan jellegű, mint a valószínűségi tanulást követő kioltásnál.

A tultanulást követő áttanulásnál az áttanulás leírására javasolt váltakozó operátor modell kielégítően használható. A különbség α_2 paraméter nagyságban mutatkozik meg, itt 1-hez közeli értéke vesz fel, de nem éri el azt. A tultanulás utáni áttanulást a 8. ábra mutatja.



8. ábra

Tultanulást követő áttanulás

Latens tanulás

Latens tanulás esetén a megszerzés folyamatát megelőzően $p_1 = 0.5$ kezdeti valószínűség és $\pi_1 = \pi_2 = 0$ jutalomvalószínűségek mellett végeznek kísérleteket a patkányokkal.

A latens tanulás leírására a következő egyoperátoros modell alkalmas:

$$Q_1 p = p$$

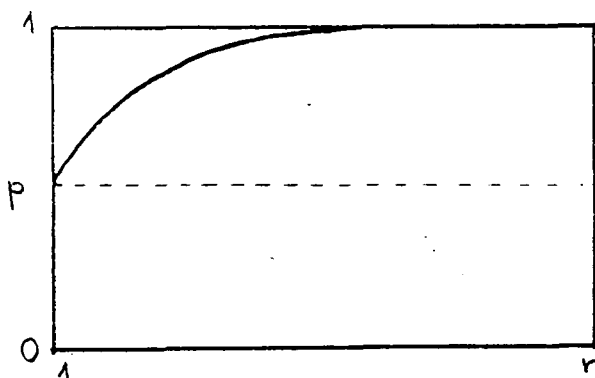
$$P_1 = 1 .$$

A latens tanulás hatása az előtanulást követő megszerzés folyamatánál jelentkezik, ami abban nyilvánul meg, hogy egyszerű tanulás esetén a megszerzést a váltakozó operátor modell kielégítően leírja:

$$Q_1 p = \alpha_1 p + (1 - \alpha_1) \quad P_1 = p$$

$$Q_2 p = \alpha_2 p + (1 - \alpha_2) \quad P_2 = 1 - p$$

Az előtanulási szakaszt követő megszerzési folyamat a 9. ábrán látható.



9. ábra

A megszerzési folyamat latens tanulás esetén

5. A Bush-Mosteller modell módosítása

Az előzőekben felhívtuk a figyelmet a Bush-Mosteller modell alkalmazásának korlátaira. A következőkben a modell igen egyszerű módosításával elérjük, hogy alkalmassá váljon a megszerzés leírása egyszerű tanulás esetén.

A módosítást a kísérleti adatok elemzése után a következő megfontolások alapján végeztük:

- gyorsan meginduló tanulási folyamatok az egyszerű tanulást követő áttanulás és kioltás, valamint a megszerzés latens tanulás esetén
- lassan meginduló tanulási folyamatok a megszerzés egyszerű és valószínűségi tanulás esetén, illetve az áttanulás és kioltás tultanulás és valószínűségi tanulás után.

A modell kellőképpen leírja a gyorsan meginduló tanulási folyamatokat, valamint a tultanulást követő áttanulási folyamatot. El kell érni, hogy a modell a többi lassan meginduló tanulási folyamat esetén is alkalmazható legyen. A tultanulást követő áttanulásnál felhasznált váltakozó operátor modellt transzformáljuk az egyszerű megszerzési folyamatra:

legyen R operátor a következő:

$$Rp = \frac{p - p_1}{1 - p_1}$$

Az R^x inverz operátor ennek megfelelően:

$$R^x p = p(1 - p_1) + p_1$$

A választási valószínűség meghatározására szolgáló rekurziós formula a megszerzési folyamatra a Bush-Mosteller modellben a következő volt:

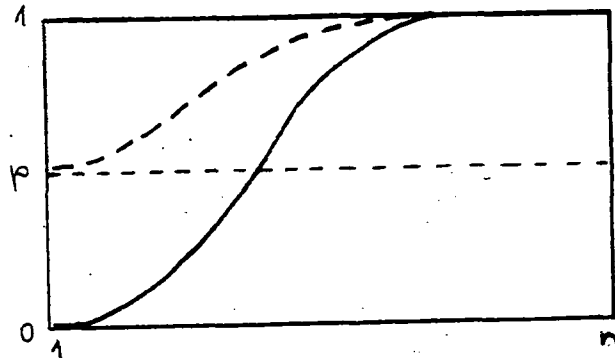
$$p_{n+1} = \sum_{i=1}^2 P_{ii}(p_n) \cdot Q_{ii} p_n$$

(Mint tudjuk, ez kielégítő eredményt adott a megszerzésnél latens tanulás esetén.)

A módosított modellben a rekurziós formula a következő alakú lesz:

$$p_{n+1} = R^x \sum_{i=1}^2 P_{ii}(Rp_n) \cdot Q_{ii} Rp_n$$

Ez szemléletesen a következő transzformációt jelenti:



10. ábra

A módosított modell alkalmazása megszerzésnél

A 10. ábrán a folytonos vonal az alapfüggvényt, a szaggott vonal a megszerzési folyamatot jelenti.

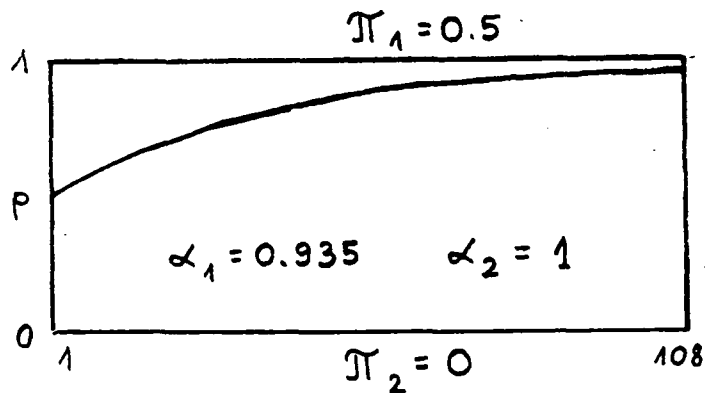
A módosított modell az α paraméterek megfelelő választásával alkalmas a latens tanulást követő gyors megszerzési folyamat leírására is.

Hasonló módosításokkal elérhető, hogy a többi lassan meginduló tanulási folyamat is kielégítően leírható legyen a modellel.

6. Állatpszichológiai kísérletek szimulációja

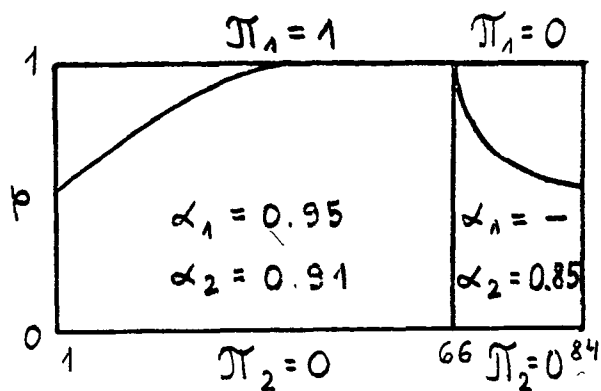
A szimulációhoz a Galanter és Bush (2) által közölt kísérleti adatokat használtam fel.

A kísérletek részletes leírásától és a számítások eredményeinek teljes dokumentálásától terjedelmi okok miatt el kell tekintenem, csupán arra van lehetőségem, hogy ábrán mutassam be a kísérleteket, és csak néhány rész-kísérletre vonatkozó eredményemet mellékeljem.



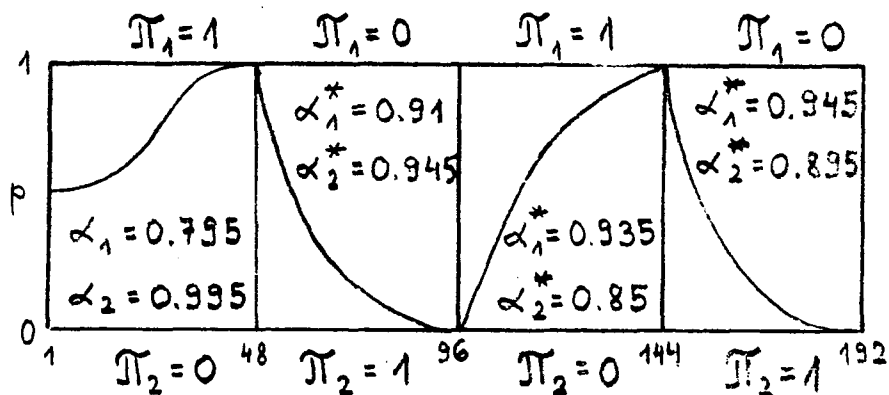
11. ábra

I. kísérlet : megszerzés' 50 : 0 típusu valószínűségi tanulásnál



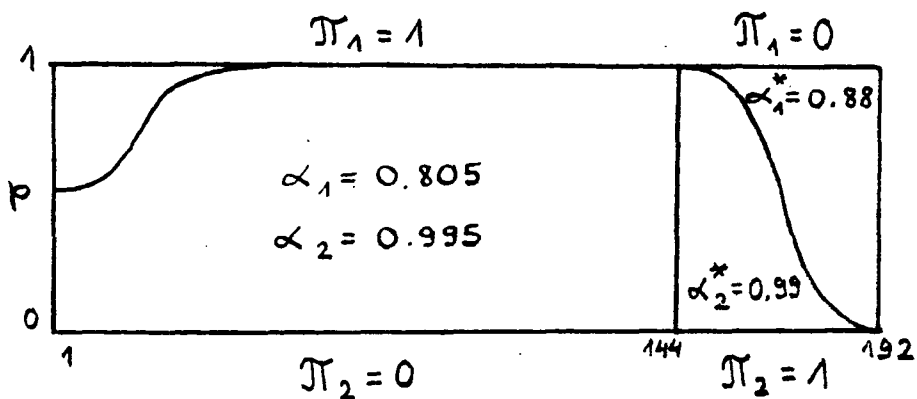
12. ábra

II. kísérlet: megszerzés és kioltás egyszerű tanulásnál



13. ábra

III. kísérlet: megszerzés és többszörös áttanulás



14. ábra

IV. kísérlet: tultanulás és áttanulás

A α -gal jelzett értékeket a Galanter-Bush cikkből vettem át.

A továbbiakban az általam meghatározott α_1 , α_2 paraméterek értékéről kívánok néhány megjegyzést tenni.

Feltűnő a III. és IV. kísérlet 1. fázisához tartozó α értékek hasonlósága. (Itt jegyzem meg, hogy a III. kísérletet a Harvard Egyetemen, a IV. kísérletet a Pennsylvánia Egyetemen folytatták le.)

A II. kísérlet 1. fázisában nem a módosított modellt használtam, hanem a váltakozó operátor változatot, minthogy az is kielégítő eredményre vezetett. Az un. előtanulási szakasz elmaradásának oka a kísérleti körülményekben keresendő. Feltehetőleg hosszabb latens tanulás jellegű előtréninget végeztek az állatokkal.

A III. kísérlet 1. fázisára vonatkozóan a modell több változatát is kipróbáltam. Az eredmények a módosított modell helyességét igazolták. A váltakozó operátor modellre vonatkozóan azért nem közöltem adatot, mert az α_2 értékét 1 felé közelítve a tanulási görbe egyre javul, a modell akkor írja le a tanulási folyamatot legjobban, amikor egybe esik az egység alfa modellel.

modell	α_1	α_2	Hiba 1	Hiba 2
módosított	0,795	0,995	0,0544	0,0112
egyenlő alfa	0,955	0,955	0,0988	0,0172
egység alfa	0,935	1,000	0,0880	0,0155

$$\text{Hiba 1} = \frac{\sum_{i=1}^n |\hat{p}_i - p_i|}{n}$$

$$\text{Hiba 2} = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{p}_i - p_i)^2}{n} \cdot \frac{1}{2}$$

- n : a kísérleti fázishoz tartozó futtatások száma
- p_i : a kísérleti adatokból számolt átlagos választási valószínűség az i -dik futtatáskor
- \hat{p}_i : a szimulált választási valószínűség az i -dik futtatáskor.

Az α_1 és α_2 értékek meghatározásakor optimumnak a Hiba 2 minimumánál adódó α értékeket tekintettem.

A mellékletben megtalálhatók az I. kísérlet, valamint a III. kísérlet első két fázisának adat és eredménytáblái.

A tanulási görbéknél alkalmazott jelölések:

- X : kísérleti adatokból számolt választási valószínűség
- x : szimulált választási valószínűség
- 0 : jutalom helye

7. Néhány észrevétel a szimulációk kapcsán

A szimulációk folyamán gyorsan és lassan meginduló tanulási folyamatokkal találkoztunk.

A tanulás sebességét alapvetően két dolog határozza meg, az hogy az illető tanulási fázist megelőzően mit sajátított el az állat, és hogy ezekből mi változott meg.

A tanulási folyamatban az állatnak el kell sajátítania:

1. azt az összefüggést, hogy a kísérleti berendezésben való közlekedés rendszeresen élelemszerzéshez vezet,
2. azt, hogy a meghatározott irányba való kanyarodás és az élelemhez jutás között összefüggés van,
3. a kísérleti berendezés elrendezését, a térbeli összefüggéseket.

A megszerzési folyamatban mindhárom összefüggést el kell sajátítani.

Latens tanulás esetén a megszerzést megelőzően az állat megismeri a térbeli összefüggéseket, ezért a megszerzési folyamat felgyorsul.

Az egyszerű tanulást követő áttanulás esetén a 2. összefüggés változik meg, az új helyzetnek megfelelő viselkedés elsajátítása a kísérletek tanulsága szerint igen gyorsan megtörténik.

A túltanulást követő áttanulás lényegesen lassabban megy végbe, ennek oka a 2. összefüggés erőssége, ami az élelmet tartalmazó oldal igen sokszori választása miatt alakult ki, valamint az, hogy a túltanulás folyamán a másik oldallal való próbálkozás hosszabb ideig elmaradt, így felbomlik az elsajátított térbeli összefüggés.

A valószínűségi tanulást követő áttanulásnál két tényező lassítja a folyamatot. Mivel az állat hozzászokott, hogy nem minden próbálkozása jár biológiai sikerrel, ezért például a jutalom elmaradása számára eleinte nem jelenti a szituáció megváltozását. A másik tényező azzal az erőfeszítéssel van összefüggésben, amelyet a biológiailag hasznos jelentő viselkedés elsajátítása érdekében ki kellett fejteni. Például 50 : 0 típusú megszerzés esetén annak elsajátítása, hogy jobbra kell fordulni, nagyobb erőfeszítést igényel az állattól, mint az egyszerű megszerzés esetén. Ezért ez az ismeret jobban megerősödik, nehezebb kioltani.

8. Fejlesztési irány

Az itt közölt eredmények egy hosszabb kutatássorozat első rész-eredményeinek tekintendők.

A kutatási cél az egyes patkány viselkedését leíró olyan komplex modell kialakítása, amelynek paraméterei konkrét pszichológiai tényezőkkel vannak közvetlen összefüggésben, és amellyel dinamikus leírható a patkányoknak az egyszerű T utvesztőben való tanulási viselkedése.

I. KISEKLEI ADATAI

1-100 MEGSZERZESI 50%-OS JÖVEHBŐLVALI JUTALOM

	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
0	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
2	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
3	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
4	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
5	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
6	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
7	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
8	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
9	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
10	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
11	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
12	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
13	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
14	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
15	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
16	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
17	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
18	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
19	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
20	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
21	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
22	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
23	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
24	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

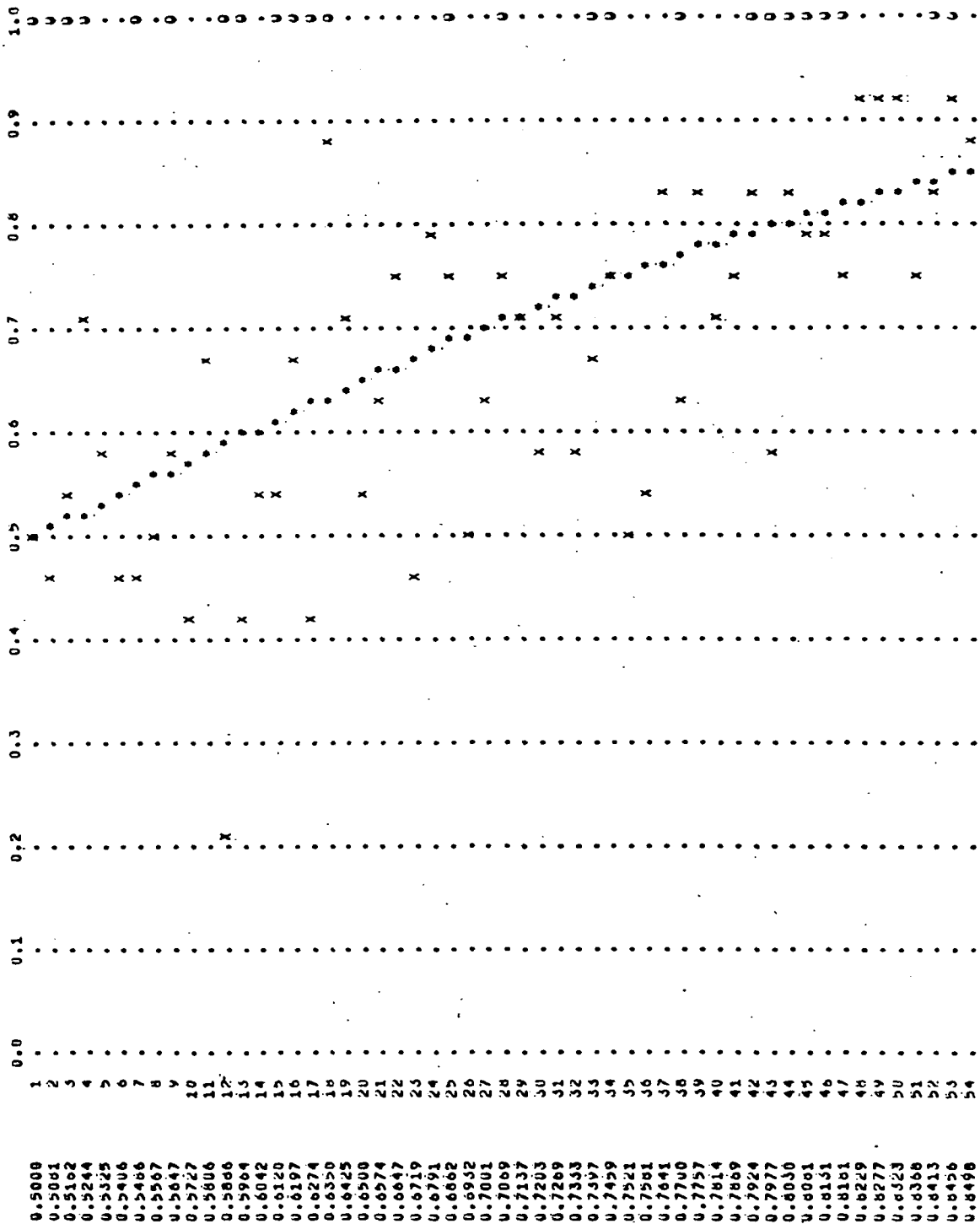
BYAN JUTALOM
UJORSBŐLVALI
SALJUALI

SÄMMETRIKUS 4 OPERATORON LINEARIS MODELL

(EUTSEK ALFA VALTUZAT)

P KISEKLET ALFA 1 ALFA 2 PI 1 PI 2 MIRA 1 MIRA 2

0.0000 1 -24 0.9350 1.0000 0.0000 0.5000 0.0939 0.0165

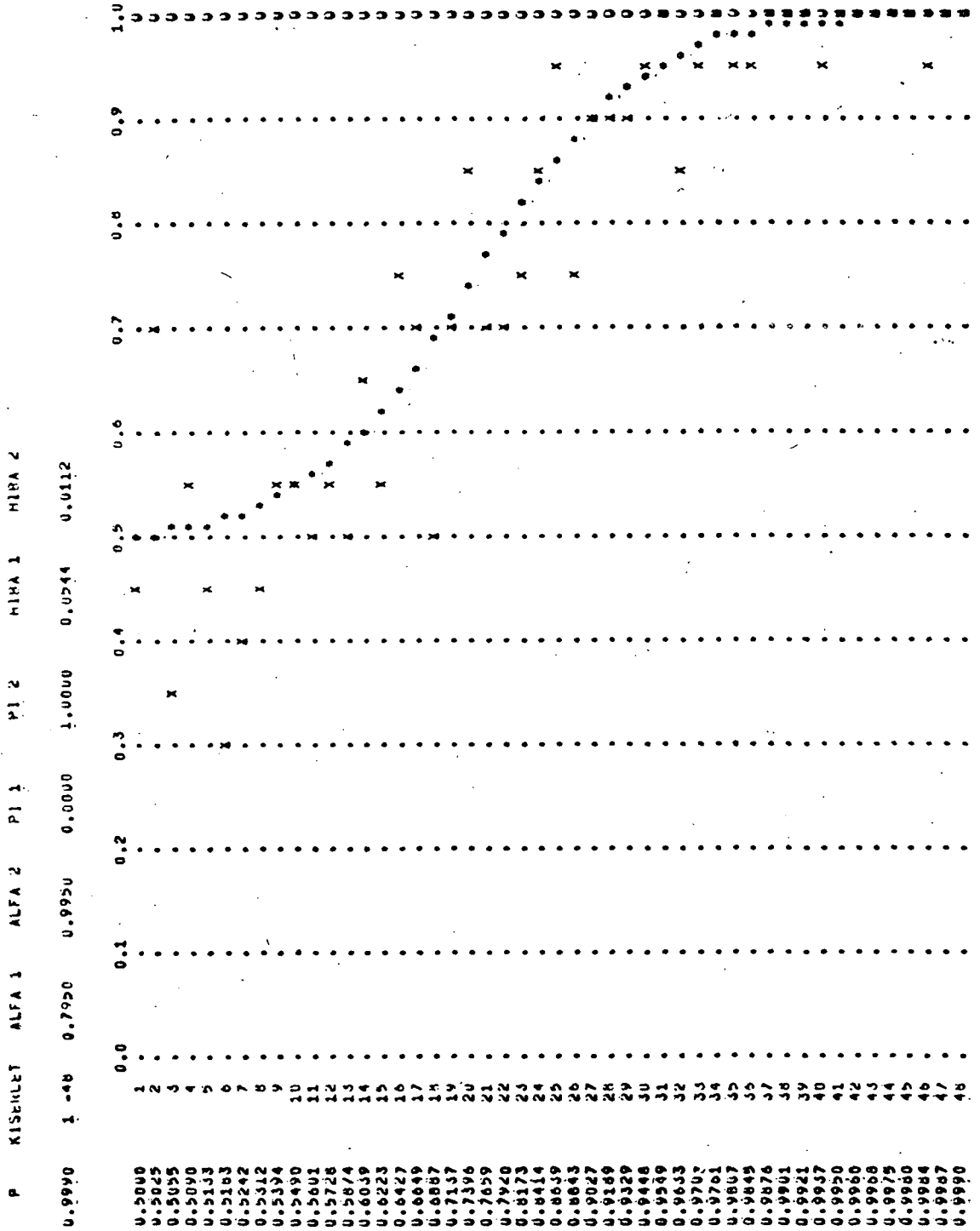


III. KISÉRLET ADATAI 1. RÉSZ
 1-48 MEUSZERKÉZET 100%-US JOBBOLDALI JÚTALOM
 49-96 1. ÁTTARULÁST 100%-US BALOLDALI JÚTALOM

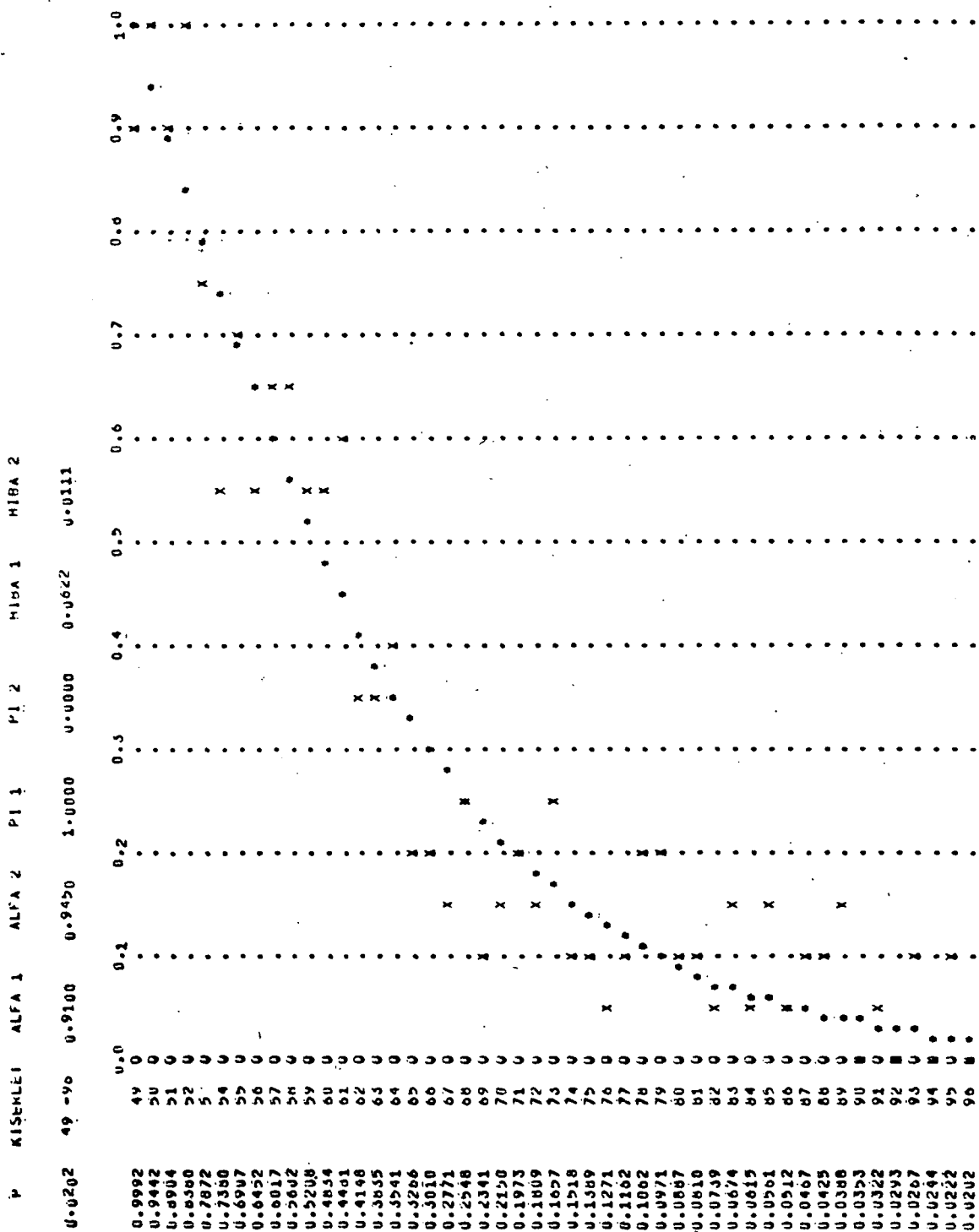
	10	20	30	40	50	60	70	80	90
1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
2	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
3	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
4	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
5	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
6	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
7	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
8	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
9	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
10	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
11	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
12	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
13	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
14	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
15	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
16	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
17	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
18	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
19	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
20	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

0=JURRÓDVAL
 .8BALULVAL

SZIMMETRIKUS 4 OPERÁTORUS LINEÁRIS MÓDELL
(MÓDUSÍTOTT VALTÓZAT)

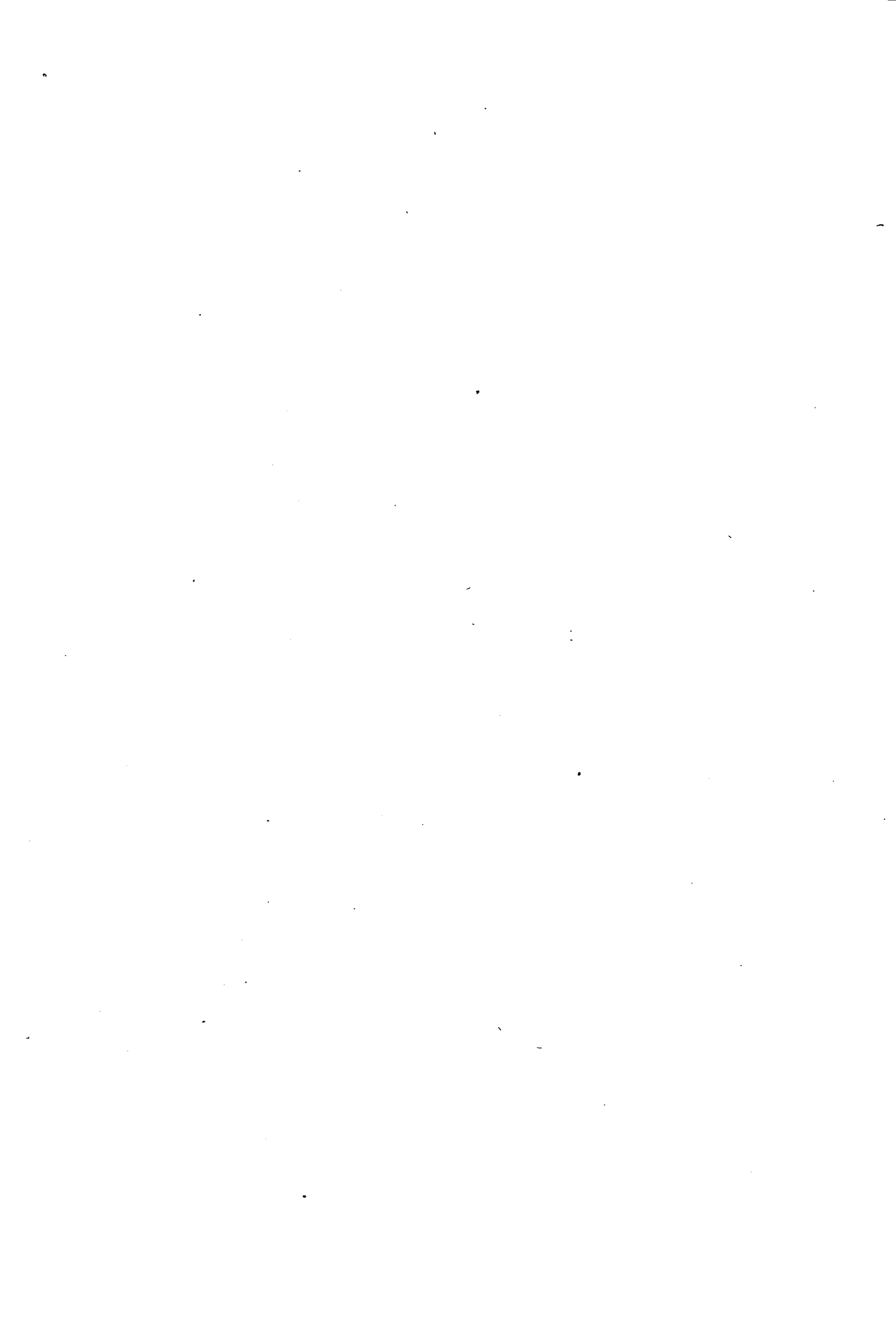


SZIMMETRIKUS 4 OPERÁTOROS LINEÁRIS MODELL
(VÁLTOZÓ OPERÁTOROS VÁLTOZAT)



Irodalom

- (1) Bush, R. R., and Mosteller, F.: Stochastic models for learning. New York: Wiley, 1955.
- (2) Galanter, E. and Bush, R. R.: Some T-maze experiments. In Studies in mathematical learning theory, 1959.
- (3) Brunswik, E.: Probability as a determiner of rat behavior. Journal of Experimental Psychology, 25: 175-197. (1939)
- (4) Kardos, L., Mario Zanfolin, Giorgio Poli: Lokomociós tanulás és téri orientáció II. Ekviterminális alternatív utak jelentősége a tanulásban. Magyar Pszichológiai Szemle, 26, 1969.
- (5) Edwards, W.: Probability learning in 1000 trials. J. exp. Psychol, 62: 385-394, 1961.
- (6) Handbook of mathematical psychology. Vol. II. 1963.
- (7) Tembrock, G.: Állatlélektan. Gondolat, 1966.
- (8) Marler, P., Hamilton, W.: Az állatok viselkedésének mechanizmusai. Mezőgazdasági Kiadó, 1975.
- (9) Thorpe: Learning and instinct in animals. 1963.
- (10) Farkas András: Az olfaktorikus apparátusra alapozott lokomóció modellje. (Állatpszichológiai kísérletek számítógépes szimulációja.) 7. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1976.



Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola és
Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola

Az elektromyogramm számítógépes értékelése

Illyés Sándor, Tóth János és Molnár Ervin

Az utóbbi években az elektromyogramm értékelésére egyre szélesebb körben alkalmazzák a számítógépet.

Az eddigi tapasztalatok és eredmények biztatóak, várható, hogy a számítógép alkalmazása ezen a területen is új perspektívákat nyit meg az experimentális és a diagnosztikus munka számára.

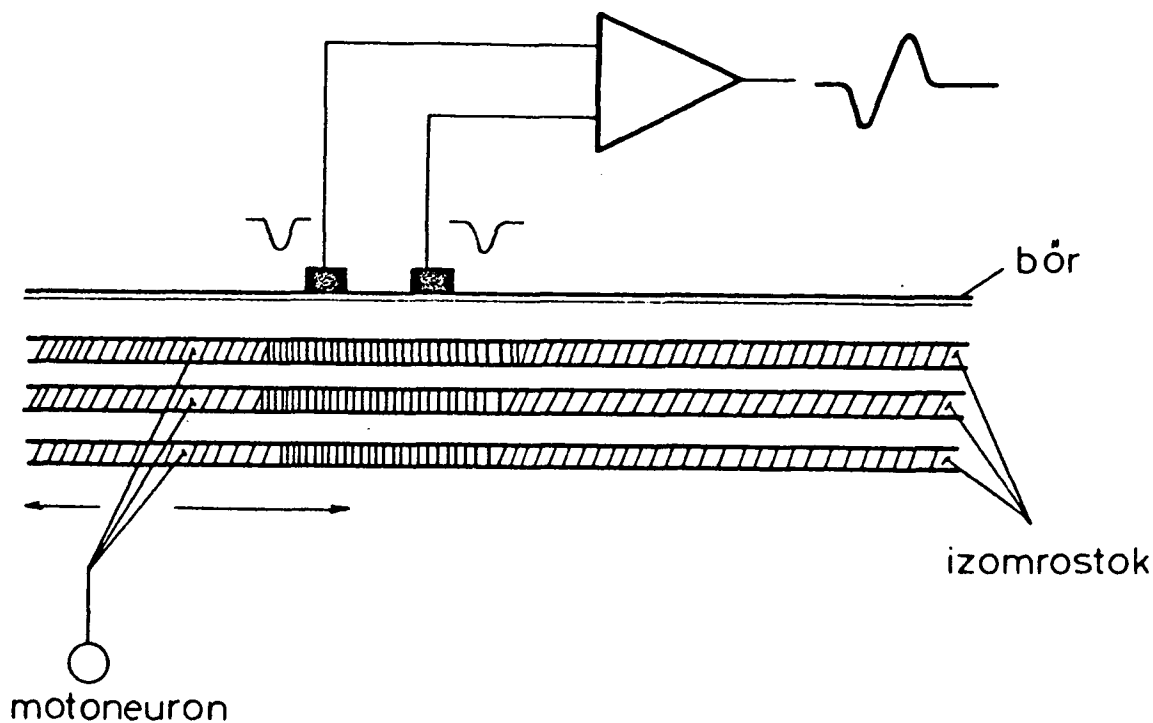
Napjaink szakirodalmában azonban még az utkeresés gondolatai tükröződnek, és a számítógéppel nyerhető új eredmények bemutatása mellett jelentős helyet foglalnak el a számítógépes feldolgozás metodikai problémái is. A számítógép alkalmazása jelenleg nemcsak a jelfeldolgozás régi problémáit oldja meg, hanem számtalan új metodikai kérdést is felvet. Bár ezek megválaszolására a felhasznált számítógépek teljesítő képességétől és kiépítettségétől függően különböző lehetőség adódik, a megközelítési módokban néhány közös vonás már kezd kidomborodni.

A jelen dolgozatban összefoglaljuk az irodalomban közölt számítógépes eljárások főbb elveit és saját korábbi metodikai kísérleteink tapasztalatait.

1. Az elektromyogramm

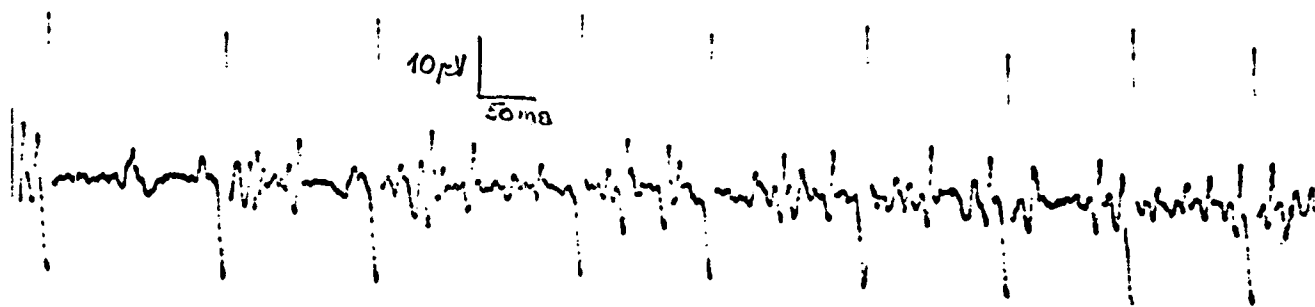
A feldolgozandó elektromyográfiai jel leggyakoribb formája a motoros egység potenciál.

A motoros egység egy motoneuron, a motoneurontól az izomrostokig futó idegrostok és az idegrostok által beidegzett nagyszámu izomrost funkcionális, működési egysége (1. ábra).



1/a. ábra

A motoros egység vázlata és a motoros egység potenciál kialakulása bipoláris elektróda elrendezéssel



1/b. ábra

Motoros egység potenciál jelsorozat. Az ábrán egy nagy amplitudóju és több kisebb amplitudóju motoros egység potenciál látható. A nagy amplitudóju egység folyamatosan működik, a kisebb amplitudóju egységek működése szabálytalan

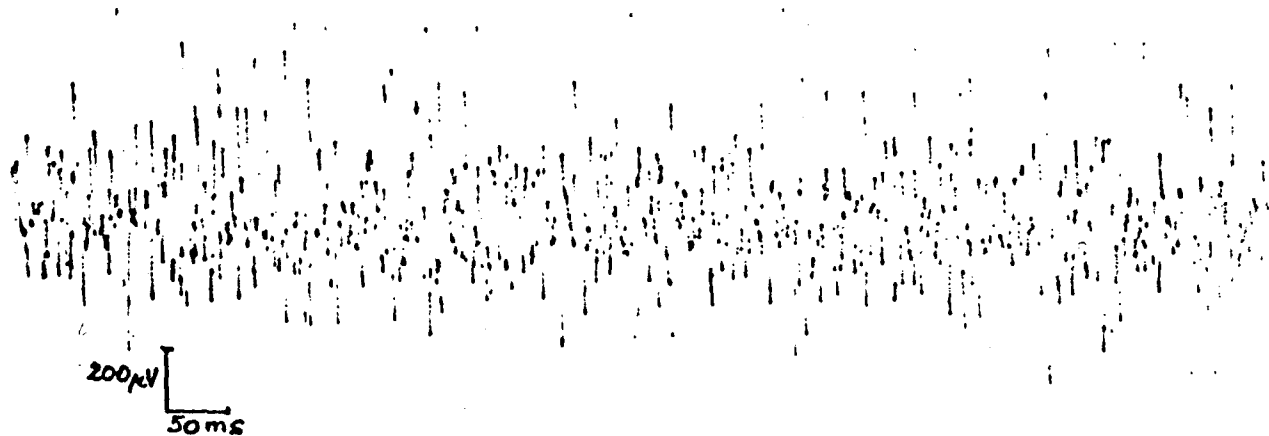
A motoneuron kistülsége, ingerületi állapota végig terjed az idegroston, majd az idegrost végén szerteágazva kisebb-nagyobb idői késéssel ráterjed az izomrostokra és ingerületbe hozza a motoneuronhoz tartozó izomrostokat. Az izomrostok ingerületi állapota az idegrosttal való érintkezés helyétől végigfut az izomrost két vége felé 1.5 - 5 m/sec-os sebességgel.

Az izomrost ingerületben lévő része az izomrost külső felszínén negatív töltésűvé válik, a környező szövetekhez, illetve az izomrost más részeihez viszonyítva. Az izomroston végigfutó ingerületi állapot tehát leegyszerűsítve egy negatív töltéshullámnak fogható fel. A környező szövetek vezetőképességétől függően az izomrost negatív állapotban lévő része és a környező részek között töltésáramlás indul meg, s a negatív töltéshullám előtt, illetve után pozitív töltésű részek alakulnak ki. Ezért finomabb elemzéssel az izomrost ingerületi állapotáról háromfázisú elektromyográfiai jel nyerhető. A jel első fázisa kis amplitudójú pozitív hullám, a jel középső fázisa nagy amplitudójú negatív hullám és a jel befejező fázisa ismét kis amplitudójú pozitív hullám. Ha ezt az elektromos potenciál változást két olyan elektróddal vizsgáljuk, melyek mindegyike egyidőben van bent ebben a potenciál mezőben, akkor bipoláris elvezetésről beszélünk. A bipoláris elektróda a potenciál mező két pontja közötti potenciál különbség elvezetésére alkalmas. Monopoláris elvezetésnél csak az egyik elektróda helyezkedik el a potenciál mezőben, a másik elektróda a test valamilyen semleges pontjára kerül. A monopoláris elektróddal az ingerületi állapottal együttjáró potenciál változások egyfázisú negatív jel, kétfázisú negatív-pozitív, vagy pozitív-negatív jel, vagy háromfázisú pozitív-negatív-pozitív jel formájában vezethetők el. A bipoláris jel leggyakrabban kétfázisú, de többfázisú jelek is előfordulhatnak (17).

Az egy motoros egységhez tartozó izomrostok az izomban közel helyezkednek el egymáshoz. Mivel ezeknek a rostoknak a felszínén nagyjából egyidőben azonos potenciál változások játszódnak le, ezek a potenciál változások összegeződnek. Az azonos motoros egységhez tartozó izomrostok nagyjából egyidejű akciós potenciáljaikból alakul ki az elektromyográfia leggyakrabban vizsgált elektromos jele, a motoros egység potenciál (3).

Megfelelő kísérleti feltételek mellett a motoros egység potenciál elemi jelei az egyes izomrostok izolált akciós potenciáljai is elvezethetők (10,22,38).

Ha több motoneuron sül ki egyidőben és az egymás mellett elhelyezkedő izomrost csoportokon kisebb-nagyobb időbeli eltéréssel alakulnak ki ingerületi állapotok, illetve tovaterjedő potenciál mezők, akkor ezek a potenciál mezők interferálódnak és az elektródák az interferencia eredményeképpen kialakuló potenciál értékeket vezetik el. Az így nyert elektromyográfiai jel az interferencia görbe, amely több, időben érintkező motoros egység potenciál kölcsönhatásából alakul ki (2. ábra).



2. Számítógépes eljárások az elektromyogramm értékelésére

a.) Izomrost potenciálok.

Gath és Stalberg (12) módszere a fotoregisztrálást, a manuális és a számítógépes feldolgozást összekapcsolja. Az eljárás során $25 \mu\text{m}$ átmérőjű tüelektródákkal vezetik el egyes izomrostok akciós potenciáljait, majd ezeket egy tároló oszcilloszkóp képernyőjén egyenként lefényképezik. A fényképeket felnagyítják és a jel amplitudó értékeit $10 \mu\text{sec}$ undumonként (100.000 Hz-es mintavételezéssel) manuálisan lemérik. Az így kapott adatokat lyukkártyára viszik és számítógépen dolgozzák fel. Gath és Stalberg (12) dolgozatukban 12-15 jel alapján megállapított adatokat közölnek.

b.) Motoros egység potenciálok.

A potenciál alak kvantifikálása Gath és Stalberg (12) módszerével igen időigényes és ezért ez a módszer nagyszámu kísérleti adat feldolgozására nem alkalmas.

A számítógépes feldolgozás előnyei akkor jelentkeznek, ha az analóg jelet nem manuálisan, hanem gépi uton digitalizálják, és a digitalizált jelet gépi uton viszik be a számítógépbe. Bár ezek a lépések ma már rutin eljárásoknak számítanak, a humán operátor jelértékelő szerepének átruházása a számítógépre az elektromyográfiai jelek feldolgozásakor jelenleg még komoly nehézséget jelent.

Ennek oka elsősorban az, hogy az elektromyogramm többnyire nem egy motoros egység potenciál periódikusan ismétlődő jelsorozatából áll, hanem több motoros egység potenciál jelsorozatából, vagy pedig egy ismétlődő motoros egység potenciál és egy változó interferencia komponens összegeztet jeléből.

Az egyes motoros egység potenciál alakok felismerése, azonosítása és megkülönböztetése a papíron regisztrált analóg jelen rátekin-téssel viszonylag egyszerű. A megfigyelő szimultán képet kap egy hosszabb analóg jelgörbéről és a görbét jelentéssel rendelkező egységekre, alakokra tagolja a vizuális észlelés törvényszerűségei szerint.

A számítógép számára a legnehezebb feladat ennek az emberi teljesítménynek a leutánzása, a "minták", "jelalakok" felismerése a potenciál görbe ismétlődő variációiban.

A motoros egység potenciál maximum 20-25 msec hosszú jelalak-ját digitalizálás során többszáz pontra bontják. Az egymás után következő motoros egység potenciáloknál a jel ugyanazon időpontjain mért amplitudó értékek szóródást mutatnak és az egyes pontokon mért ingadozások egymástól függetlenek. Ezért ugyanannak a motoros egységnek az elektromos jele minden ismétlődéskor kisebb-nagyobb módosulással jelenik meg.

Az analóg jelgörbén változó alakokkal és nem teljesen szabályos időközönként visszatérő motoros egység potenciálok felismerésére többféle eljárás alakult ki.

Bergmans (4,5,6,7,8) eljárása több lépésben oldja meg a motoros egység potenciál felismerését. A program az első lépésben az A/D konvertálás után amplitudó komparálást végez, és a jelsorozatból kiválasztja a beállított komparálási szintnél nagyobb amplitudójú jeleket. A következő lépésben a kiválasztott jelekből hatos csoportokat képez és mindegyik csoportban az első jelet egyenként összehasonlítja a következő öttel. Ha az öt között az első jellel megegyező jelet talál, akkor ebből a két jelből átlagot képez és a továbbiakat ehhez hasonlítja. Ha az összehasonlításkor valamennyi jel eltérőnek bizonyul, akkor ezek a jelek a további feldolgozásból kiesnek.

A következő lépésben a program azokat a motoros egység potenciálokat, amelyekből az egy hatos csoportban legalább két azonosat sikerült találni, tárolja. A tárolás külön szempontja az, hogy csak a korábban tároltaktól eltérő motoros egység potenciál pár kerül tárolásra. Öt motoros egység potenciál tárolása után ezek megjelennek az oszcilloszkóp ernyőjén, ahol a vizsgáló ellenőrzi az előző lépéseket és egyenként eldönti, hogy a kijelölt potenciál alak további feldolgozásra alkalmas-e. További feldolgozás során a kijelölt potenciáloknál a számítógép leméri ezek időtartamát, amplitudóját, fázisainak és csúcseinak számát és az indító fázis polaritását.

Magora és Gonen (28) ettől eltérő módszere azon a feltevésen alapul, hogy meghatározott kisülés számon (30-50) belül a motoros egység potenciálok állandó időközökkel követik egymást. Ezért, ha a jelsorozatból az ismétlődési frekvenciának megfelelő frekvenciával (kb. 30-70 Hz) emelünk ki jelszakaszokat, akkor ezzel automatikusan izolálunk kb. 5-20 azonos motoros egység potenciált a többi jeltől. Ezeknek az izolált mintáknak a kiátlagolásával vizsgálhatóvá válik a motoros egység potenciál jelalakja. Gath (11) eljárása rokonságot mutat Magora és Gonen (28) módszerével. Gath is abból indul ki, hogy az egymás után következő potenciálok szabályos időközzel követik egymást, azonban ezt az intervallumot Magorától és Gonen-től eltérően nem állandónak, hanem normál eloszlású valószínűségi változónak tartja. Ennek alapján arra dolgoz ki eljárást, hogy meghatározott időintervallum ablakkal vegyen mintát a jelsorozatból. Módszere szimulációs helyzetben a jelek 80 %-ának helyes kiválasztását biztosította. Gath (11), valamint Magora és Gonen (28) eljárás-

sa a motoros egység potenciálokat nem jelalakjuk, hanem megjelenésük időpontjának valószínűsége alapján próbálja kiválasztani a jelsorozatból. E módszerek előnye a humán operátor szerepének teljes kiiktatása, hátrányuk viszont a motoros egység potenciálok kiválasztásában jelentkező bizonyos mértékű pontatlanság.

Lee és White (24) eljárásában újra jelentős szerep jut a humán operátornak. Az eljárás első lépésében a számítógép 40 msec-os mintát vesz azokból a jelekből, amelyek pozitív vagy negatív csúcsa az alapvonalhoz viszonyítva $100 \mu V$ -nál nagyobb. A következő lépésben az így izolált 40 msec-os szakaszon a számítógép megkeresi a jel kezdetét és végét, majd leméri a jel időtartamát, valamint csúcstól-csúcsig terjedő amplitudóját. A jel kezdetének 0,6 msec alatt $20 \mu V$ -os, végének pedig 1,6 msec alatt $4 \mu V$ -os potenciál változás a kritériuma. Nyolc jel kezdetének és végének bejelölése után a jelek képernyőn jelennek meg és a vizsgáló ellenőrzi, hogy a jel valóban motoros egység potenciál-e, és a jel végpontjainak bejelölése megfelelő-e. A számítógép ezután 30-50 megfelelőnek talált jel amplitudójának és időtartamának átlagát és szórását számítja ki és kirajzolja ezeknek az adatoknak a gyakorisági megoszlását. Ennél az eljárásnál nem követelmény az, hogy ugyanannak a motoros egységnek 30-50 potenciálját átlagoljuk, ezért az összesítendő motoros egység potenciálok jelalakja igen eltérő is lehet.

Prochazka és mtsai (39) módszere négy különböző jelalak egyidejű vizsgálatát és elkülönítését teszi lehetővé. Az értékelés első lépésben a vizsgáló négy különböző motoros egység potenciál jelalakot jelöl meg a képernyőn lassan futó jelsorozatban, megadva a jelek kezdőpontját. A következő lépésben a számítógép a jelsorozat minden részét összehasonlítja a kiválasztott négy mintával és meghatározott szintű megegyezés esetén megállapítja az azonosságot. Az azonosnak talált jeleket folyamatosan átlagolja és így a négy minta jelalak egyre tipikusabbá válik. A számítógép a feldolgozás során folyamatosan méri és rögzíti az azonosnak talált jelek között eltelt időt. Az idők folyamatos kiírásakor a számítógép visszahívja a képernyőre azokat a potenciálokat, amelyeket a négy mintával nem sikerült azonosítani, és ezekben az esetekben a vizsgáló a vizuális összehasonlítással végzi el a besorolást vagy a kizárást.

c.) Az interferencia görbe.

Az interferencia görbe vizsgálatának diagnosztikus jelentősége a klinikai elektromyográfiában kevésbé tisztázott, mint a motoros egység potenciálok vizsgálatának diagnosztikus értéke. Az előzőekben láttuk, hogy a megalapozó fiziológiai folyamatokról a motoros egység potenciál amplitudója, időtartama, gyakorisága hordozza a legtöbb információt. Ezeknek az adatoknak a diagnosztikus jelentőségét Norris (37) táblázatával szemléltetjük (1. táblázat).

A szakirodalomban nincs egységes felfogás arról, hogy az interferencia görbe mely paramétereinek elemzésével lehet fiziológiai szempontból fontos információkhoz jutni.

Legegyszerűbb az interferencia görbe, görbe alatti területének integrálással képzett ún. integrált elektromyogramm értékeinek a kiszámítása. Ezek az értékek szoros összefüggést mutatnak az izom aktuális összteljesítményével, az izomerő kifejtés szintjével és az izomrövidülés sebességével.

Az integrált elektromyogramm képzése számítógép nélkül is megoldható, ezért a számítógépes feldolgozásoknál a kutatók ezen túlmenően más paraméterek kimunkálására is kísérletet tettek.

Magora és Gönen (29, 30, 31) szerint az interferencia görbe csúcsai az interferencia görbében összesződő motoros egység potenciálokra utalnak. Eljárásukban ezért az interferencia görbe $50 \mu\text{V}$ -ot meghaladó pozitív részein megkeresik a görbének azt a pontját, ahol átlépi a nullvonalat, illetve ahol a negatív tartományba tér vissza. Ezen a szakaszon leszámítatják a csúcokat, mivel az a patológiás állapot jellemzője lehet. Hirose és Soube (14) az interferencia görbe $100 \mu\text{V}$ -nál nagyobb maximum és minimum csúcsait tekinti a feldolgozás szempontjából fontosnak. A maximum pontot és a következő minimum pontot potenciál egységnek definiálják és számítógépes eljárással mérik ezeknek az egységeknek a számát, amplitudóját és a köztük eltelt időt.

Kopec és mtsai (23) kettős komparálással határozták meg az interferencia görbéből elkülönítendő egységeket. A görbe azon részein, ahol a görbe a $100 \mu\text{V}$ -os komparálási szintet átlépte, gépi uton bejelölik az ezt megelőző és az ezt követő $20 \mu\text{V}$ -os szint átlépés helyét,

	A motoneuron degenerációja	Neuropátia	Gyulladásos miopátiák	Izom disztrófia	Mioton disztrófia	Miaszténia grávisz
1. Redukált interfe- rencia minta	96 %	100 %	4 %	4 %	0 %	0 %
2. A motoros egység po- tenciál időtartamának rendellenessége +/	növekedés 76 %	növekedés 77 %	csökkenés 100 %	csökkenés 86 %	csökkenés 73 %	csökkenés 30 %
3. A motoros egység po- tenciál amplitudójá- nak növekedése	65 %	50 %	0 %	0 %	0 %	0 %
4. Bizarr motoros egység potenciálok	hosszu 90 %	95 %	rövid 80 %	rövid 82 %	rövid 100 %	rövid 100 %
5. Abnormális inzerációs aktivitás	68 %	86 %	80 %	27 %	100 %	0 %
6. Fibrilláció	68 %	86 %	68 %	18 %	/miotonia/	0 %
7. Pozitív denervációs potenciál	21 %	36 %	0 %	0 %	0 %	0 %
8. Abnormális szinkro- nizáció	100 %	50 %	0 %	0 %	0 %	0 %

+/ 20 motoros egység átlagértéke a normális átlagértéknél 10 %-kal nagyobb vagy kisebb.
Humphrey és Shy /1962/ 159 esete alapján.

1. táblázat

és e két pont közötti időtartammal azonos hosszúságú négyszögjelet képeznek. Ezen a szakaszon külön leszámoltatják a $40\mu\text{V}$ -nál nagyobb amplitudójú polaritás változásokat is. A gépi uton előállított időtartam és amplitudó váltás adatokat számítógép segítségével dolgozzák fel.

Az interferencia görbe legsokoldalubb számítógépes értékelésének módszerét Grieve és Cavanagh (13) dolgozta ki.

Eljárásuk első fázisában a digitalizált görbét időegységenként átlagolták és az alapvonal ingadozásait követő alapvonalat képezték. Ezután az alapvonal mindkét oldalán feldolgozták a görbe és az alapvonal közti terület integrált értékeit. Ezzel egyidőben a görbe $35\mu\text{V}$ -os amplitudónál nagyobb amplitudójú szakaszain leszámoltatták a görbe pozitív-negatív, illetve negatív-pozitív fordulópontjainak számát és mérték minden fordulópont alapvonalhoz viszonyított amplitudóját. A fordulópontokat, amplitudókat és integrált elektromyogram értékeket másodpercenként összegezték, és számítógépes feldolgozással vizsgálták e három mérőszám kapcsolatát.

Az interferencia görbe kialakulásának jobb megértését szolgálják Lee és mtsai (25), valamint Agarwal és Gottlieb (1) vizsgálatai, melyekben a számítógépes feldolgozás lehetőségei már erősen érvényre jutnak.

Lee és mtsai (25) azt a helyzetet elemezték, amikor a motoros ideg egyszeri elektromos ingerlésével egyidőben sok motoros egységen alakul ki potenciál és ez a nagyszámu, csaknem egyidejű potenciál összegeződik. Mivel a különböző motoros egységeket beidegző motoros rostok vezetési sebessége eltérő, az egyszeri elektromos ingerlés által kiváltott ingerületi hullám kisebb-nagyobb idői késéssel éri el az izmot és váltja ki az egyes motoros egységek potenciáljait. Minél nagyobb a motoros egység potenciálok kiváltásának időbeli szóródása, annál hosszabb lesz a belőlük összegeződő közös potenciál időtartama. Lee és mtsai (25) a különböző idői késéssel kialakuló motoros egység potenciálok összegeződését számítógéppel szimulálták és jó megegyezést találtak a szimulált és az empirikus értékek között.

Agarwal és Gottlieb (1) a motoros egység potenciál jellemző jelalakját és ismétlődési idejét figyelembe véve 5-60 motoros egység egyidejű működését szimulálva számítógép segítségével szintetikus interferencia görbét állított elő. A szintetikus görbe Fourier elemzése jó megegyezést mutatott a regisztrált interferencia görbe Fourier elemzésével.

d.) A simaizom elektromos tevékenysége.

A simaizmok működését az eddig tárgyaltaktól lényegesen eltérő kevésbé ismert elektromos potenciál változások kísérik. Ezen a területen ezért uttörő jelenségűnek számít Doyle és mtsai (9) kutatása, akik a hólyag és a végbél záróizom kontrakciójakor keletkező elektromos jelek frekvencia spektrumát elemezték számítógép segítségével.

3. Saját számítógépes eljárásaink

Módszereink kidolgozását két évvel ezelőtt kezdtük meg és első tapasztalatainkról 1974 őszén számoltunk be (16).

Eljárásaink négy körülmény figyelembe vételével készültek.

a.) a módszerek TPAi kisszámítógép adottságaihoz igazodtak és a hozzá csatlakozó rendszer aktuális kiépítettségét vették figyelembe,

b.) valamennyi eljárással pszichofiziológiai kísérletekben ép kísérleti személyekről elvezetett elektromyográfiai jelek feldolgozását kívántuk megvalósítani,

c.) a feldolgozásra kerülő elektromyográfiai jelek döntő többségét felszíni elvezetéssel nyertük, ezért a jelsorozat frekvencia komponensei alacsonyabbak voltak, mint a tüelvezetéssel kapott jelek frekvencia komponensei,

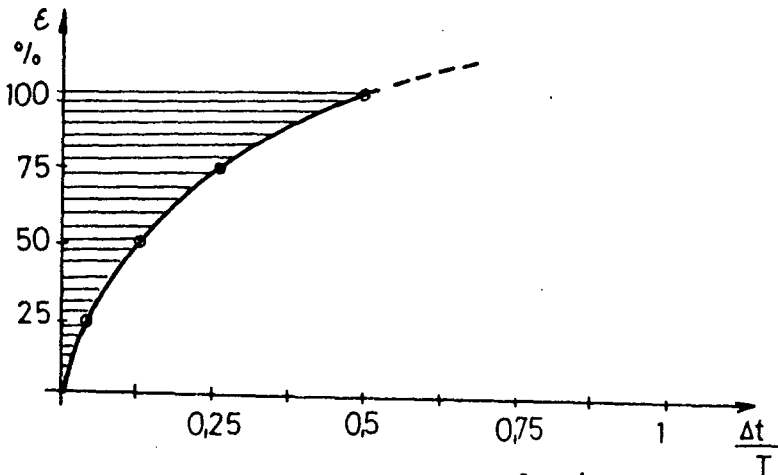
d.) az alakfelismeréssel szemben támasztott követelményeket jelentősen csökkentettük azáltal, hogy biofeedback módszerrel olyan felvételeket készítettünk, amelyek csak egy motoros egység potenciál jeleit tartalmazták, vagy amelyeken a domináns motoros egység potenciál jelsorozat és a háttértevékenység viszonya a feldolgozás szempontjából kedvező volt (15).

Az elektromyográfiai jelek közül legtöbbet foglalkoztunk a motoros egység potenciál vizsgálatával.

Kiinduló lépésként alapprogramot dolgoztunk ki, amely a motoros egység potenciál három fő paraméterének a csucstól-csucsig mért fel- és lefutó amplitudóknak, a csucstól-csucsig mért fel- és lefutási időknak, valamint az egymást követő maximumok és egymást követő minimumok közti időknak mérését biztosította (16).

Módszerünk kidolgozásakor külön foglalkoztunk a mintavételezési gyakoriság és zajkorlát meghatározásának szempontjaival (16, 18).

A mintavételi gyakoriság akkor megfelelő, ha a statisztikai értékelés becsült hibája nem nagyobb 1 %-nál. A becsült hiba jelleggörbáját a 3. ábra mutatja be.



3. ábra

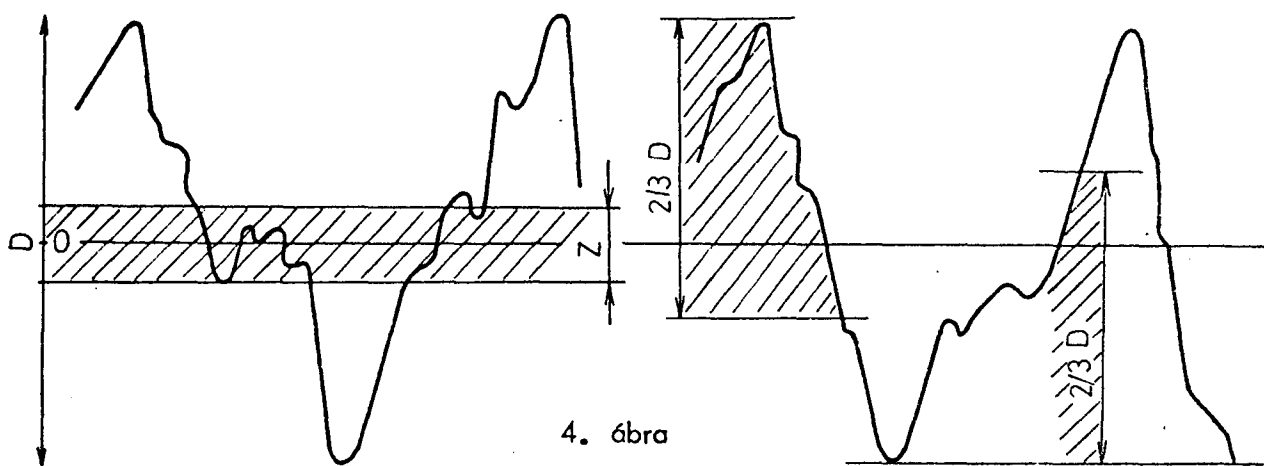
Feltételezve, hogy a vizsgált jelből szűrővel eltávolítjuk a 300 Hz feletti összetevőket, és $\Delta t = 1$ msec-os mintavételi gyakoriságot alkalmazunk, az 1 %-os alsó hibakorlát eléréséhez 5 sec-os vagy ennél hosszabb szakasz értékelése szükséges. Ezt figyelembe véve 8 sec hosszúságú jelsorozatokot értékeltünk.

Foglalkoztunk annak az alapvonal környezetében huzódó zajsávnak a meghatározásával is, amelyen belül előforduló csucsokat a maximum és minimum pontok keresésekor figyelmen kívül a-

kartuk hagyni. Ennek a sávnak a kijelölésére kétféle zajkorlátot vezetünk be.

Az egyik a korábban ismertetett eljárásokban alkalmazott amplitudó diszkrimináció elvén működő statikus zajkorlát, amely a nullvonalhoz képest fixen rögzített.

A másik, az általunk bevezetett új dinamikus zajkorlát, amely együtt mozog a mérési adatokkal és az aktuális maximum és minimum pontoktól függően jelöli ki a feldolgozás szempontjából letiltott sávot (4. ábra).



4. ábra

A zajkorlát értékek minden jel feldolgozásakor külön meghatározhatók. A megfelelő zajkorlát megválasztásához a feldolgozandó jel dinamikáját kell figyelembe venni. Korábbi ellenőrző vizsgálatainknál a teljes dinamika $2/3$ -ára választott zajkorláttal kaptuk a legjobb eredményt (41, 21, 42, 47).

A motoros egység potenciál paramétereit vizsgáló alapprogramunkkal a fáradtság hatását elemeztük a motoros egység potenciál jelalakjára. Több kísérleti személynél ugyanannak a motoros egységnek 10-15 perces folyamatos működtetése közben az 1., 5., 10. és 15. percben 30 mp-es szakaszon előforduló motoros egység potenciálok paramétereinek gyakorisági eloszlását vizsgáltuk meg. A kapott eloszlások nem utaltak a fáradtság hatására (46, 43).

A motoros egység potenciál paramétereit vizsgáló alapprogram továbbfejlesztéséről a jelen kollokvium egyik következő előadásában számolunk be. (Molnár E., Tóth J., Illyés S.: A motoros egység potenciál paramétereinek összehasonlító számítógépes elemzése.)

A motoros egység potenciál tipikus jelalakját egy másik eredményesnek bizonyult megközelítéssel, a jelalak átlagolásával is megpróbáltuk megismerni (44).

Átlagoló eljárásunk jelenlegi formáját szintén a kollokviumon elhangzó egyik későbbi előadásunkban ismertetjük (45).

A teljesen vagy jól kivethetően elkülönülő motoros egység potenciálok tartalmazó jelsorozatok feldolgozására két speciális programot is készítettünk.

Az előző eljárásoknál a feldolgozandó jelek detektálását nem kellett gépi uton megoldani, mivel a felvételek a feldolgozandó jelek mellett csak kismértékű háttértevékenységet tartalmaztak (1. ábra).

Első speciális programunkkal ezért azt vizsgáltuk meg, hogy egy háttértevékenységgel erősebben elfedett motoros egység potenciál jelalak gépi uton szisztematikusan felismerhető-e?

Mintafelismerő algoritmusunk lényege a korrelációs együtthatóhoz hasonlóan definiált hasonlóság-mérték volt. A vizsgált jelsorozatból kiválasztottunk egy motoros egység potenciált tartalmazó 20-50 msec-os szakaszt, majd ezt a szakaszt referenciának tekintve kiszámítottuk a teljes felvétel egyes szakaszai és a referencia-minta közti hasonlóság mértékét. A számolást a teljes, digitalizált jelsorozaton pontonként elcsusztatott szakaszhatárokkal végeztük. Ha a kapott hasonlóság mérték (ami a korrelációs együtthatóhoz hasonlóan normált és -1 - $+1$ zárt intervallumba eső értékeket vehet fel) szignifikánsan egy közelébe esett, akkor a felvétel adott szakaszát és a referencia mintát hasonlóknak tekintettük. Ez az eljárásunk a motoros egység potenciál zajos felvételeken történő detektálására, valamint a detektált jel jellemző időbeli és amplitudó adatainak meghatározására alkalmas. Hátránya viszont a rendkívül nagy futásidő igény (33,34).

Második speciális programunkkal a motoros egység potenciál sorozat frekvencia spektrumát elemeztük. Ezzel a feldolgozással főleg metodikai jellegű kérdésekre kerestük a választ.

A vizsgálathoz 5-500 Hz, 5-1000 Hz és 5-5000 Hz-es szűrőállások mellett felvett azonos jelsorozatokat dolgoztunk fel. Minden felvételt 250, 500, 1000, 2500 és 5000 minta/sec-os mintavételezéssel digitalizáltunk. A motoros egység potenciálok teljesítmény spektrumának feldolgozására FOURIER-értelemben vett hagyományos soros működésű programot készítettünk.

A számítógépes frekvencia spektrum elemzéssel megállapítottuk, hogy a diszkrét Fourier felbontás akkor alkalmazható elektro-myográfiai jelek vizsgálatára, ha a mintavételi frekvencia a beiktatott felülvágó szűrő törési frekvenciájának többszöröse (4-5), ha azonos műszerek azonos beállítása mellett felvett jelsorozatokat hasonlítottunk össze, és az értékelésnél figyelembe vesszük a módszer okozta torzítások lehetőségét. Az 1000 minta/sec-os mintavételi gyakoriság csak akkor elégíti ki az első mintavételi határt, ha a beállított felülvágó szűrő törésponti frekvenciája 200 Hz körüli értékű. A motoros egység potenciálok teljesítményének döntő hányada a 20 Hz feletti komponensekben jelentkezik. Kis interferencia esetén az összteljesítmény növekedés mellett mind az alacsonyabb, mind a magasabb frekvenciák felé relatív növekedés tapasztalható. Nagyobb interferencia esetén az összteljesítmény további növekedése mellett, elsősorban a magasabb frekvenciájú komponensek relatív növekedése válik kifejezetté. Domináns frekvenciasávnak az elméletileg egymás mellé tett motoros egység potenciálok megfelelő frekvenciákat kaptunk meg, míg a motoros egység potenciálok ismétlődési idejének megfelelő komponensek két nagyságrenddel alacsonyabb értékkel, alig kimutathatóan jelentkezték (20).

Ismertetett eljárásainkból kitűnik, hogy számítógépes módszereink kidolgozásakor elsősorban a motoros egység potenciál fő paramétereinek, tipikus jelalakjának megállapítására és a jelalak felismerésére, illetve az ezekkel kapcsolatos metodikai kérdések tisztázására törekedtünk.

Az interferencia görbe elemzésére tehát kevesebb figyelmet fordítottunk és eddig csak egy programot dolgoztunk ki. Ennek az algoritmusnak az alapvető célja az interferencia jel nagyfokú fluktuációjából adódó zajszűrési probléma megoldása volt.

Az algoritmus a digitálizált felvételeket kétszintű szűréssel számította. Az első szűrést az adatbeolvasát követő $K = 2N + 1$ pontos, $L < K - 1$ fokú polinomos simitás adta. Itt különböző K és L értékekkel jellemzett szűrést próbáltunk ki, és a gyakorlatban a $K = 5$ pontos, $L = 2$ fokú simitás adta a legjobb eredményt.

Az így kapott simitott görbén lokális maximum és minimum helyeket (pozitív és negatív csucsokat) kerestünk, majd ennek alapján meghatároztuk a csucsok fel- és lefutási idejét. A simitott jelso-rozat még számos, nem szignifikáns csucsoat is tartalmazott, és ezek közül a második fokozatban alkalmazott szűrés választotta ki a tényleges csucsoat. A második szűrés a dinamikus zajkorlát alkalmazásán alapult, és lényege az volt, hogy a talált csucs utáni intervallumban (a következő csucsig) csak a csucs amplitudójának 20 %-ánál nagyobb változásokat tekintettük csucsnak. Az eljárás előnye az volt, hogy bizonyította simitási módszerek alkalmazhatóságát, valamint rendkívül kis futási idővel szolgáltatta a jel le- és felfutási idejének átlagértékeit (35).

Számítógépes eljárásaink továbbfejlesztésekor részben azoknak a feladatoknak a megoldásával szeretnénk foglalkozni, melyekről az ezután elhangzó két referátumban lesz szó, részben pedig a motoros egység potenciál ismétlődési idejének sokoldalú elemzését biztosító programok kidolgozására törekszünk.

Irodalom

- (1) Agarwal, G.C., Gottlieb, G.L.: An analysis of the electromyogram by fourier, simulation and experimental techniques. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1975. Vol. BME-22, No. 3, 225-229.

- (2) Altunk, S.S., Hhildress, C.T., Demund, S.M., McCall, W.D., Ash, M.M.: An interactive computer peripheral to measure the electromyographic silent period. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1976. 23.2. 160-164.
- (3) Basmajian, J.V.: *Muscles alive*. Baltimore 1967.
- (4) Bergmans, J.: Computer assisted on line measurement of motor unit potential parameters in human electromyography. *Electromyography* 1971. Nr.2. 161-181.
- (5) Bergmans, J., Rosselle, N., Verheyen, G., Schellens, L.: The kinetics of transmitter release in myasthenia gravis. I. An electrophysiological analysis of the storage of transmitter. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 1972. 12: 443-488.
- (6) Bergmans, J., Rosselle, N., Verheyen, G., Schellens, L.: The kinetics of transmitter release in myasthenia gravis. II. An elektrophysiological analysis of the replenishment of transmitter stores. *Electromyogr.clin.Neurophysiol.*, 1973. 13: 3-58.
- (7) Bergmans, J., Rosselle, N., Verheyen, G., Schellens, L.: The kinetics of transmitter release in myasthenia gravis. III. An electrophysiological analysis of the release of transmitter. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 1973. 13: 145-173.
- (8) Bergmans, J.: Computer-assisted measurement of the parameters of single motor unit potentials in human electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Ed: Desmedt, J.E.) Basel. 1973. Vol. 2: 482-488.
- (9) Doyle, P. T., Hill, D.W., Perry, I.R., Stanton, S.L.: Computer analysis of electromyographic signals from the human bladder and urethral and anal sphynocters. *Investigative Urology*, 1975. 13. 3. 205-210.
- (10) Ekstedt, J.: Human single muscle fiber action potentials. *Acta Physiol. Scand* 1964, Vol. 61. Suppl. 226.

- (11) Gath, I.: On the separation of semiperiodic superimposed point processes: application to electromyographic signals. *Comput. Programs Biomed.* 1975. 4.3. 137-143.
- (12) Gath, I., Stalberg, E.: Requency and time domain characteristics of single muscle fibre action potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1975, 39: 371-376.
- (13) Grieve, D. W., Cavanagh, P.R.: The quantitative analysis of phasic electromyograms. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, (ed) Desmedt, J.E., 1973. Vol. 2. 489-496.
- (14) Hirose, K., Soube, I.: Quantitative electromyography - A method by computer analysis. *Electromyography. clin. Neurophysiol.*, 1972. 12: 421-429.
- (15) Illyés, S.: A motoros egység működésének akaratlagos szabályozása. *Magyar Pszichológiai Szemle* 1974, 2: 159-175.
- (16) Illyés, S., Ivanyos, L., Tóth, J.: Akaratlagosan kiváltott motoros egység potenciálok számítógépes feldolgozása. III. Orvostechnikai Konferencia, Budapest, 1974, 182-186.
- (17) Illyés, S., Tóth, J.: A motoros egység potenciál monopoláris és bipoláris elvezetése. *Medicor News. Közlés alatt.*
- (18) Illyés, S., Ivanyos, L., Tóth, J.: Elektromyografiai jelek számítógépes feldolgozása. *Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola Évkönyve VIII. Közlés alatt.*
- (19) Illyés, S., Tóth, J., Molnár, E.: Az elektromyogramm számítógépes értékelése. 7. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1976.
- (20) Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Különböző hosszúsági és erő kifejtési szinten kapott EMG jelek Fourier elemzése. *Magyar EEG Társaság XIX. tudományos ülése, Sopron, 1975. (Előadás.)*
- (21) Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Elektromyografiai jelek számítógépes feldolgozásának problémái. IV. Mozgásbiológiai Szimpózium, Tihany, 1975. (Előadás.)

- (22) Jenerick, H.: An analysis of the striated muscle fiber action current. *Biophysical Journal*, 1964. Vol. 4. Nr.2. 77-91.
- (23) Kopec, J., Hausmanowa-Petrusewicz, J., Wolynski, M.: Automatic analysis in electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Ed.: Desmedt), Basel, 1973. Vol. 2. 477-481.
- (24) Lee, R.G., White, D.G.: Computer analysis of motor unit action potentials in routine clinical electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Ed.: Desmedt), Basel, 1973, Vol. 2. 454-461.
- (25) Lee, R.G., Ashby, P., White, D.G., Aguayo, A.J.: Analysis of motor conduction velocity in the human median nerve by computer simulation of compound muscle action potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1975, 39: 225-237.
- (26) Lissák, K., Grastyán, E., Karmos, Gy., Kellényi, L.: Gépi adattfeldolgozó eljárások jelentősége a biológiában és az orvostudományban. *Orvos és Technika*, 1965.III.5: 130-136.
- (27) Magora, A., Gonen, B., Hananzauberman: Computer analysis of some electromyographic parameters in normal extraocular muscles. *EMG and Clinic. Neurophysiology* 1969. Vol.9. Nr.3.
- (28) Magora, A., Gonen, B.: A new technique for the extraction of the activity of single motor units from the electromyography of maximal contraction. *Electromyography* 1970. Nr.2. 155-170.
- (29) Magora, A., Gonen, B.: Computer analysis of the shape of spike from electromyographic interference pattern. *Elektromyography* 1970. Vol.10.261-271.
- (30) Magora, A., Gonen, B.: Computer joint analysis of frequency and duration of spike during maximal contraction of extraocular muscles. *Electromyography* 1971. Nr.3-4. 405-411.

- (31) Magora, A., Gonen, B.: Clinical evaluation of the analysis of the shape of electromyographic spike. *Electromyography* 1972. Vol.12, Nr.3, 255-266.
- (32) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J.: Konverzációs software LABORHIBRID-TPAi kiszámítógépes rendszerre. 4.NJSZT Kollokvium, Szeged, 1973. 99-111.
- (33) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Számítógépes mintafelismerés EMG jelsorozatban. Magyar EEG Társaság XIX. tudományos ülése, Sopron, 1975. (Előadás.)
- (34) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J., Kóré, L.: Biológiai jelek amplitudó és időanalízise. 6. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1975.
- (35) Molnár, E., Ivanyos, L., Tóth, J., Illyés, S.: Az elektromyográfiai interferencia görbe számítógépes elemzése. Magyar EEG társaság XX.tudományos ülése, Esztergom, 1976.
- (36) Norris, F.H., Gasteiger, E.L.: Action potentials of single motor units in normal muscle. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1955. 7: 115-126.
- (37) Norris, F.H.: *The EMG. A Guide and Atlas for Practical Electromyography.* Grune - Stratton, New York, 1963.
- (38) Pierce, D.S., Wagman, I.H.: A method of recording from single muscle fibers or motor units in human skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 1964. 19: 366-368.
- (39) Prochazka, V.J., Conrad, B., Sindermann, F.: Computerized single unit interval analysis and its clinical application. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology.* (Ed: Desmedt, J.E.). Basel, 1973, Vol.2.462-468.
- (40) Tóth, J., Ivanyos, L., Molnár, E.: Biológiai jelek rögzítése és feldolgozása LABORHIBRID modulokat alkalmazó rendszerekkel. 4. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1973. 86-98.

- (41) Tóth, J., Ivanyos, L., Illyés, S.: A zajkorlát és a mintaszám jelentősége EMG jelek számítógépes feldolgozásánál. Magyar EEG Társaság XVIII. tudományos ülése. Szeged, 1974. (Előadás.)
- (42) Tóth, J., Ivanyos, L., Illyés, S.: Akaratlagosan kiváltott motoros egység potenciálok jelalakja és frekvenciája. Magyar EEG Társaság XIX. tudományos ülése. Sopron, 1975. (Előadás.)
- (43) Tóth, J., Illyés, S.: Terhelt izom elektromyogramjának számítógépes elemzése. V. Mozgásbiológiai Szimpózium 1976. Tihany, (Előadás.)
- (44) Tóth, J., Ivanyos, L., Molnár, E., Illyés, S.: A motoros egység potenciálok számítógépes átlagolása. Magyar EEG társaság XX. tudományos ülése. Esztergom, 1976. (Előadás.)
- (45) Tóth, J., Molnár, E., Illyés, S.: A motoros egység potenciál átlagértékei és szórásai. 7. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1976.
- (46) Tóth, J., Illyés, S.: Computer analysis of single motor unit potentials. Third Int. Symposium on motor control. Albena, 1976.
- (47) Tóth, J., Ivanyos, L., Illyés, S.: A zajkorlát és a mintaszám jelentősége EMG jelek számítógépes feldolgozásánál. Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola Évkönyve VIII. (Közlés alatt.)

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola és
Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola

A motoros egység potenciálok átlagértékei és szórásai

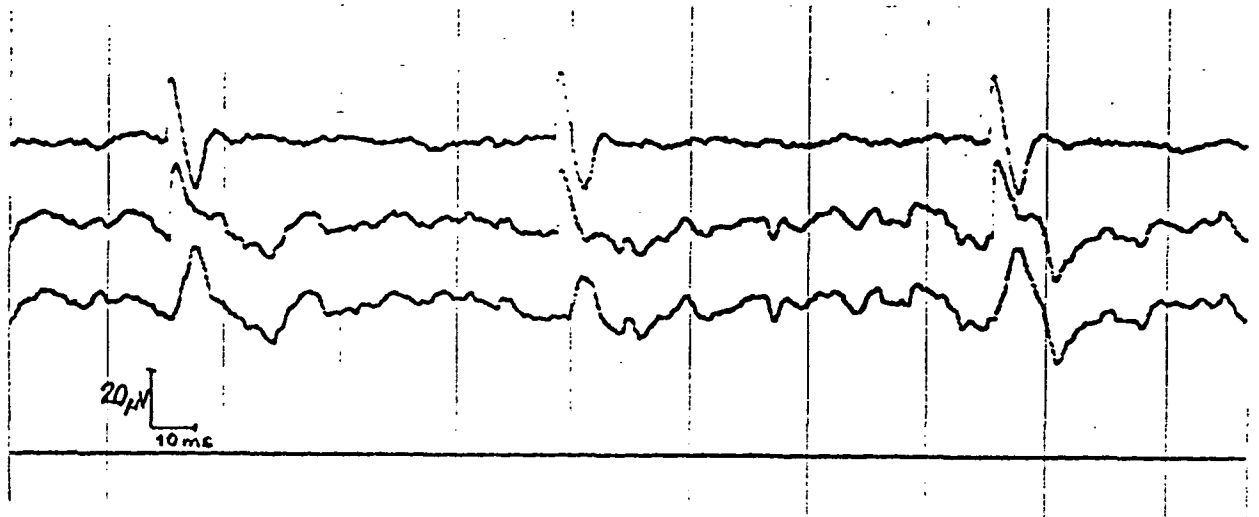
Tóth János, Molnár Ervin és Illyés Sándor

A Neumann Kollokviumok keretében most számolunk be először az elektromyográfiai jelek számítógépes feldolgozása terén szerzett tapasztalatainkról. Az eddig végzett munkáink összefoglalása és az eredmények rövid ismertetése előző előadásunkban (19) található meg. Eddig elsősorban metodikai jellegű kísérleteket és ellenőrző feldolgozásokat végeztünk. A jelelak paramétereinek pontosabb kvantifikálása érdekében újabban kibővítettük a myográfiai programcsomagunkat a kiváltott potenciálok módszereinél jól bevált átlagolástechnikai programmal.

A kiváltott potenciálok átlagolásának módszere az agyi elektromos tevékenység vizsgálatának területén alakult ki.

Az ún. kiváltott potenciál, melyet diszkrét és meghatározott időtartamu és intenzitású hang, fény vagy bőringer segítségével váltathatunk ki, azon sajátosága alapján, hogy konstans időviszonyban van a kiváltó ingerrel, biztosítja az átlagolás lehetőségét. Az eljárás lényege az, hogy az elektromos jelenség természetének megfelelő időfelbontásban elemzik a potenciál amplitudóját. Sorozatos kiváltás során összeadják és tárolják az egyes időperiódusok amplitudóit, majd az eljárás végén az átlagértékek alapján rekonstruálják a potenciált (26).

A motoneuron tónusos működésekor sorozatban megjelenő motoros egység potenciálok regisztrálhatók (1. ábra). A sorozaton belül a motoneuron minden egyes kislését belső ingerek váltják ki, ezek azonban az elektromyográfiai vizsgálatnál általában nem ismertek. Kiváltó inger hiányában az átlagolás kezdőpontja nem határozható meg, ezért a kiváltott agyi elektromos potenciálok átlagolásánál használt módszerek a motoros egység potenciálok átlagolásakor nem alkalmazhatók. Saját átlagoló eljárásunk kidolgozásakor két célt kívántunk megvalósítani:



1. ábra

a.) a biológiai jel elkülönítése a zajtól (különösen a monopóláris elvezetésekénél), ezzel egyben a jel kezdetének és befejezésének pontosabb meghatározása (17),

b.) a biológiai jel konstans elemeinek elkülönítése a vele interferáló tranzienst biológiai tényezőktől.

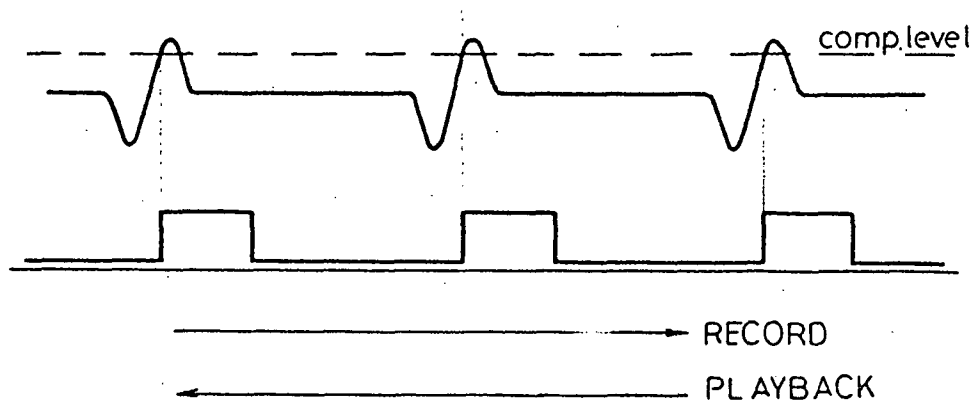
1. Átlagolandó regisztrátum

Az 1. ábra jellegzetes motoros egység potenciálokat szemléltet. A felvételeket a korábbi előadásban ismertetett biofeedback helyzetben készítettük (15). A legfelső sorban a bipoláris elvezetésből kapott jelsorozat egy szakasza látható, míg alatta ugyanarról az elektróda párról - az alkaron elhelyezett semleges elektródához viszonyított - két monopóláris elvezetés jelsorozata látható. Szembetűnő, hogy a monopóláris elvezetésekben jelentősen eltérő motoros egység potenciálok a bipoláris elvezetésben közel azonos jelként jelentkeznek a differenciál erősítő tulajdonságai miatt (17).

A myográfiai jeleket MEDICOR négycsatornás elektromyográf műszercsaláddal vettük fel. Az átlagoláshoz mágnesszalagra felvett regisztrátumokat ki kell egészíteni a marker jelekkel. A markerezés mindig a

bipoláris jelre történik, és a marker jelet a negyedik csatornán rögzítjük. A markerező készülékünk bemenő fokozatán a jel polaritása megfordítható, hogy a komparálás a jel azonos pontjára kerüljön. A komparálási szint állítható. A markerjel szélessége 1-60 ms-ig dekadikusán állítható, hogy a teljes jel bekerüljön az átlagolásba.

Az így előkészített regisztrátum alkalmas az átlagolásra. A lejátszás fordított irányú, így az átlagolás a markerjel végétől fog indulni (2. ábra). A számítógép a fordított sorrendben érkező jeleket átlagolja, majd az eredményt software uton visszafordítja az eredeti iránynak megfelelően.

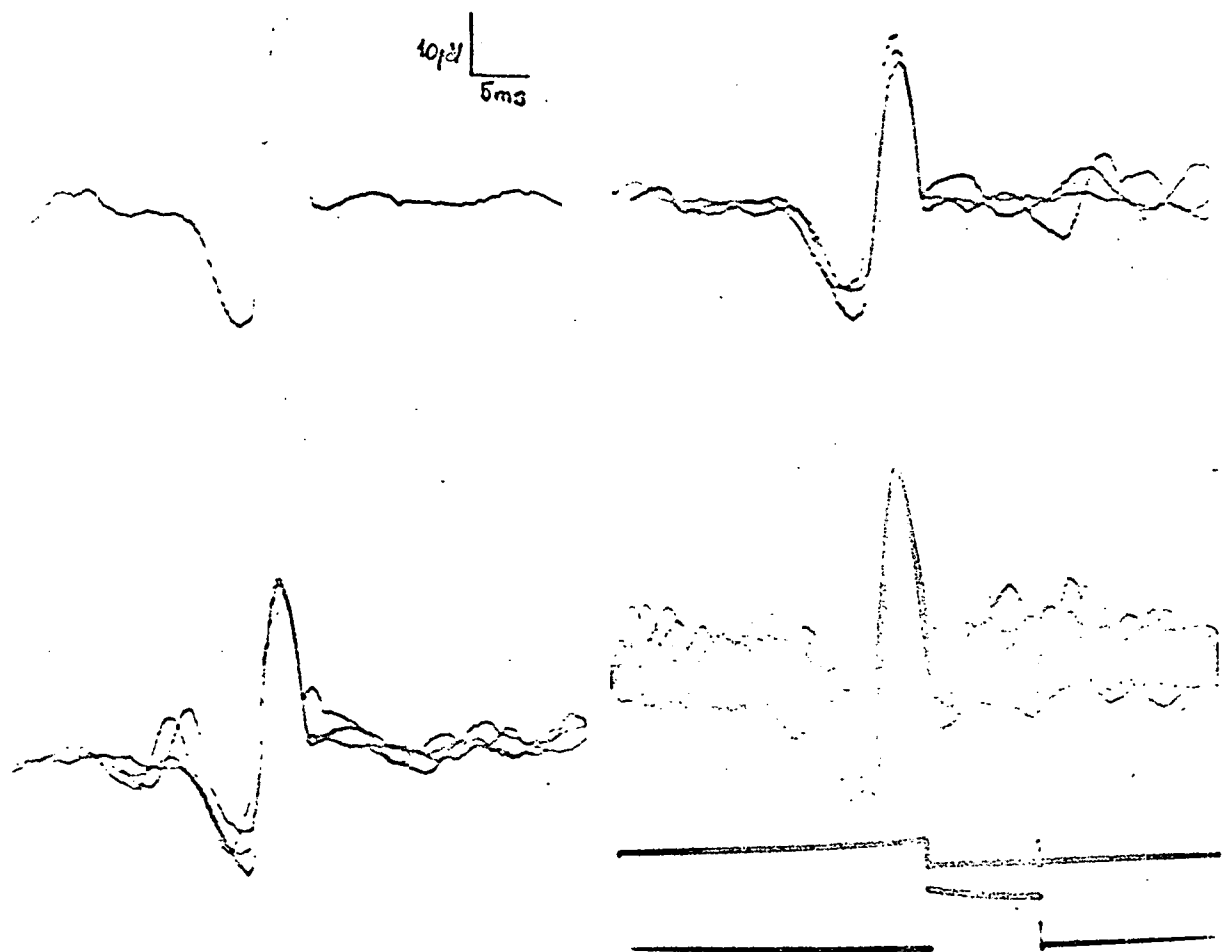
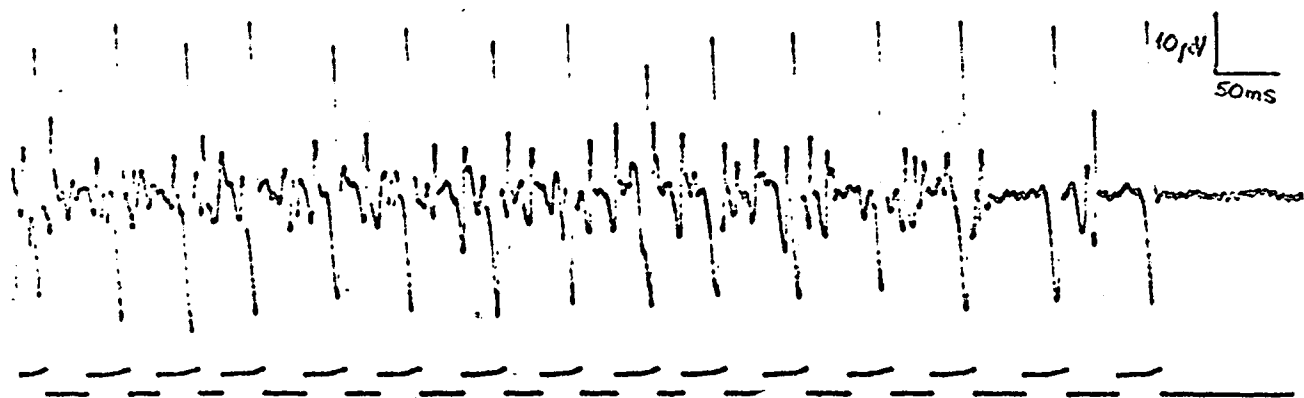


2. ábra

2. Az átlagolási eljárás

Az előzőekben leírt előkészítés után a jelsorozat a hagyományos átlagolási eljárásokkal is átlagolható, és nem feltétlenül szükséges a számítógép alkalmazása. A 3. ábrán fotórekorderes átlagolást mutatunk be. Szembetűnő a jel egyes pontjaiban a szórások eltérése, amely további vizsgálatokat sugall, és itt már előtérbe kerül a számítógép univerzális felhasználási lehetősége.

A számítógépes átlagolásunk abban különbözik a bevezetőben leírt általános analízatoros módszertől, hogy az egyes mintavételi pon-



3. ábra

tokban kapott értékeket nem összegezzük, hanem egyenként tároljuk el, így az átlagoláson túlmenően, más szempontok szerint is mód van a feldolgozásra.

3. A számítógépes átlagolási eljárás módszere

A matematikai-statisztikai elvek alapján statisztikus ingadozást mutató jelenségek ismételt mérése esetén a tényleges értékhez a legjobban a mérések számtani középértéke közelít. Ezért az átlagoló programunk a lépésenként, utólagos kiértékelést adó, közbeeső tárolással megoldott és számtani középértéket számító algoritmusra épül fel.

Technikai feltételeinket korábban már ismertettük (32,40). Időközben a TPAi rendszerünk bővült egy 64K-s disc-el, 80 karakteres keskeny sornyomatóval és két mágnesszalagos egységgel. Myográfiai programcsomagunk minden egyes programja FORTRAN-nyelvű.

A mintavételező program az analóg jeltároló négy csatornájáról egyidőben a LABORHIBRID real-time periferián keresztül, blokkos formában juttatja a digitális adatokat a mágnesszalagra. A most bemutatásra kerülő feldolgozásokat 1000 minta/sec felbontással mintavételeztük.

A markerjeles átlagoló programunk több egységből áll. A fő egység az átlagoló eljárás, melynek eredményei és ábrázolási formája a 4. ábrán látható. Az első oszlopban 1-65-ig az időlépték található, amely a jelenleg alkalmazott mintavétel alapján 1 msec-os egységeket jelent. A második oszlop a motoros egység potenciál 1 msec hosszúságú szakaszainak átlagos amplitudó értékeit tartalmazza. A rajzoló szubrutin segítségével történik az átlagolt jelszakasz megjelenítése. A most bemutatásra kerülő feldolgozások az 1. ábrán szemléltetett felvétel sorozatból készültek. A 4. ábrán a bipoláris elvezetésről 40 jel átlagolásával kapott eredmény látható.

Az átlagoló program második egysége az átlagolt szakasz 1 msec hosszúságú szakaszain mért amplitudók szórás értékeit dolgozza fel. A kiírás és megjelenítés formája azonos az előző bekezdésben ismertetettel. Az 5. ábrán az átlagolt jel 1 ms-os szakaszain mért szórásértékek láthatók.

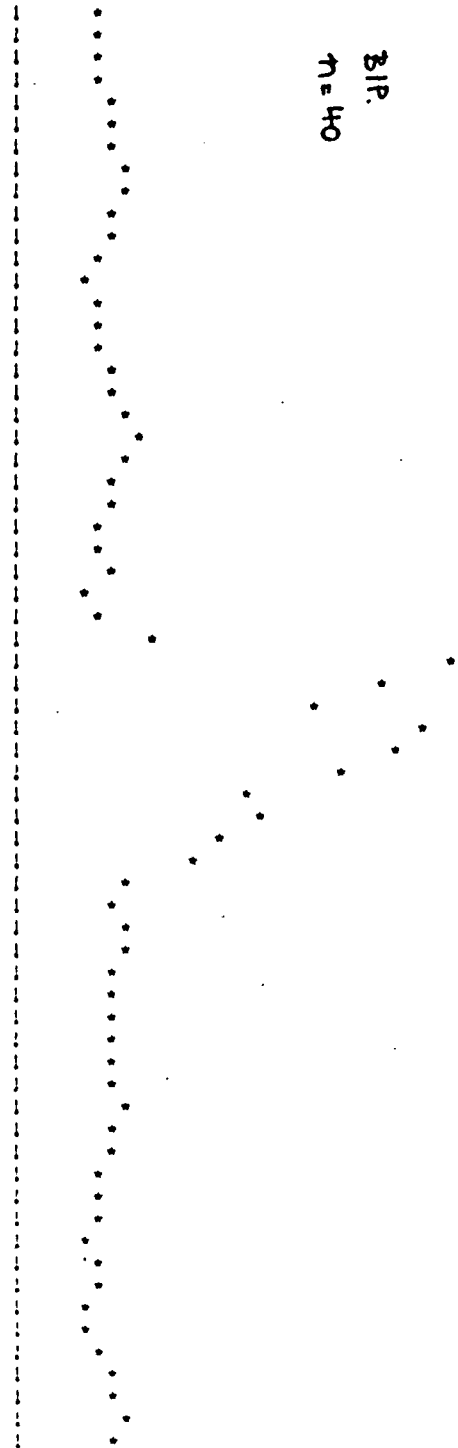
DEVIATION DISTRIBUTION DTAI:EMGCP1 CHANNEL 1 40 CYCLES 1976 NOV 29

1	-14.5750	.
2	-15.2500	.
3	-14.4250	.
4	-14.5250	.
5	-14.8250	.
6	-14.2750	.
7	-15.6500	.
8	-15.5250	.
9	-14.8250	.
10	-15.0000	.
11	-14.6750	.
12	-14.4750	.
13	-14.2500	.
14	-14.5750	.
15	-14.7250	.
16	-14.3000	.
17	-14.5750	.
18	-14.8250	.
19	-15.1750	.
20	-14.9250	.
21	-15.3000	.
22	-15.3750	.
23	-15.5000	.
24	-14.7250	.
25	-15.3500	.
26	-14.8750	.
27	-14.5000	.
28	-14.7500	.
29	-15.5250	.
30	39.3250	.
31	56.9250	.
32	24.9750	.
33	-17.7500	.
34	-55.3250	.
35	-78.0750	.
36	-71.8750	.
37	-49.6250	.
38	-26.7250	.
39	-12.1250	.
40	-5.4750	.
41	-7.0000	.
42	-13.5500	.
43	-16.8250	.
44	-16.8500	.
45	-16.7750	.
46	-15.6000	.
47	-14.8000	.
48	-14.0500	.
49	-13.8250	.
50	-14.3250	.
51	-14.9750	.
52	-14.0750	.
53	-15.2000	.
54	-15.0250	.
55	-15.3750	.
56	-14.2500	.
57	-14.7500	.
58	-14.7750	.
59	-14.4500	.
60	-15.7250	.
61	-16.6000	.
62	-16.1250	.
63	-15.5750	.
64	-16.1000	.
65	-15.3750	.

BIP.
h=40

DEVIATION:

1	3.9679
2	3.7385
3	3.9409
4	4.2311
5	4.2361
6	4.4440
7	4.6513
8	4.8733
9	4.8523
10	4.3359
11	4.6119
12	3.6409
13	3.5338
14	3.8787
15	3.7748
16	4.1304
17	4.5546
18	4.6472
19	4.6625
20	5.5018
21	4.8332
22	4.2575
23	4.4507
24	3.5425
25	3.8115
26	4.3281
27	3.4713
28	4.1216
29	6.2128
30	20.5614
31	17.3153
32	14.2046
33	18.9786
34	17.9296
35	15.1977
36	10.8217
37	11.3417
38	0.8767
39	8.2225
40	5.1961
41	4.5397
42	5.1476
43	5.0244
44	4.4133
45	4.7240
46	4.3806
47	4.3281
48	4.6287
49	4.7902
50	4.8445
51	4.7032
52	4.3226
53	4.0817
54	4.1139
55	3.8592
56	3.1242
57	4.0100
58	3.5671
59	3.5139
60	3.4485
61	3.8546
62	4.5727
63	4.7270
64	5.0587
65	4.7800



Az átlagoló program harmadik egysége a görbe 1 msec hosszú szakaszain mért amplitudók gyakorisági eloszlását dolgozza fel. A 6. ábra a 41. 51. és 61. msec-os szakasz eloszlásait szemlélteti.

SAMPLE 41 CLASS SIZE: 3.00 NUMBER OF CLASSES: 10
 CLASS ONE: -20.00 ARITHMETIC MEAN: -6.97 DEVIATION: 4.39

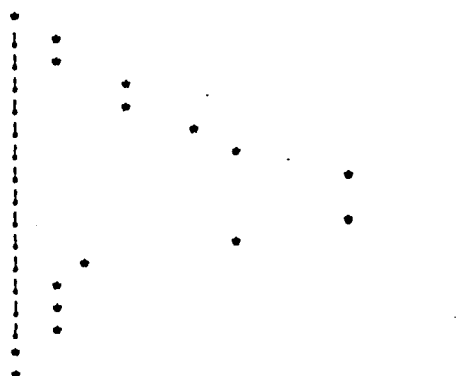
1	0.0000
2	1.0000
3	6.0000
4	7.0000
5	12.0000
6	15.0000
7	13.0000
8	5.0000
9	1.0000
10	0.0000

$\bar{x} = 40$
 $\sigma = 40$



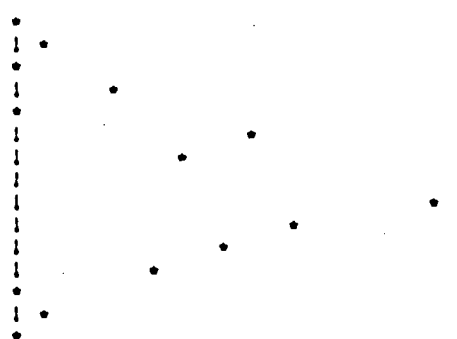
SAMPLE 51 CLASS SIZE: 2.00 NUMBER OF CLASSES: 17
 CLASS ONE: -30.00 ARITHMETIC MEAN: -15.50 DEVIATION: 5.14

1	0.0000
2	1.0000
3	1.0000
4	3.0000
5	3.0000
6	5.0000
7	6.0000
8	9.0000
9	12.0000
10	0.0000
11	6.0000
12	2.0000
13	1.0000
14	1.0000
15	1.0000
16	1.0000
17	0.0000



SAMPLE 61 CLASS SIZE: 2.00 NUMBER OF CLASSES: 15
 CLASS ONE: -30.00 ARITHMETIC MEAN: -15.55 DEVIATION: 4.43

1	0.0000
2	1.0000
3	0.0000
4	3.0000
5	0.0000
6	7.0000
7	5.0000
8	13.0000
9	12.0000
10	0.0000
11	6.0000
12	4.0000
13	2.0000
14	1.0000
15	0.0000



6. ábra

4. Az átlagolási eljárással kapott eredmények értelmezése

Korábbi számítógépes eljárásainknál, ahol zajkorlátot alkalmaztunk, a biológiai jel zajjövezetbe eső részét nem tudtuk vizsgálni. További problémát okozott az a bizonytalanság, hogy az így kapott különféle eloszlási hisztogramoknál a zajból eredő hibabecsléseink és közvetett mérések nem adtak megnyugtató választ a tényleges hibalehetőségre.

Az átlagolási eljárás speciális előnye: nincs zajjövezet, a jel/zaj viszony az átlagolások számának növelése arányában javul, ezért a jel nullvonalhoz közel eső része is kvantifikált formában jelenik meg. Így csak az átlagolás biztosítja a jel kezdő és végpontjának pontos megállapítási lehetőségét.

A 7. ábra a bipoláris elvezetés 80 jelének átlagát (alsó görbe) és szórását (felső görbe) szemlélteti montázsolt ábrázolással, hogy az összefüggések szemléletesebbek legyenek.

A görbét elemezve látható, hogy három egységre tagozódik. Az irreleváns szakasz (zaj) után a releváns szakasz (jel) majd ismét irreleváns szakasz következik. A jel kezdete, vége és fordulópontjai jól elhatárolhatóak és a számadatokból a görbe bármely pontja kvantifikálható.

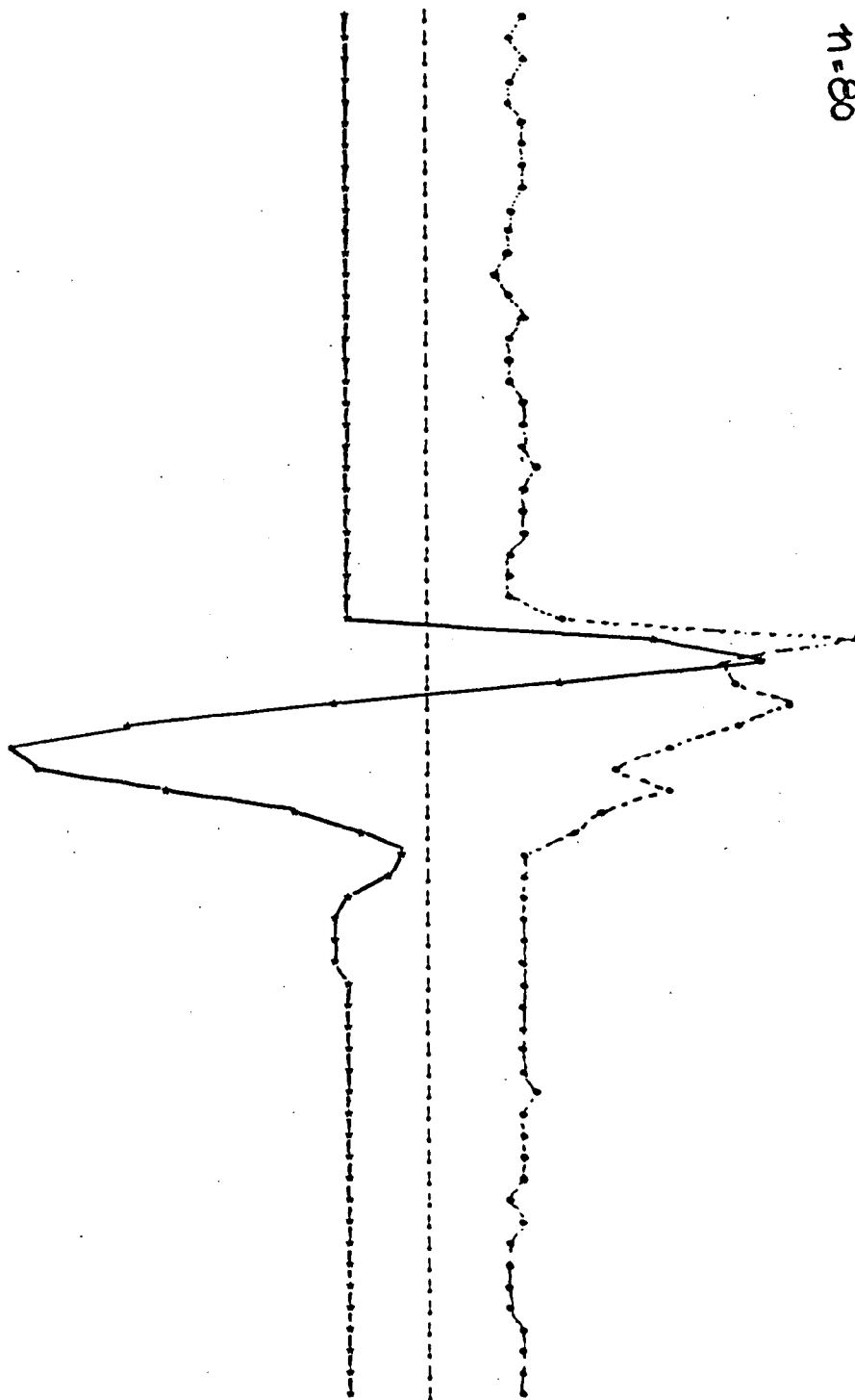
Az átlagolt jel egyes pontjaihoz tartozó szórásértékek jelentősen megnőnek a releváns szakaszban. A szórásgörbe csúcsai a jel meredeken futó éleihez tartoznak.

A 8. ábrán ugyanehhez a szakaszhoz tartozó egyik monopoláris elvezetés átlagát és szórását szemléltetjük. (A második számoszlop a szórásértékeket tartalmazza.) Itt külön felhívjuk a figyelmet arra, hogy 80 adat átlagolása után az első irreleváns szakasz még mutat némi ingadozást, és a releváns szakasz is hosszabb, mert az utópozitívítás elnyulik.

A meredeken futó éleknél magas szórásértékek jelentkeznek. A jel többi szakaszán a bipoláris jelhez viszonyítva mindenütt nagyobb a szórás.

DEVIATION DISTRIBUTION DTAFEMGCP1 CHANNEL 1 80 CYCLES 1976 NOV 29

1	-15.0404
2	-15.3750
3	-15.0375
4	-14.0375
5	-15.1500
6	-14.7475
7	-15.2500
8	-15.1754
9	-14.7475
10	-14.7475
11	-14.9625
12	-14.4754
13	-14.2404
14	-14.8125
15	-14.9525
16	-15.2254
17	-15.3254
18	-15.8125
19	-15.2475
20	-15.2254
21	-15.4125
22	-15.8375
23	-15.6425
24	-15.2475
25	-15.2304
26	-15.0754
27	-14.8504
28	-14.5004
29	-14.1254
30	47.7525
31	50.3504
32	25.2504
33	-18.0525
34	-36.5754
35	-78.7754
36	-72.4525
37	-40.5375
38	-25.8254
39	-11.4525
40	-5.0504
41	-6.8754
42	-13.5375
43	-16.5625
44	-16.2475
45	-16.4004
46	-15.2125
47	-15.7125
48	-14.2375
49	-13.9525
50	-14.5254
51	-14.7025
52	-14.7754
53	-15.7125
54	-14.8504
55	-15.0754
56	-14.7125
57	-14.9504
58	-14.7125
59	-14.4125
60	-15.0504
61	-15.4525
62	-15.1025
63	-14.5504
64	-14.8754
65	-14.2575

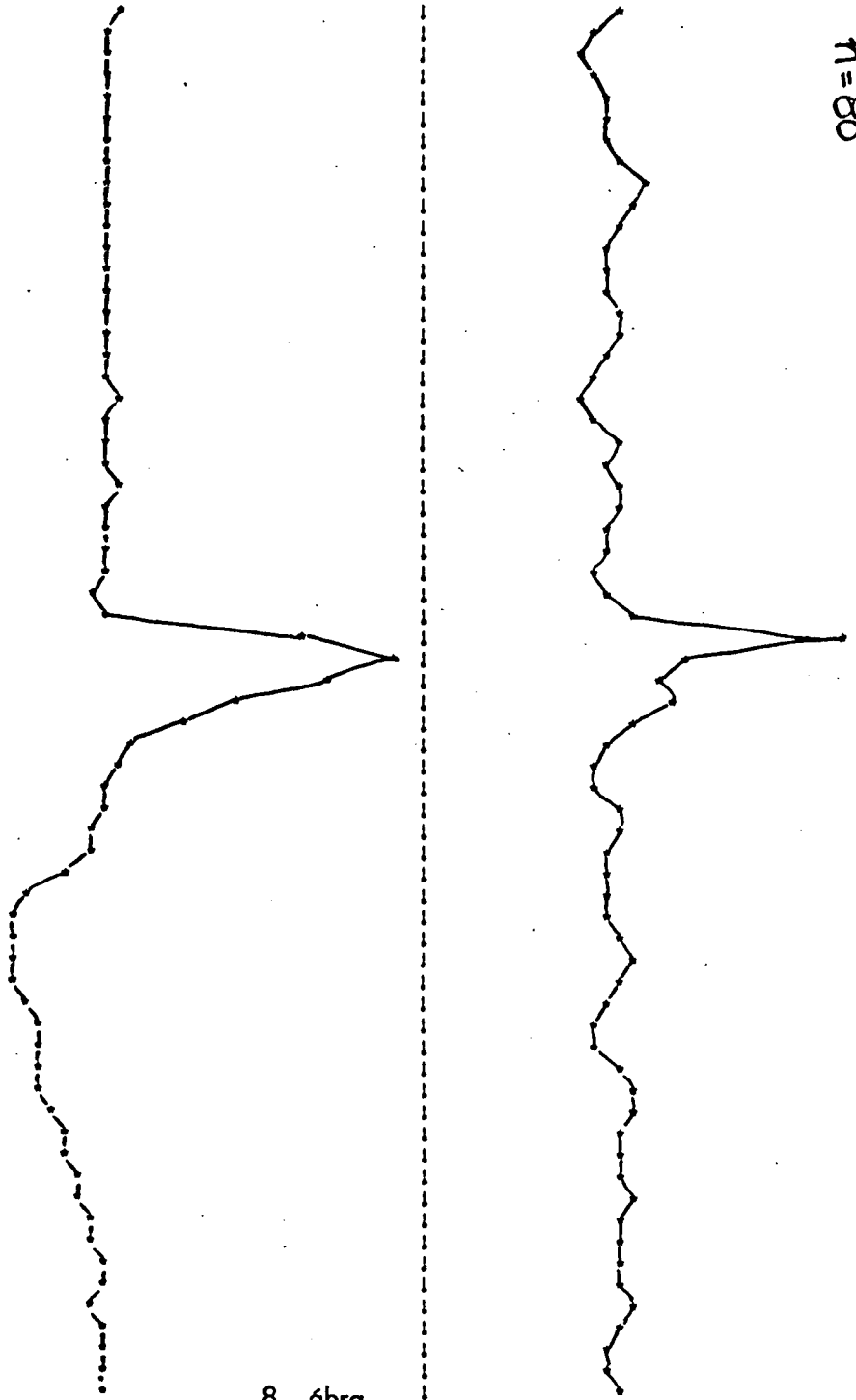


7. 6bra

80 CYCLES 1976 NOV 20

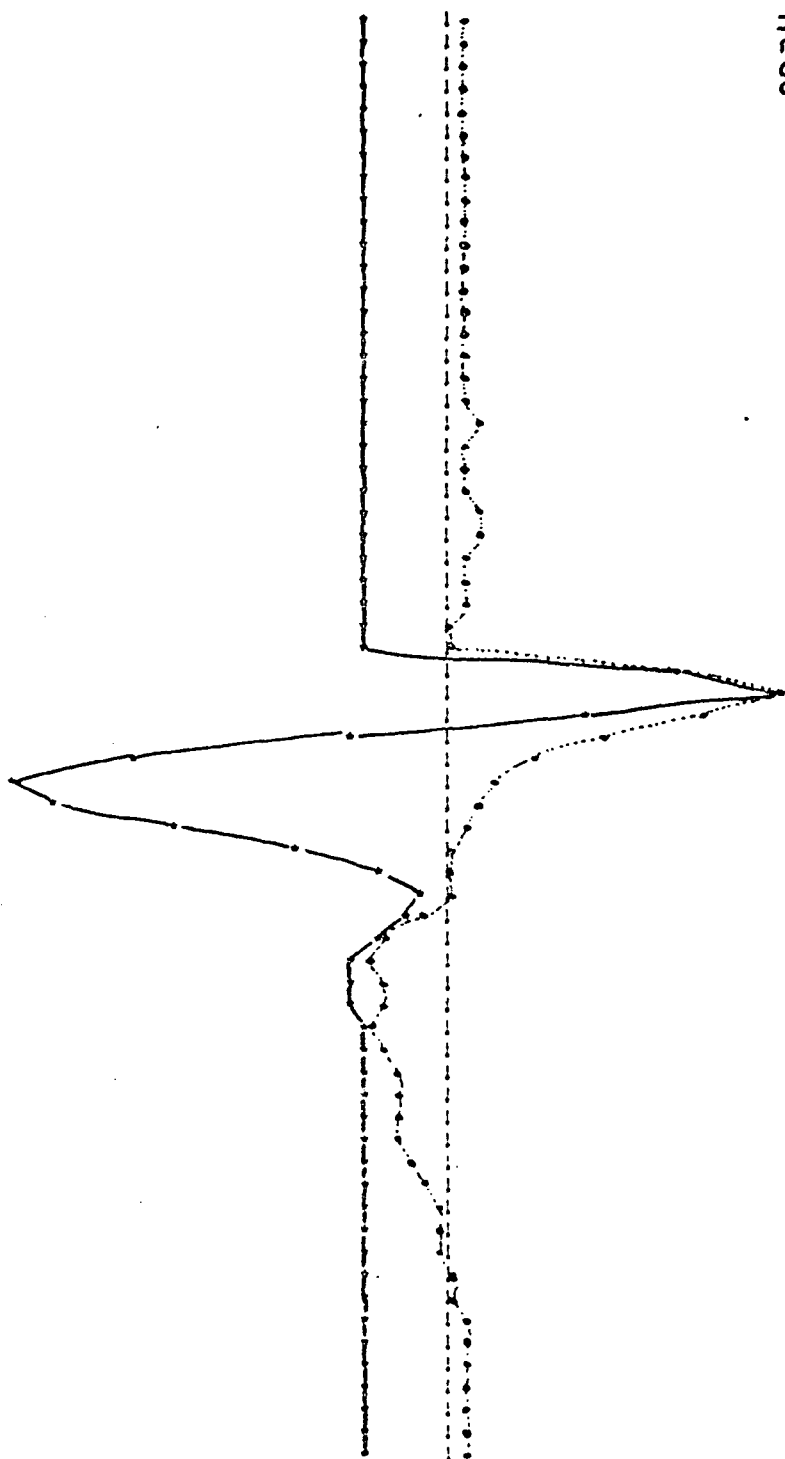
DEVIATION

1	8.4364
2	7.4441
3	7.0334
4	7.2517
5	7.7438
6	7.8974
7	8.1857
8	8.7983
9	9.4064
10	8.0585
11	8.2476
12	8.0165
13	7.9428
14	7.9841
15	8.6145
16	8.3430
17	7.8009
18	7.3763
19	7.0142
20	7.3510
21	8.5323
22	8.1817
23	8.3213
24	8.4587
25	8.0904
26	7.9158
27	7.4690
28	7.0881
29	6.8300
30	10.2134
31	11.5009
32	10.5285
33	10.5327
34	8.8549
35	7.8848
36	7.6038
37	7.6827
38	8.3873
39	8.3425
40	7.7595
41	7.8850
42	8.0721
43	8.0385
44	8.7523
45	9.2308
46	8.3485
47	7.8792
48	7.2049
49	7.6023
50	8.4716
51	8.9843
52	8.9721
53	8.3418
54	8.7203
55	8.8172
56	9.2075
57	8.3587
58	8.6754
59	8.5777
60	8.6907
61	9.0004
62	8.4679
63	8.0402
64	8.2185
65	8.5577



8. ábra

1	-14.8167
2	-15.3167
3	-14.8000
4	-14.8167
5	-14.4333
6	-14.6500
7	-15.2333
8	-15.0500
9	-14.6000
10	-14.6833
11	-14.6000
12	-14.2667
13	-14.2667
14	-14.8167
15	-14.6500
16	-14.7500
17	-15.1167
18	-15.2333
19	-15.1667
20	-15.1833
21	-15.4833
22	-15.7167
23	-15.7833
24	-15.1167
25	-15.2167
26	-14.8000
27	-14.3333
28	-14.3000
29	-14.8000
30	40.7667
31	60.4000
32	24.6500
33	-15.6500
34	-26.8000
35	-79.2000
36	-72.6833
37	-49.6000
38	-26.4333
39	-11.8167
40	-5.3333
41	-6.6667
42	-13.6667
43	-16.4833
44	-10.4833
45	-16.6000
46	-15.4833
47	-15.1000
48	-14.8833
49	-14.3333
50	-15.1167
51	-15.8000
52	-14.8000
53	-15.8000
54	-15.7000
55	-15.8333
56	-15.3667
57	-15.3000
58	-14.6833
59	-14.8167
60	-15.1667
61	-15.8500
62	-15.3667
63	-14.8000
64	-14.6667
65	-14.3667



9. ábra

A 9. ábrán az előzőekben bemutatott bipoláris és monopoláris átlagok montázsolt képe látható (60 jel átlagolása). Az átlagolt bipoláris és monopoláris jel összehasonlítása lehetővé teszi a jelgenézis, a terjedési viszonyok, a fázisviszonyok és az elektróda felhelyezés hatásának tanulmányozását.

A 10. ábrán az előző átlagok szórásképei láthatóak.

A két görbéből közvetlenül is leolvashatjuk azt, hogy az irreleváns szakaszokban a monopoláris jel szórása két-háromszorosa a bipoláris jel szórásának. Ez valószínűleg az analóg jelnél látható magasabb háttértevékenységgel magyarázható.

Néhány jel feldolgozásánál kiinduló tájékozódó adatot kívántunk nyerni arra vonatkozóan, hogy az optimális jel/zaj viszony eléréséhez hány jelet célszerű átlagolni.

10, 20, 40, 60, 80 és 100 jel átlagait és szórásait képeztük. A feldolgozott regisztrátumoknál az optimális jel/zaj viszony bipoláris jeleknél 10 jel, monopoláris jeleknél 20 jel átlagolásakor jelentkezett.

5. A szórásértékek értelmezése

Elméleti uton tovább vizsgálva a releváns szakasz nagyobbfokú szórásának lehetséges okait, feltételezhetjük, hogy az átlagolt jelek szórását alapvetően két tényező befolyásolja:

- a.) méréstechnikai eredetű bizonytalanság,
- b.) biológiai eredetű variabilitás.

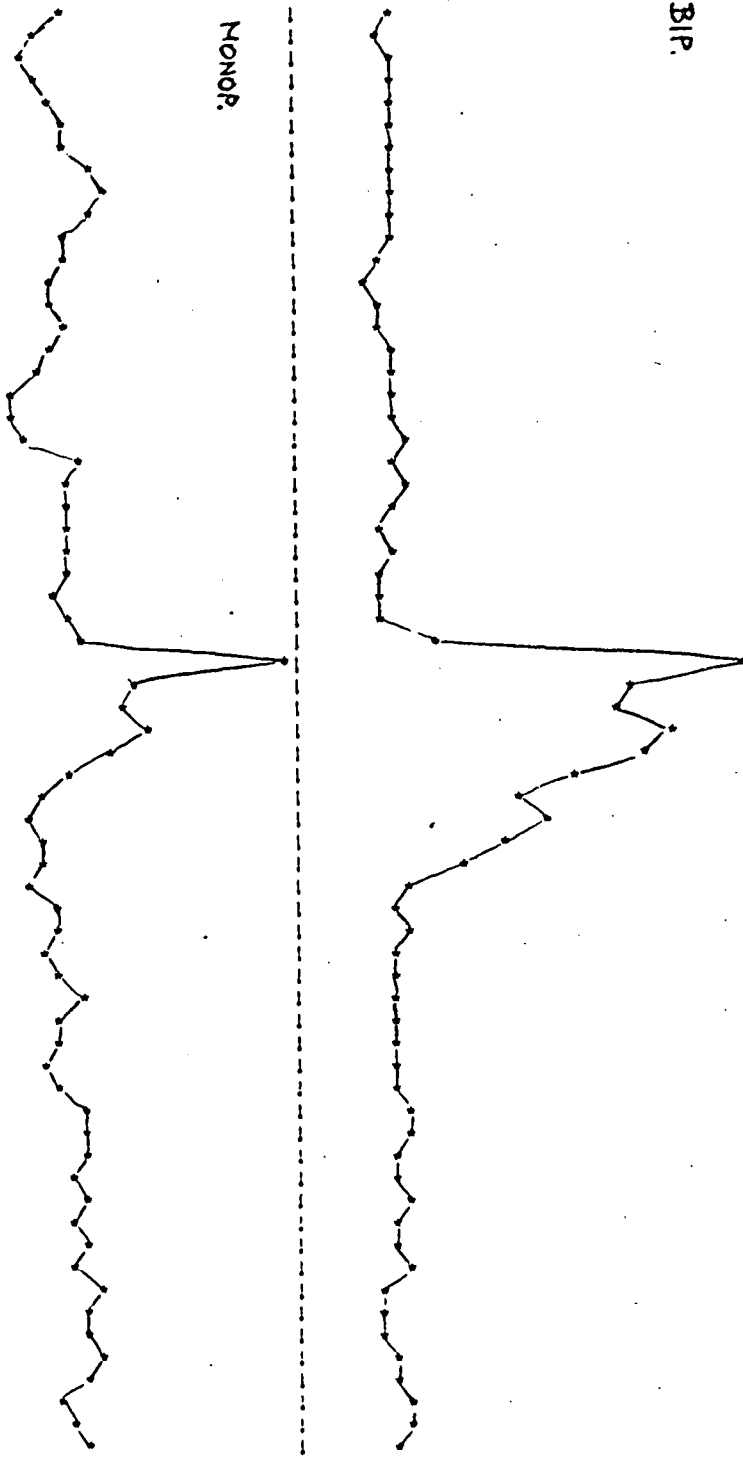
Mind a két tényező további komponensekre bontható.

A méréstechnikai eredetű bizonytalanság főbb összetevő komponensei a következők:

- az összes technikai zaj,
- komparálási hiba,
- A/D konverter kvantálási hibája,
- mintavételezési hiba a jelnél, és
- mintavételezési hiba a markerjelnél.

DEVIATIONI

1	4.42151
2	4.08841
3	4.58551
4	4.14931
5	4.73431
6	4.65131
7	4.48841
8	4.53651
9	4.81591
10	4.18921
11	4.27861
12	3.62341
13	3.47791
14	3.81271
15	3.71671
16	4.13371
17	4.21541
18	4.29871
19	4.26161
20	4.00411
21	4.44741
22	5.01031
23	4.72611
24	3.95851
25	4.14771
26	4.01991
27	3.66861
28	3.98041
29	4.29761
30	20.30221
31	15.24001
32	14.54741
33	17.40351
34	15.80801
35	12.99591
36	10.05901
37	11.17021
38	9.24371
39	7.43751
40	5.04201
41	4.38551
42	2.90361
43	4.60151
44	4.41021
45	4.65961
46	4.02031
47	4.50811
48	4.52511
49	4.57771
50	4.84301
51	5.13001
52	4.74511
53	4.73221
54	4.75091
55	4.44511
56	4.51171
57	5.01101
58	3.64201
59	3.92751
60	3.93501
61	4.12501
62	4.71031
63	4.81901
64	4.08641
65	4.72571



$\eta=60$
BIP.

A biológiai eredetű variabilitás összetevői:

- a biológiai jel gyors sztohasztikus jellegű ingadozásai (amplitudó ingadozás, meredekségi változások, a jel időparamétereinek változásai),

- a biológiai jel determinisztikus komponensének lassu változása (pl. a motoros egység potenciál egyes paramétereinek egyirányú változása kifáradásnál).

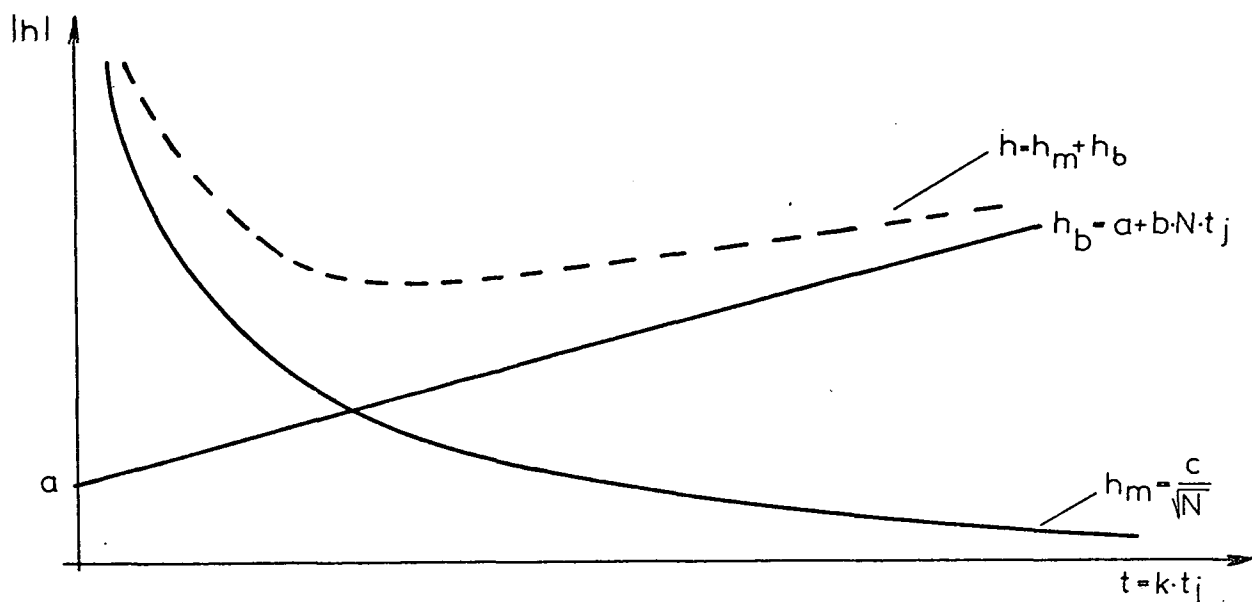
A biológiai eredetű változások mértékére akkor következtethetünk helyesen, ha előbb a mérés technikai eredetűeket meg tudjuk határozni.

A mintavételezési hiba az analóg jel mintavételezésekor keletkezik. Ennek oka, hogy a mintavételezés nem pontosan a jel és a markerjel adott pillanatában, hanem τ_m időn belül statisztikusan következik be (ahol τ_m a mintavételi időköz). Időmérésnél az ebből adódó max. mérési hiba τ_m . Mivel itt a marker és a jel egymáshoz viszonyított időkülönbségét mérjük, ezért belátható, hogy az egyes mérési hibák összegeződnek, és a teljes mérési hiba max. $2\tau_m$ lehet. Egyértelmű, hogy ekkora hibaidő alatt elsősorban a meredek éleken kaphatunk igen jelentős eltéréseket.

A komparálási hiba a markerjel előállításakor jelentkezik. Az analóg mérés technika szabályai szerint ez a hibakomponens egyenesen arányos a komparálási sz. int. bizonytalansággal és fordítottan arányos a jel komparálási környezetében vett meredekségével, illetve a jel/zaj viszonyal. A mai modern integrált áramkörök használata mellett legfeljebb az igen magas mintavételi frekvenciák alkalmazása esetén hozhatna be τ_m nagyságú késést.

A mérés technikai bizonytalanságot együttesen vizsgálva feltehető, hogy a legszámottevőbb hibát a mintavételezési hiba okozza. Ez a mérési hiba két módon csökkenthető:

- A mintavételezési frekvencia növelésével (τ_m csökkentése). Ennek határt szab a technikai apparátus is, de τ_m meghatározott op-



11. ábra

timális érték alá csökkentése azért sem célszerű, mert nagy mintavételi frekvencia esetén csökken a digitalizált jel jel/zaj viszonya (az A/D átalakító integrálási ideje csökken) és növekszik az adatmennyiség, ami a feldolgozás idejét növeli.

- A jelek statisztikai átlagolásával. Normál eloszlású hibakomponenseket feltételezve a mérési hiba az átlagolt jelek számának növelésével csökken.

A fentiek alapján egyszerűen belátható, hogy a mérés technikai eredetű bizonytalanság a jelek számát növelve, átlagolással csökkenthető. Sajnos nem ilyen egyszerű a helyzet, ha a biológiai eredetű változások hatását is figyelembe vesszük. Nyilvánvaló, hogy a motoros egység működése időben változó folyamat. Mivel az átlagoláshoz szükséges kellőszámu jel csak hosszabb működés után áll elő, a jelek számát növelve a működési idő is növekedni fog, és ilyen módon növekszik a biológiai eredetű változások lehetősége is.

Az egyes hibafüggvényeket a mérési idő függvényében a következő alakban írhatjuk fel:

$$h_m = \frac{c}{\sqrt{N}}$$

/1/

ahol C egy állandó és N az átlagolt jelek száma. Ha a jelek egymást t_j idővel követik, akkor a biológiai eredetű változás legegyszerűbben (lineáris közelítésben) a következő alakban írható fel:

$$h_b = a + b \cdot N \cdot t_j \quad /2/$$

ahol $N \cdot t_j$ a teljes mérési idő. Az optimális mintaszám (N) ott van, ahol a két hibakomponens eredője minimális. Ez a pont a két hibagörbe metszéspontja. Az optimumot meghatározó összefüggés:

$$\frac{C}{N} = a + b \cdot N \cdot t_j \quad /1/-/2/-b\ddot{o}l \text{ kifejezve, majd rendezve.}$$

$$a \sqrt{N} + b \sqrt{N}^3 t_j = C \quad /3/$$

bevezetve a $N = n$ helyettesítést

$$bn^3 t_j + an - C = 0 \quad /4/$$

harmadfoku egyenletet kapunk. Az egyenletben szereplő a , b és C együtthatók a változás sebességére jellemző állandók, és ismeretükben az egyenlet n_0 megoldása és az $N_{opt} = n_0^2$ optimális mintaszám meghatározható.

Az egyes hibakomponensek viselkedését (kvalitatively) a 11. ábra szemlélteti.

Átlagoló eljárásaink továbbfejlesztéséhez további vizsgálatainkban kísérletet teszünk az ismertetett hibakomponensek tapasztalati meghatározására.

(Az irodalomjegyzék Illyés, S.: "Az elektromyogramm számítógépes értékelése" című előadásnál található meg.)

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola és
Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola

A motoros egység potenciál paramétereinek összehasonlító számítógépes elemzése

Molnár Ervin, Tóth János és Illyés Sándor

I. Bevezetés

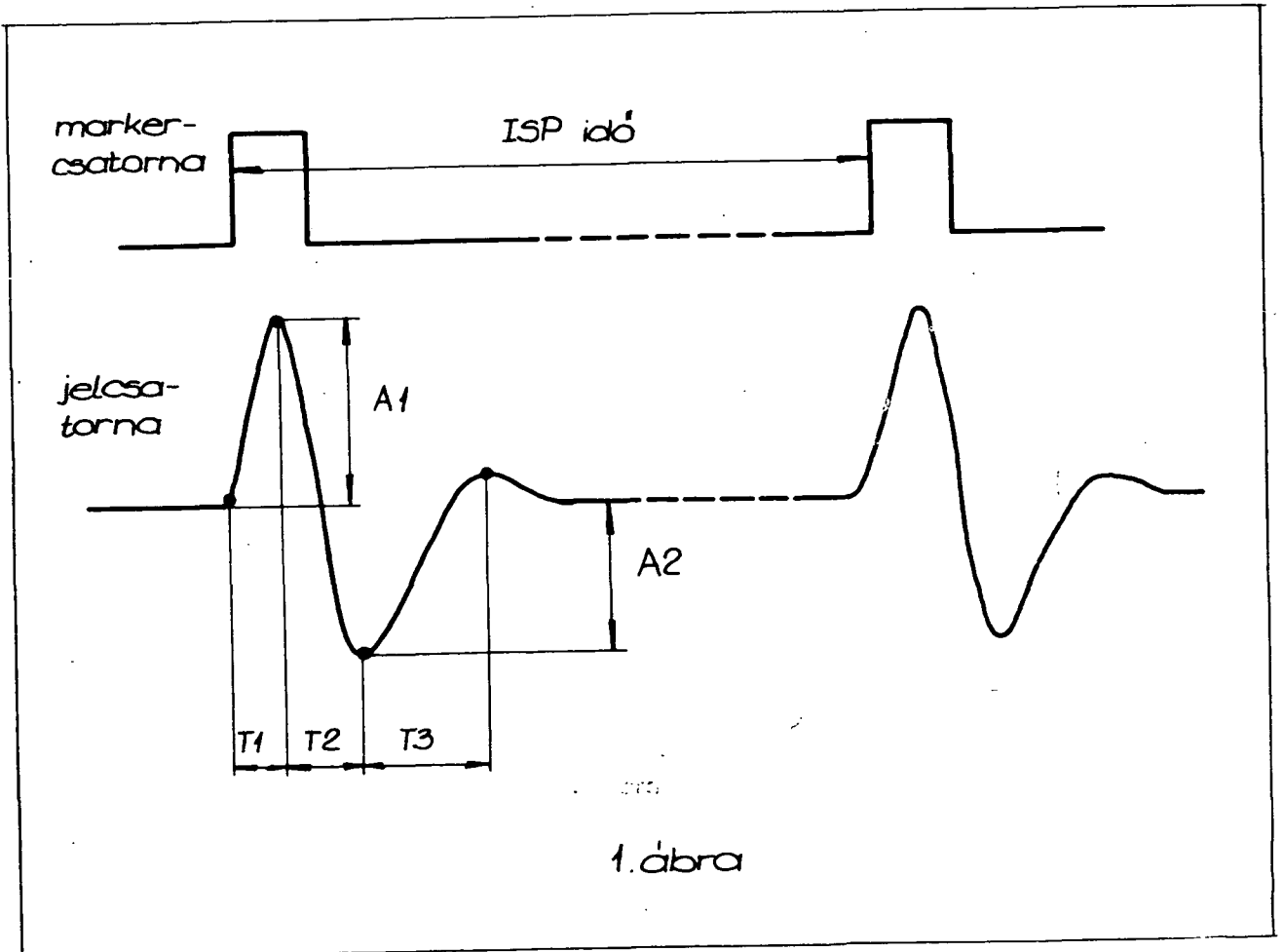
Az elektranyográfias jelek legegyszerűbb formája a motoros egység potenciál. Ez a potenciál a motoneuron által ingerületbe hozott izomroston végigfutó ingerületi állapot keltette töltéshullám különböző elektródaelrendezésekkel leképezett jele (4), (19), (36), (37). A motoros egység potenciál mért jele ilymódon felvilágosítást nyújt a motoros egység alkotóinak (motoneuron, a motoneuronból kiinduló idegrost és az idegrost által beidegzett izomrostok) működéséről és az egyes egységekben végbemenő fiziológiai folyamatokról. Ezek az információk a motoros egység potenciál

- jelalakjából (adott elektródaelrendezésnél mérve),
- a jel amplitudó- és időadataiból, valamint
- a jelek gyakoriságából (a kisülési frekvenciából)

nyerhetők ki. A jelalak és a jelparaméterek legegyszerűbben az egyes jelek számítógépes átlagolásával kaphatók meg, és az erre kidolgozott eljárást a (45) közleményben ismertetjük. Jelen közleményben egy, a jelparaméterek és a kisülési frekvencia együttes vizsgálatára alkalmas másik számítógépes eljárást ismertetünk. Az eljárás előnye az átlagolással szemben, hogy lehetővé teszi az egyes jelparaméterek akaratlanos vagy fáradásból adódó időbeni változásának vizsgálatát, és így hosszú, egybefüggő felvételek értékelhetők.

II. A motoros egység potenciálok paramétereit meghatározó eljárás

Az elmúlt években számos eljárást ismertettünk (16), (34), (19) a motoros egység potenciálok számítógépes értékelésére, ill. rámutattunk az egyes eljárások problémáira (35) is. Az újabb vizsgálatainknál ezért az utóbbi előadásunkban ismertetett problémák kiküszöbölését tűztük ki célul, és az eddigi eljárásaink jól bevált részeit felhasználva, ill. továbbfejlesztve dolgoztuk ki az új jelértékelő algoritmusunkat. Az új eljárás adatgyűjtő és összesítő programokból áll. Az adatgyűjtő programot bipoláris elvezetésű jelekhez fejlesztettük ki, és a program a mágnesszalagon elhelyezkedő digitalizált elektromiográfiás felvételeket elemzi. A felvételek az első előadásban ismertetett markercsatornát is tartalmazzák (45). A programnak bemenő paraméterként megadható a jel- és markercsatorna száma, a mintavételi frekvencia és a bipoláris jel első csúcsának polaritása (jelen közleményünkben mindig pozitívba induló jelet tételezünk fel). Az adatgyűjtő program a felvételek elemzésekor az 1. ábrán bejelölt jelparamétereket gyűjti ki.



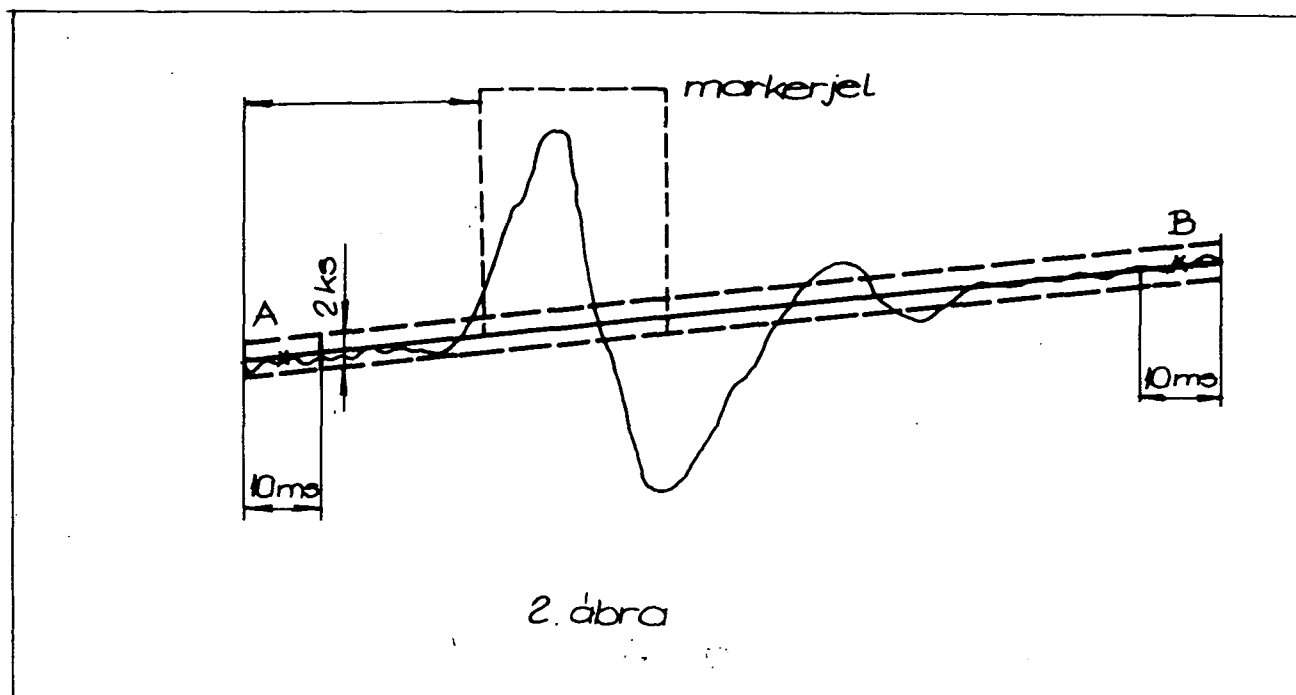
1. ábra

Biológiai jelek feldolgozásánál minden esetben a legnagyobb problémát a zaj jelenti. Az első nehézség a jel és a zaj szétválasztása (jeldetektálás). A program a mágnesszalagon tárolt digitalizált jelet kétszeres puffereléssel olvassa le, és a jel detektálása a markerjel felismerésén alapszik. A jel detektálását követi a jel egyes paramétereinek mérése. A zajos háttérbe beolvadt jelalkotók felismerése általában rendkívül nehéz, így a kapott eredmények sok esetben csak nagyon kritikusan értelmezhetők. Az 1. ábrán bemutatott jel esetén ez elsősorban az egyes definíciós pontok detektálásánál jelent problémát. A felfutó, lefutó, ill. utópozitivitási csucs definiálása software uton történő amplitúdókomparálással viszonylag egyszerű, viszont a felfutó szakasz kezdetét a zaj miatt nehéz felismerni. Ezt a nehézséget egy mesterséges alapvonal generálásával és egy zajsáv bevezetésével oldottuk meg. Az alapvonal-generálás lényege, hogy a markerjel megjelenésekor a markerjel felfutóélét megelőző és azt követő max. 64 ms hosszúságú jelszakaszt egy pufferbe töltjük, majd a puffer jelet megelőző és jelet követő szakaszából egy átlagértéket és szórásit számolunk. Az átlagérték a markerjel felfutó éle előtt 30 ms-mal kezdődő 10 ms-os, ill. a puffer utolsó 10 ms-os szakaszából kerül ki. Az így kapott A és B átlagértékeket a vizsgált intervallum középső pontjához rendeljük, és a két ponton átmenő egyenest definiáljuk alapvonalként. A két 10 ms-os szakaszon számolt s szórás k-szorosát mint zajsávot fogjuk fel, és a jel kezdetét az

$$A_i > at_i + b + ks$$

egyenlőtlenség teljesülésével értelmeztük. Az összefüggésben A_i a t_i időpontban vett minta értéke, $at + b$ a fenti módon generált alapvonal egyenlete, és ks a zajsáv. Az alapvonal-generálás és a zajsáv kijelölés módszerét a 2. ábrán szemléltettük. A gyakorlatban problémát okozott a zajsáv szélességét megadó k konstans meghatározása. Ezt több, különböző jel/zaj viszony felvétel kiértékelése alapján 2-nek választottuk.

A mesterséges alapvonal előnye, hogy kiszűri a felvétel egyenáramu színtingadozásait és lehetővé teszi a jelkezdet detektálását. Az adatgyűjtő program az 1. ábrán megadott paramétereket a következő módon értelmezi:



Interspike (ISP) idő: két markerjel felfutóéle közt eltelt idő. Egy markerjel detektálása után 50 ms-ig a program új markerjelet nem vesz figyelembe. Ebben az időintervallumban markerjel csak a zaj vagy egy másik motoros egység aktivitásának hatására keletkezhet.

Felfutó amplitudó (A1): az alapvonal és a zajsáv alapján értelmezett jelkezdet és az azt követő lokális maximumból álló komplexum maximumértékéhez tartozó amplitudó.

Lefutó amplitudó (A2): a lokális maximumot követő lokális minimum amplitudóértéke.

Felfutó idő (T1): a jelkezdet és a felfutó amplitudó időpontja közt eltelt idő.

Csúcsközi idő (T2): a felfutó és lefutó amplitudók megjelenése közt eltelt idő.

Lefutó idő (T3): a lefutó amplitudó helye és az utópozitív csúcs közt eltelt idő.

Az adatgyűjtő program minden jelből meghatározza a fenti jelparaméterek értékét, és lerakja őket egy file-ba. A file-ban összegyűlt adatok végső értékelését az összesítő program végzi. Az összesítő program különböző időbeni, ill. amplitudó feltételek alapján szűri az adatsort, majd a kapott (minden feltételnek megfelelő) adatokból átlagértéket, ill. szórást számol, és előállítja az egyes adatok megoszlását lei-

ró hisztogramokat. Az adatgyűjtő program további funkciója még a hat mért paraméter kölcsönös korrelációs mátrixában szereplő elemek meghatározása. Az összesítő programban alkalmazott szűrőkritériumok azt eredményezik, hogy az egyes eredményeket (átlag, ill. korreláció) különböző számú minta felhasználásával kapjuk. Ez azért előnyös, mivel így néhány nem értékelhető adat esetén is felhasználhatjuk azokat, amelyek a hat paraméter közül megmaradtak. A fenti két programot TPAi számítógépre, FORTRAN, ill. SLANG 3 nyelven írtuk meg, és az OS/i-8 operációs rendszer felügyelete alatt futtattuk. A programrendszer működéséhez szükséges minimális hardware konfiguráció:

- 8 K tárolókapacitású, alap-perifériákkal ellátott TPA-i kisházi számítógép
- min. 64 K tárolókapacitású diszk-egység
- 2 db mágnesszalagos egység
- 4 A/D konvertert tartalmazó LABORHIBRID keret.

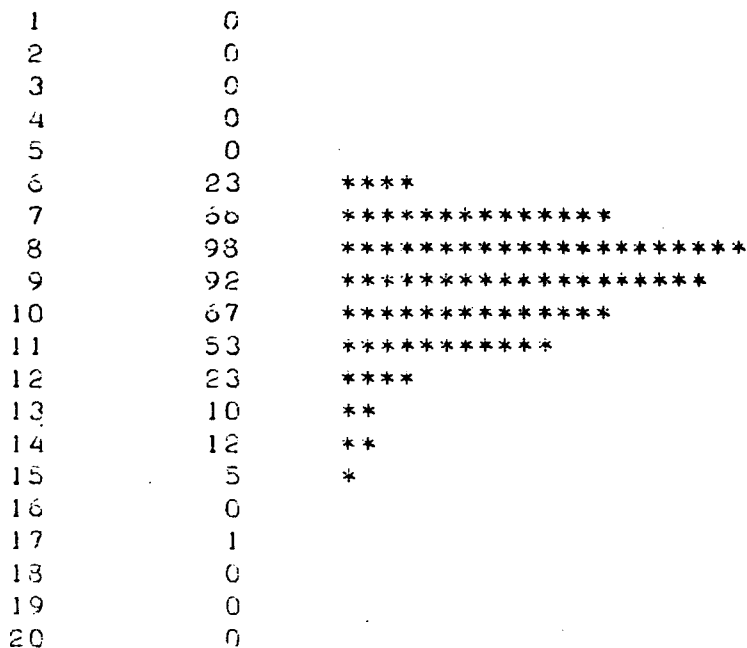
A speciális hardware eszközökről korábbi előadásainkban már többször beszámoltunk, így itt nem kívánunk erre kiténi.

III. A kapott eredmények

A programrendszerrel állandó, ill. változó kisülési frekvenciájú motoros egység potenciálokat vizsgáltunk. Az állandó kisülési frekvenciájú jel úgy keletkezett, hogy a kísérleti személy a visszacsatolás révén igyekezett állandó kisülési frekvenciával egyetlen motoros egységet működtetni. A változó kisülési frekvenciájú jelnél a kísérleti személy a kisülési frekvenciát akaratlagosan változtatta. A jeleket bipoláris elvezetéssel mértük, a digitalizálás mintavételi frekvenciája 1 kHz volt.

A kétféle jelre kapott numerikus eredményeket a I. és II. táblázatok tartalmazzák. A változó kisülési frekvenciájú jelek paramétereinek hisztogramját a 3. - 8. ábrák mutatják. A kapott átlag- és szóráserképek vizsgálatának eredményei a következőkben összegezhetők:

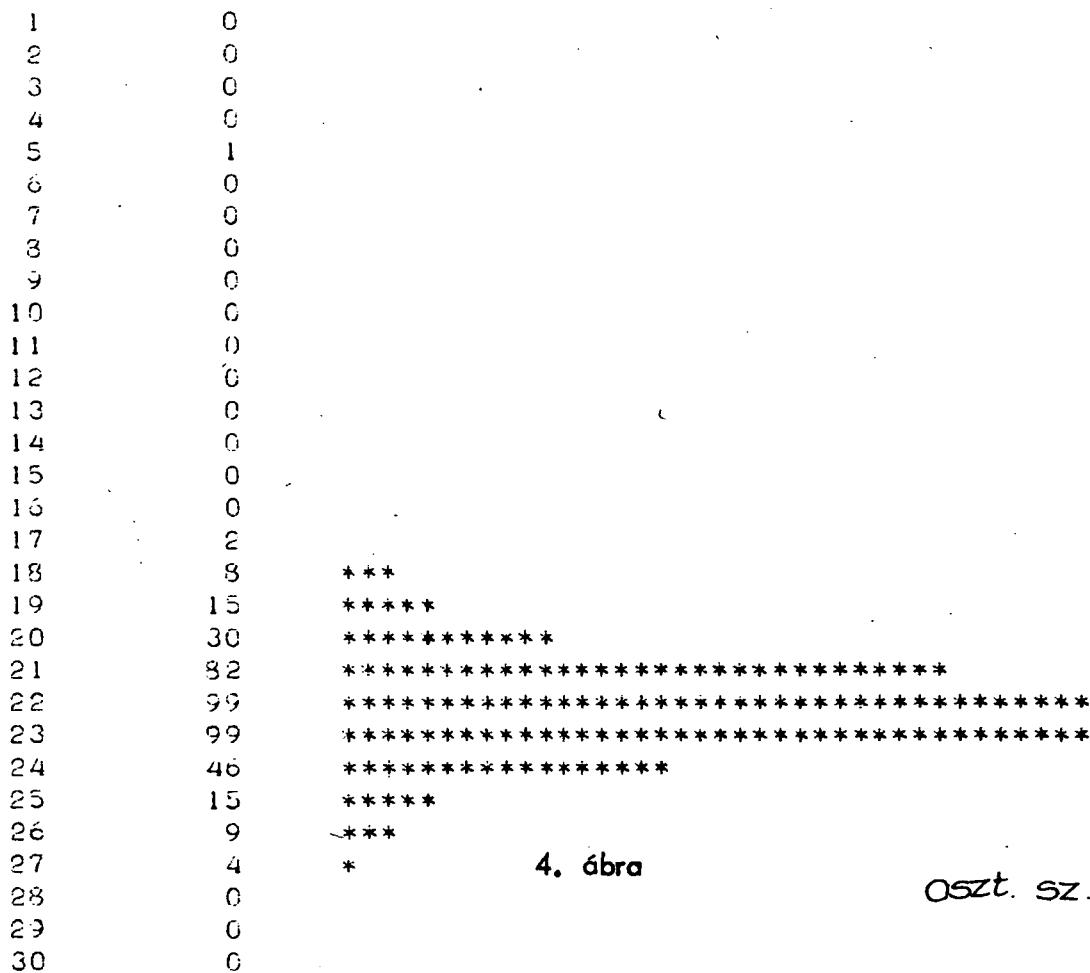
INTERSPIKE IDŐ HISZTOGRAM:



oszt. sz. - 10 ms

3. ábra

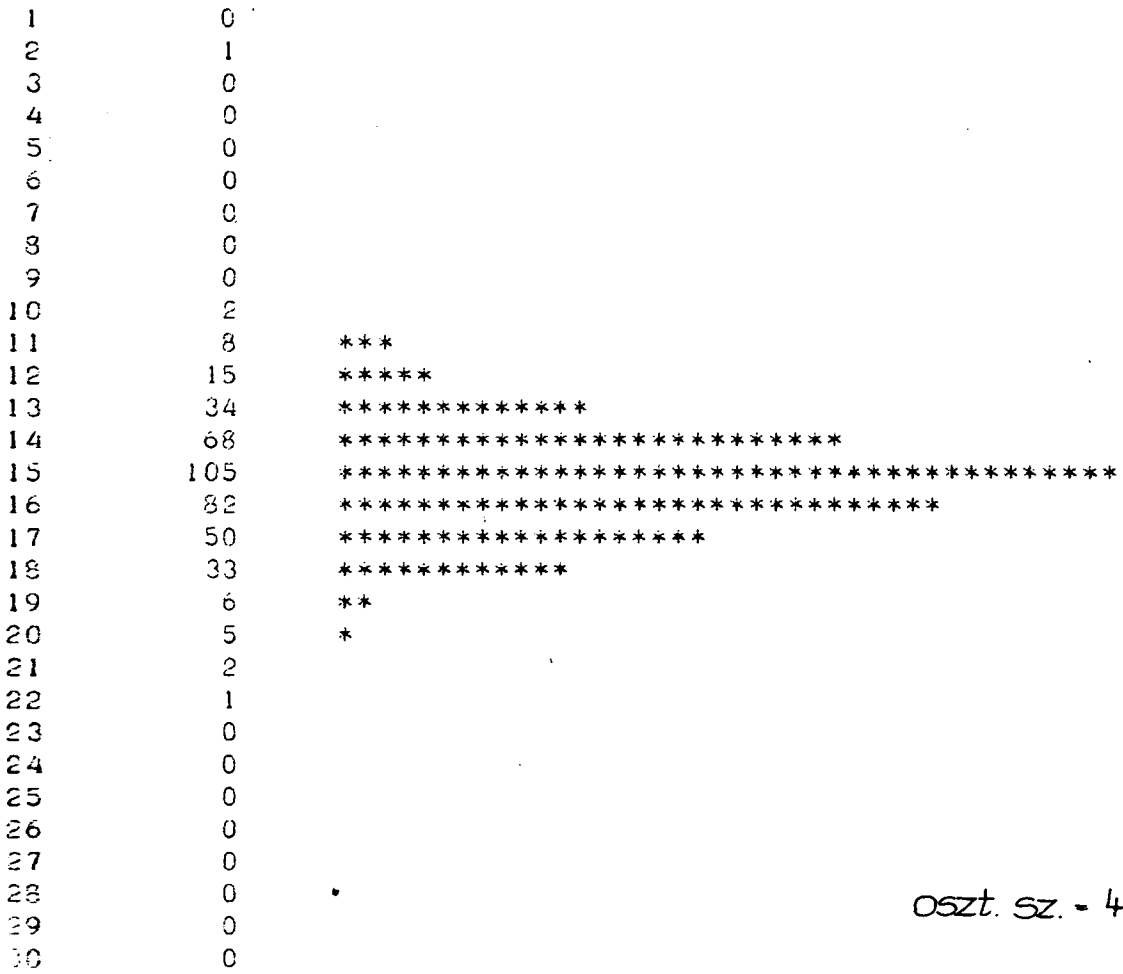
FELFUTÓ AMPLITUDO HISZTOGRAM:



4. ábra

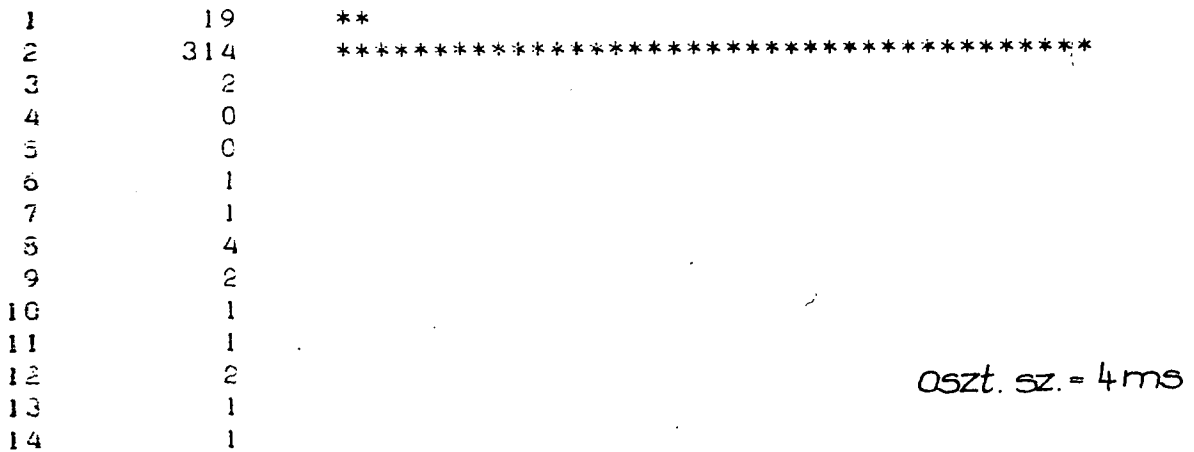
oszt. sz. - 4.0 r.

LEFUTÓ AMPLITUDO HISZTOGRAM:



5. ábra

FELFUTÓ IDŐ HISZTOGRAM:



6. ábra

CSUCSKOZI IDŐ HISZTOGRAM:

1	0
2	0
3	241
4	167
5	0
6	0
7	0
8	1
9	0
10	3

```
*****  
*****
```

oszt. sz. - 2ms

7. ábra

LEFUTÓ IDŐ HISZTOGRAM:

1	1
2	0
3	3
4	15
5	12
6	42
7	11
8	13
9	16
10	15
11	7
12	0
13	0
14	0
15	0

```
*  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****  
*****
```

oszt. sz. - 2ms

8. ábra

a.) Az ISP idők átlaga és szórása az akaratlagosan változtatott kisülési frekvenciájú jelnél nagyobb, mint az állandó kisülési frekvenciánál mért értékek. A hisztogram állandó kisülési frekvencia esetén Gauss-görbe alakú, viszont változó kisülési frekvencia esetén torzul, aszimmetrikussá válik. Ez azzal magyarázható, hogy a kisülési frekvencia egy felső határfrekvenciával rendelkezik.

b.) A pozitív és negatív csúcsok jól mérhetőek, a fel- és lefutó amplitudók szórása viszonylag kicsi. Feltűnő a jel aszimmetriája (a felfutó amplitudó mindig nagyobb a lefutó amplitudónál), ami részben az elektródarendszer hibájával magyarázható.

c.) A jel felfutási és csúcsközi ideje rendkívül stabil, a jelváltozás rendkívül gyors.

d.) Az állandó és változó kisülési frekvenciánál mért amplitudó és idő adatok az ISP időt leszámítva alig változnak.

e.) A jel felfutási idejének mérését az utópozitív csúcs elment, zajba beolvadt jellege nagymértékben nehezíti. A jelek kb. kétharmadánál az utópozitív csúcs nem detektálható.

Az egyes paraméterek közti korrelációk nem túl élesek. Mindkét mérésorozathál 1 %-os szignifikanciaszinten korrelációt találtunk az ISP idő és a csúcsközi idő közt, valamint a pozitív és negatív amplitudók közt. A felfutási idő és a pozitív, ill. negatív amplitudók közti korrelációk 5 %-os szinten szignifikánsak. A korrelációk fiziológiai jelentésének tisztázása további elméleti és kísérleti vizsgálatokat igényel. A felfutó amplitudó jó detektálhatósága mindenesetre jelentős eredmény, és várhatóan alkalmazásával elhagyható az eljárást bonyolító markerjel.

Jelparaméter	Állandó kisülési fr.			Változó kisülési fr.		
	átlag	szórás	db. szám	átlag	szórás	db. szám
ISP	74.7 ms	10.0 ms	652	86.7 ms	22.0 ms	452
A1	81.3 or	6.9 or	604	86.1 or	7.9 or	412
A2	-48.6 or	6.5 or	604	-58.5 or	7.8 or	412
T1	6.9 ms	2.0 ms	603	9.6 ms	3.0 ms	411
T2	6.2 ms	1.0 ms	604	5.8 ms	1.0 ms	412
T3	12.3 ms	1.0 ms	211	12.0 ms	1.0 ms	140

1. táblázat

jelparaméter	Állandó kisülési fr.				
	A1 korr.eh. /m.szám/	A2 korr.eh. /m.szám/	T1 korr.eh. /m.szám/	T2 korr.eh. /m.szám/	T3 korr.eh. /m.szám/
ISP	0.05 /604/	0.06 /604/	-0.05 /603/	-0.21 /604/	-0.04 /211/
A1	- -	-0.20 /604/	0.00 /603/	0.12 /604/	0.04 /211/
A2	- -	- -	-0.05 /603/	-0.03 /604/	-0.11 /211/
T1	- -	- -	- -	-0.05 /603/	0.04 /210/
T2	- -	- -	- -	- -	0.09 /211/
változó kisülési fr.					
ISP	0.00 /412/	0.12 /412/	-0.07 /411/	-0.11 /412/	-0.08 /140/
A1	- -	-0.18 /412/	0.02 /411/	0.02 /412/	0.29 /140/
A2	- -	- -	0.03 /411/	-0.07 /412/	-0.17 /140/
T1	- -	- -	- -	-0.03 /411/	0.05 /139/
T2	- -	- -	- -	- -	0.00 /140/

II. táblázat

IV. Összefoglalás

A fenti eredmények alapján úgy látjuk, hogy a programrendszer a motoros egység potenciálok rutinszerű vizsgálatára alkalmas. Az így mért jelparaméterek nagy megbízhatósága lehetővé teszi a módszer diagnosztikai alkalmazását, mivel a jelparaméterek és a kü-

lőnböző kóros elváltozások közt szoros kapcsolat van (lásd (19), (36), (37)). A kapott eredmények alapján két továbbfejlesztési cél tűzhető ki:

- a méréstechnikai módszer javítása a markerjel pozitív csucssal történő helyettesítése alapján, valamint az utópozitív csúcs detektálhatóságát javító zajszűrés bevezetése,
- a kapott eredmények felhasználása a motoros egység működését leíró sztatikus (egy jel viselkedését megadó) ill. dinamikus (a gyorsulás-lassulás hatását figyelembe vevő) modellek megalkotására.

Az irodalomjegyzék az első előadás végén található.

SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ és
SZOTE Élettani Intézet

Kiváltott potenciálok számítógépes értékelése

Lenkehegyi Ibolya, Török Rozália, Matievics Istvánné, Benedek
György, Szekeres László és Kalapis István

Az elmúlt két év során munkacsoportunk szisztematikusan tanulmányozta a hypothalamo-corticalis és hypothalamo-hippocampalis kapcsolatokat. Munkánk során támaszkodtunk az 1971-es Neumann Kollokviumon elhangzott előadás anyagára. Egy kísérletsorozatban, amelyet 52 macskán végeztünk a hypothalamus különböző frekvenciájú ingerlésével, mintegy 20.000 kiváltott választ regisztráltunk. Az adatok nagy száma, valamint az a cél, hogy az adatokat statisztikailag értékeljük, felvetette annak szükségességét, hogy a kapott kiváltott válaszokat számítógéppel értékeljük.

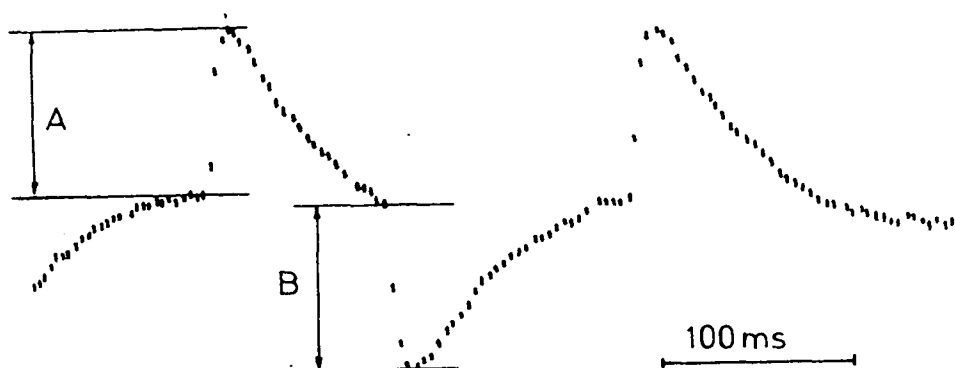
A kísérletek során az ingerlésre koncentrikus bipoláris elektródát, elvezetésre monopoláris gömbelektródákat használtunk fel. Az ingerlési paraméterek 250 mikroamper, 0,5 msec és 1, illetve 10 cps voltak. A kiváltott válaszokat a KFKI NTA 512 típusu analízátorán átlagoltuk. 20-20 kiváltott potenciált átlagoltunk, és ezeket 8 bites lyukszalagon rögzítettük, bináris kódban.

Az átlagolt kiváltott potenciálok számítógépes értékelésének első része a hitelesítés volt. A program a kísérlet kezdetén felvett hitelesítőjelből meghatározta, hogy az 50 μ V-os hitelesítőjel hány digitális értéknek felel meg. A következő ábrán egy hitelesítőjelet láthatunk. (1. ábra)

Az erősítő esetleges enyhe asszimetriájának kiküszöbölésére mindkét irányú kitérést figyelembe vettük, és annak átlagával számoltunk.

A kiváltott potenciálok csúcseinak meghatározása előtt meg kellett határozni azok alapvonalát, és ki kellett szűrni az elektromos ingerlésnél fellépő müterméket, az un. betörést. A kiváltott válasz elején látható a

50 μ V-os hitelesítő jel



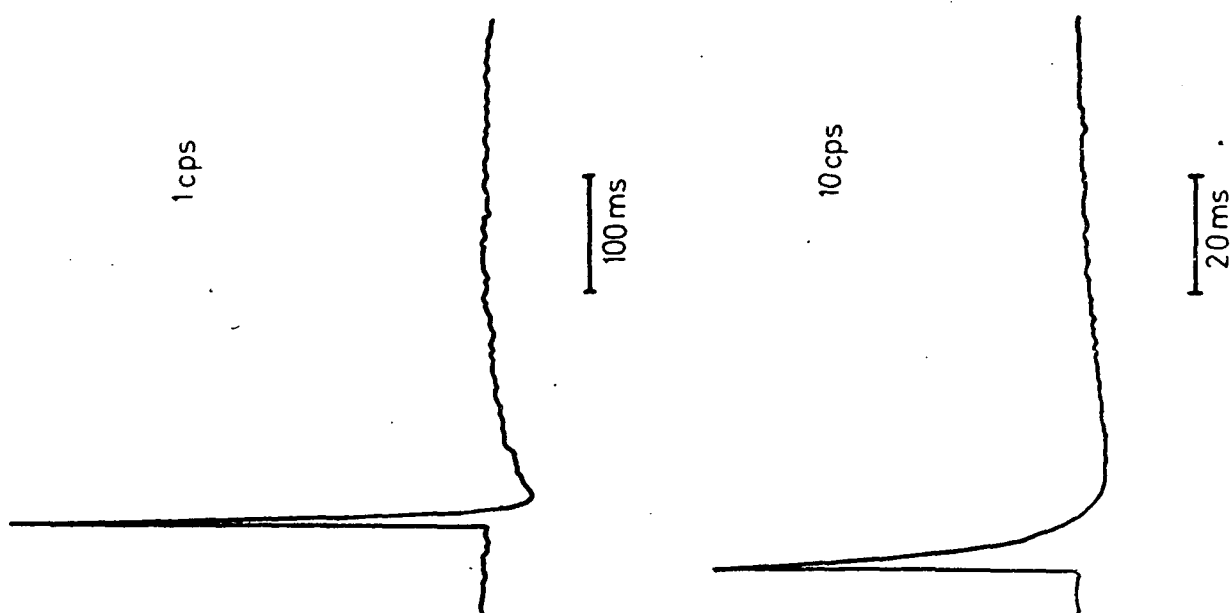
$$50\mu\text{V} = D \text{ digitális érték} = \frac{A+B}{2}$$

1. ábra

betörés, amely torzítja a kiváltott potenciál kezdeti komponenseit. Az alapvonal meghatározására átlagoltuk a késleltetés alatt mért értékeket, és ezt az átlagot pontonként rendre kivontuk a függvényértékekből.

A betörés eliminálásához először meghatároztuk az un. normálbetöréseket.

A normálbetörést egy tulatott állatban, a használt elektroda elrendezés mellett vettük fel, az ingerlési paraméterek betartásával. A két ingerlési frekvenciához tartozó normálbetörést láthatjuk a 2. ábrán. Ezután meg kellett keresnünk a betörés helyét. A késleltetés idejének ismeretében meghatároztuk a betörés várható intervallumát, és ezen intervallumon belül a legnagyobb abszolút értékű lokális szélsőértéket neveztük betörésnek. Ehhez a normálbetörést hozzáillesztettük időben és amplitudóban, majd ez utóbbit kivontuk az átlagolt válaszból. Amennyiben betörést nem találtunk, úgy a betörést szűrő fázis természetesen elmaradt. A 3. ábra a betörés szűrés eredményét szemlélteti.



2. ábra

A felső ábrán látható a késleltetés alatti ingadozás, melyből az alapvonal értékét számoltuk, valamint az ingerlés időpontjában fellépő betörés. Az alsó ábrán a betörésmentes görbe látható.

A kísérletező számára a kiváltott potenciálok értékelése kapcsán az egyes hullámok latencia és amplitudó értékei jelentik azt az információt, melyet az eredmények interpretálása kapcsán felhasznál. Ennélfogva a kiváltott potenciálok értékelő programok legfontosabb és egyben legkritikusabb része a csúcok felkeresése a megfelelő görbeszakaszokon.

Esetünkben a csucskeresés egy olyan algoritmus, amely folyamatosan, lokális szélsőérték után ellentétes értelmű lokális szélsőértéket keres, bizonyos megszorítások figyelembevételével. Például egy minimum latenciáját csúcslatenciának akkor nevezzük, ha a rákövetkező függvényértékek között van olyan, amelynek értéke tőle már legalább egy adott epszilonnal eltér, és közben nem találtunk nála kisebb értékű pontot.

A csucskeresés kiindulópontjának a késleltetési időszak utolsó, nulla függvényértékkel rendelkező tagját, vagy pedig a kiváltott potenciálnak a betörés helyén, a betörés eliminálás után kapott nulla függvényértékű tagját tekintettük. Kiindulásképpen ezt a nulla értéket feltételezett minimumnak neveztük. Ha például a görbe iránytangense ezután egy ideig negatív volt, vagyis a függvény csökkenő, akkor az így kapott egyre kisebbedő értékek lettek a továbbiakban a feltételezett minimumok. Ha ezután valamikor az iránytangens pozitívvá vált, és volt olyan függvényérték, amely egy előre megadott epsilon értékkel már nagyobb az utolsó feltételezett minimumnál, akkor a feltételezett minimum valódi minimum, vagyis csucs lett.

Ehhez hasonlóan, amíg növekedő a függvény, addig a feltételezett maximum jelölést az egyre növekvő függvényértékek kapták. Igazi maximum, vagyis csucs, akkor lett egy feltételezett maximumból, ha a görbe ezután csökkenővé vált, és találtunk tőle epsilon-nal kisebb értéket is.

Tehát, ha az említett eljárással kapott csucskok latenciáját bejelöljük, teljesülni kell a következőknek: bármely csucs értékének az őt előző és követő csucs latenciája által meghatározott intervallumra nézve szélsőértéknek kell lennie, továbbá az egymást követő csucskok értékeinek legalább az adott epsilon értékkel különbözniük kell egymástól.

Az így talált csucskok közül eleve kizártuk azonban azokat, melyek amplitudóértéke igen közel van az alapvonal értékhez. Ezt egy érzéketlenségi sáv beállításával valósítottuk meg, mely esetünkben ± 10 μ V nagyságu volt.

A csucskokon kívül az eredmények értékelése szempontjából lényeges még az első csucs kiindulópontja, az ugynevezett initialis latencia. Az initialis latencia meghatározásához az első csucs baloldali ágához igazodó másodfoku polinommal való közelítést alkalmaztunk. A parabola baloldali ága és az alapvonal metszéspontja szolgáltatta az initialis latencia helyét.

Az egyes görbék az eljárás különböző fázisait mutatják. A szaggatott vonalak a csúcok helyét jelölik, és feltüntettük az epszilon értéket is. Látható, hogy amíg epszilon egyenlő 5 μV -al, addig a csúcok száma 6, epszilon értékének növelésével a kapott csúcszám 2, majd epszilon értékének csökkentésével a keresett számú csúcot kaptuk.

Mivel kísérleteinkben az ingerléseket az agy több frontális síkjában milliméterről milliméterre végeztük, célszerűnek tűnt, hogy az ingerlési pontokhoz tartozó kiváltott potenciálokat síkonként ábrázoljuk. Erre a célra a már korábbi Neumann Kollokviumon ismertett digitál-analóg konverter segítségével, a CII-10010 számítógéphez illesztettük a EFKI gyártmányú X-Y recordert.

Olyan programot dolgoztunk ki, amely a kísérleti jegyzőkönyv alapján megadott sorszám-mátrixok segítségével a különböző időpontokban és sorrendben kapott kiváltott válaszokat az ingerlés koordinátáinak megfelelően, hitelesítve kirajzolja.

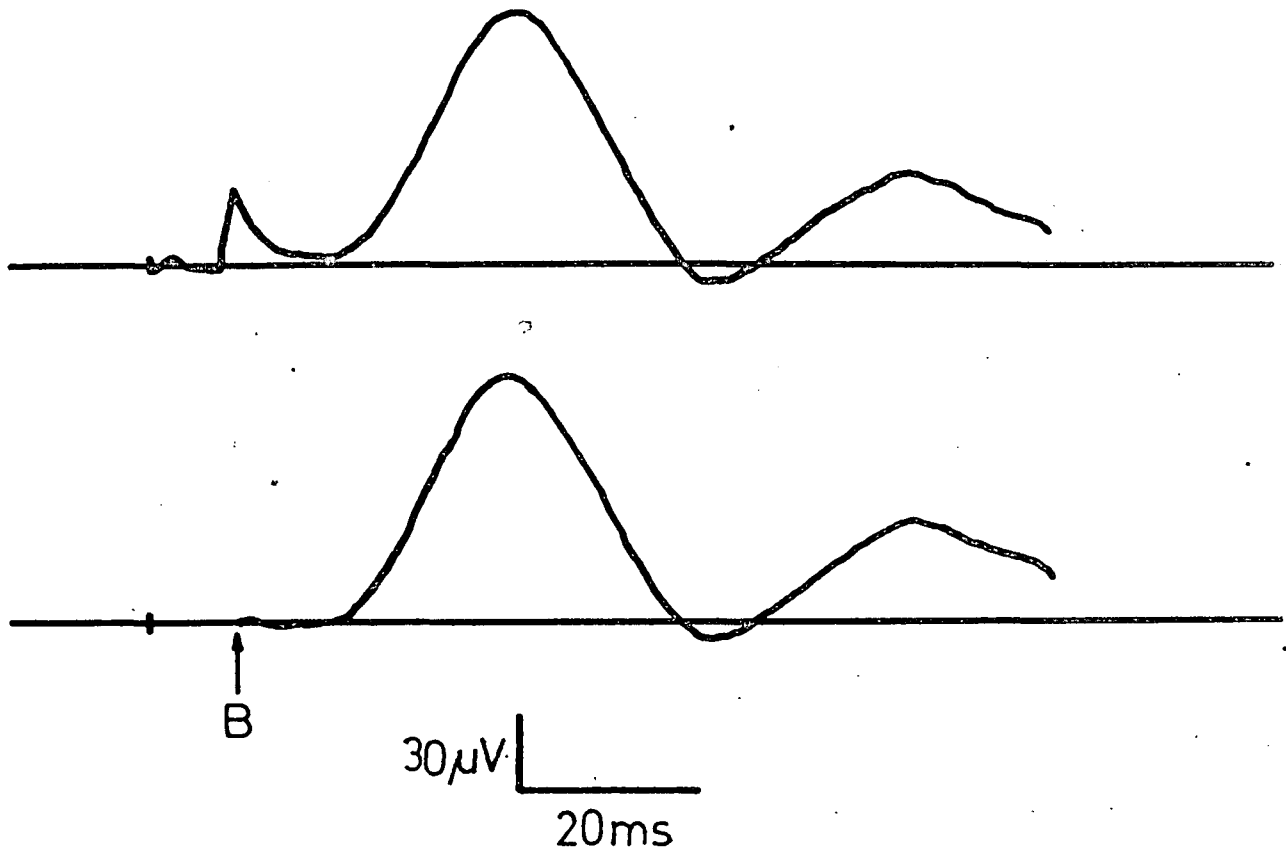
A program első két fázisa FORTRAN nyelven íródott, a harmadik ASTROL-ban. Az első fázisban a program meghatározza a normalizáláshoz szükséges konstansokat. Ezek értéke esetleg mátrixonként különböző, ezért minden mátrixhoz kiszámítja a megfelelő értékű hitelesítő jelet is, mely a rajzoláskor ábrázolásra kerül.

A második fázisban az előbbi konstansok birtokában a kiváltott válaszokat 0 és 253 közé transzformálja, és tömörítve tárolja a kirajzoláshoz szükséges vezérlő jelekkel együtt.

A harmadik fázisban a rajzoláshoz figyelembe kellett venni az X-Y recorder adottságait. Ez a programrész kiküszöböli a toll leengedésének és felemelésének latenciáját, a toll gyors beállításának tranzienseit. A kapott mátrixok segítségével vizuálisan elemezhetjük a kiváltott válaszok kialakulásának mechanizmusát.

A kiváltott potenciálokat értékelő programunkat a rendelkezésre álló CII-10010 számítógépre dolgoztuk ki. Az 1976 szeptemberében üzembe helyezett R-10-es számítógép használata lehetőséget nyújt a prog-

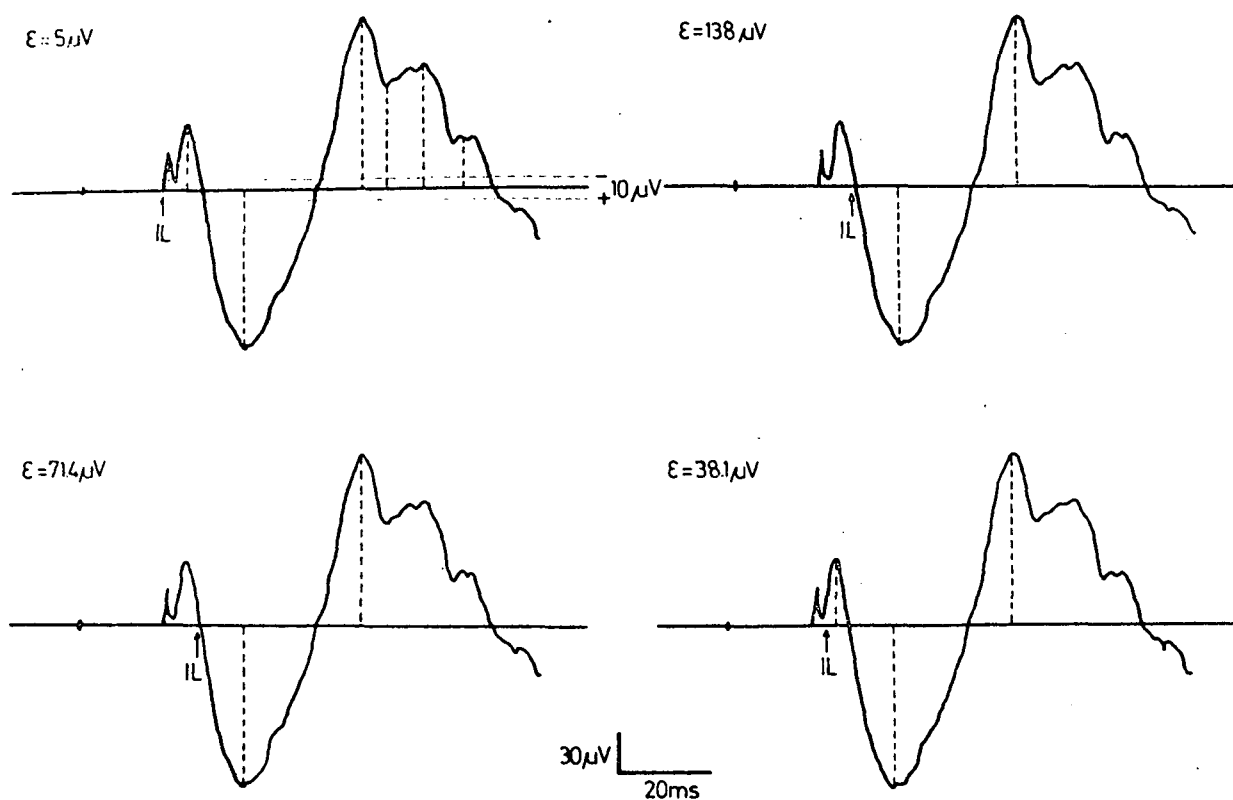
Ezután sornyomatón rögzítettük a betörés helyét, a csucok latenciáját és amplitudóját, az initialis latenciát, valamint az alkalmazott epsilon értéket. A program egyes esetekben meglehetősen nagy számú csucot talált, ezért kísérleti adatok alapján maximumunk kellett ezek számát. Esetünkben a keresendő csucok száma 3 volt. Amennyiben a talált csucok száma ennél több lett, úgy növeltük az epsilon értéket, és ismét lefolytattuk a csucskeresését. Minden egyes epsilonérték esetén újra megszámloltuk a talált csucokat, kiszámítottuk az initialis latenciát, és kinyomtattuk az eredményeket. Hat iterációs lépés után a keresést tovább nem folytattuk, az addigi eredmények nyomtatása után (elenyésző számú esetben) a csucok közül vizuális döntés alapján kerestük ki a megfelelőket. A következő (4. ábra) ábrán egy kiváltott válasz iterációs csucskeresési eljárást mutatunk be.



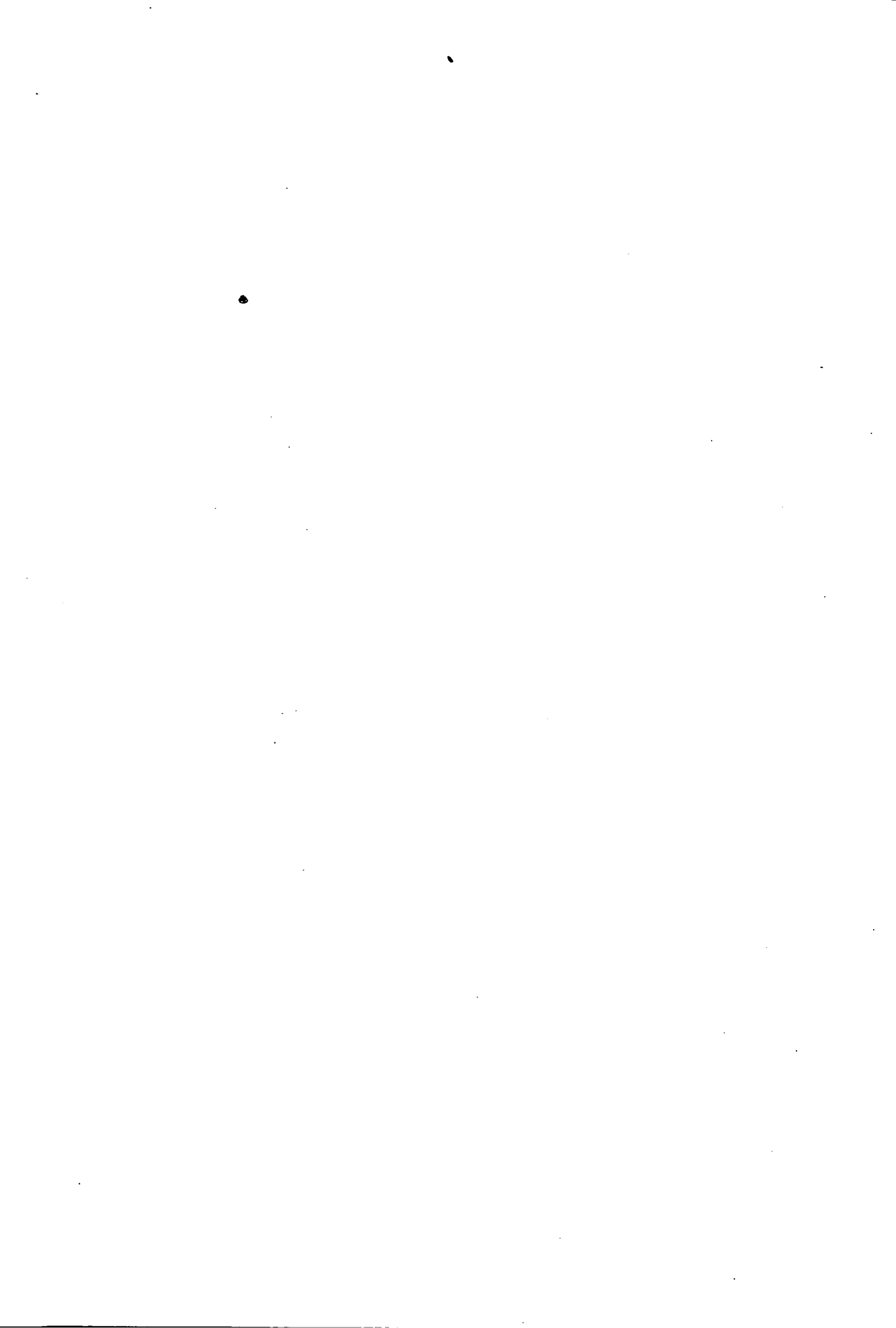
3. ábra

ram tökéletesítésére, mivel a számítógép nagyobb memóriája megkönnyíti a nagyszámu adat kezelést, és bonyolultabb matematikai módszerek alkalmazását is lehetővé teszi.

Eredményeinket összefoglalva elmondhatjuk, hogy egy olyan kiváltott potenciál értékelő programot valósítottunk meg, mely azóta gyakorlati felhasználásban is - mint ahogy azt az EEG kongresszuson előadásunkban ismertettük - megbízható, pontos eredményeket adott.



4. óbra



SZOTE Központi Laboratórium Számítástechnikai Központ

Sejtautomaták alkalmazása a diszkrét rendszerek szimulálására

Almási József

A sejtautomata gondolata Neumann Jánostól származik. Lényege, azonos elemi automatákat nagy számban azonos mintázat szerint kapcsolunk össze. Az így összekapcsolt automaták alkotják a sejtteret.

Egy véges (A, a_0, f) automatát sejtnek nevezünk, ha teljesülnek a következők:

1. A : tetszőleges adott véges halmaz, elemei sejtállapotok
2. a_0 : kitüntetett sejtállapot (un. nyugalmi állapot)
3. f : az automata (lokális) átmeneti függvénye.

A n elemű részhalmazait A -ba képezi le, és $f(a_0, \dots, a_0) = a_0$. Bármely sejthez hozzárendelhetünk további n sejtet, ezek lesznek a sejt szomszédai.

Legyen I a természetes számok halmaza. Az $I \times I$ halmazt sejtterének nevezzük. A $G: I \times I \rightarrow 2^{I \times I}$ -re

$$G(\alpha) = \{ \alpha + \delta_1, \dots, \alpha + \delta_n \}, \text{ ahol}$$

$\delta_i \in I \times I \rightarrow (i = 1, \dots, n)$ rögzített, szomszédsági függvénynek nevezzük.

Az $I \times I$ halmaz minden A -ba való olyan φ leképezését,elynél a halmaz csak véges számú elemére igaz $\varphi(\alpha) \neq a_0, \alpha \in I \times I$ konfigurációnak nevezzük.

A sejtter globális átmenet függvénye az a függvény, amely a sejtter összes konfigurációjának halmazát önmagába képezi le. Átme-

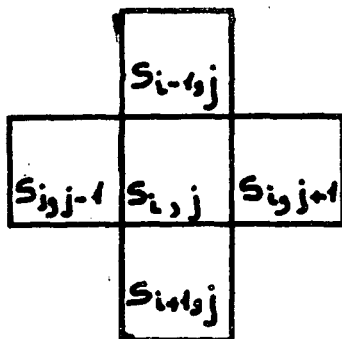
netnek nevezzük azt, hogy a sejt felveszi azt a saját és szomszédai pillanatnyi állapotának megfelelő új állapotot, amelyet számára az átmenet függvénye előír. A sejttérben minden sejt egyszerre működik. Ez a párhuzamos működés teszi alkalmassá a sejttérrel olyan diszkrét, homogén és inhomogén modellek vizsgálatára, melyekben lokális változások a szignifikánsak és párhuzamos működésűek. A sejttérben kizárólag software munkával bonyolult rendszerek, számítógép műveleti egységek, hatásközvetítő pályák, biológiai sejtek modelljei stb. alakíthatók ki.

A sejttér Turing-i értelemben univerzális (programozható). Univerzalitásából következik, hogy önreprodukálásra képes. Így lehetőség nyílik biológiai kutatásokban való felhasználásra, pl. sejtek, baktériumok stb. fejlődésének vizsgálatára. A párhuzamos működés lehetővé teszi, hogy egyszerre vizsgálhassuk különböző rendszerek (pl.: sejttelepek, hatásközvetítő pályák stb.) viselkedését ugyanazon közegben.

A sejttér párhuzamos működése és egyszerű alapelemekből való felépíthetősége igen sokrétű alkalmazást tesz lehetővé. Ezek közül néhány: elkészült a sejtautomata elven működő ILLIAC IV számítógép, több kutató foglalkozott a sejtautomata számítógépként, számítástechnikai rendszer részeként való alkalmazásával (Toffoli, Fay, Legendi). A sejtek önreprodukáló önszervező képességét vizsgálták (Codd, Neumann), fibrilláció tüneteit modellezték (Swain, Burks).

A sejtautomaták működésének vizsgálatához jelenleg leghatékonyabb eszköz a digitális számítógépen végzett szimuláció. Ma már több sejtautomata szimulációs nyelvprocesszor is működik, pl. SICELA (10), CELIA (9), CELLAS (7), INTERCELLAS stb. Sejtautomaták interaktív üzemmódu szimulációjához fejlesztettük ki az MTA Logikai és Automataelméleti Tanszéki Kutató Csoportjával együttműködve az INTERCELIAS sejtautomata szimulációs nyelvprocesszort a CII-10010-es számítógépre. A nyelv tervezésekor egy interaktív szimulációs eszköz biztosítása, tapasztalatszerzés sejttérszimulációs nyelvek készítéséhez volt a cél. Figyelembe kellett venni, hogy a számítógép tárkapacitása kicsi (16 K szó), ezért az egész sejttérrel diszken tároljuk (négyzetes mátrix alakban). Átmenet számításához a sejttér három aktuális sorát hozzuk be a

tárba. A sok diszkhez fordulás jelentősen lassítja a program futását, ezért figyeljük, hogy melyik sorban lehet billénés (átmenet), és csak ezt a sort és a szomszédait hozzuk be a memóriába. A program futás további gyorsítását célozza, hogy az aktuális sor feldolgozásakor kizárólag azokra a sejtekre számítjuk ki az átmenetet, amelyek nyitak. (Egy sejt nyit, ha önmaga, vagy valamelyik szomszédja az előző átmenet számításakor megváltoztatta az állapotát, ellenkező esetben zárt.) A szimulált sejtter maximális mérete 64×64 . Az egyes sejtek 0-7 állapotokat vehetnek fel. A szomszédság kötött. Az $s_{i,j}$ szomszédjai:



1. ábra
Szomszédsági minta

A processzor alkalmas inhomogén sejtterek szimulálására is. 5 különböző átmeneti függvény adható meg. Az átmeneti függvények tetszőleges módon hozzárendelhetők egy-egy sejthez. (Szimuláció során ez a hozzárendelés tetszőlegesen módosítható.) Az átmeneti függvényeket táblázatukkal kell megadni. Lehetőség van rá, hogy az egyes átmeneti függvénytáblákból különböző módon keressük vissza az átmenethez szükséges értéket.

A sejtter inputját megadhatjuk úgy, hogy minden átmenet előtt megadjuk a bábsejtek állapotát (bábsejtek a sejtteret keretező sejtek), vagy beolvassuk a kész konfigurációt, vagy konfigurációépítő utasítással elkészítjük a kívánt konfigurációt. (Lehetőség van sejtterben kialakult konfigurációk lyukszalagra mentésére is.) A sejtter outputját a megjelenítő utasításokkal vezéreljük. Meg lehet adni, hogy a szimuláció során mely átmeneti lépéseket akarjuk megjeleníteni sornyomta-

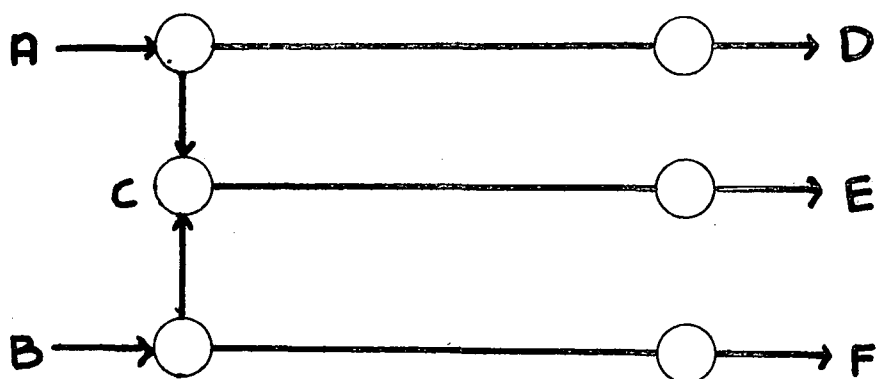
tón, és azt, hogy az egyes állapotoknak mely karakterek felelnek meg. A sejtter méretét a dimenzionáló utasítással a maximális határokon belül tetszőlegesen változtathatjuk. Lehetőség van még az input periféria kijelölésére (konzol, lyukszalag), comment írására, az aktuális sejtter törlésére, a szimulátor alapállapotba helyezésére és a szimuláció befejezésére. Az INTERCELLAS-szal végzett szimulációk célja a sejtautomaták működésének megismerése, sejtterprogramozásban való gyakorlat szerzés, a sejtautomaták hardware megvalósításához tapasztalatszerzés, a kétállapotu sejtterek átmeneti függvényeinek vizsgálata (invertálhatóság, önreprodukciós tulajdonságok), a sejtautomaták biológiai rendszerek modellezésére való felhasználhatósága, számítástechnikai rendszerben való alkalmazhatóság. Vizsgálatainkat kétállapotu, kétdimenziós sejtterben, rögzített szomszédság (a sejt+a kétdimenziós rács négy szomszédos pontjában lévő sejt) mellett végeztük.

A sejtautomaták működését alapvetően átmeneti függvényük határozza meg. Ezért nagy hangsúlyt fektetünk vizsgálatukra. Az átmeneti függvényt táblázatával adtuk meg. A táblázat elemeit változtatva figyeltük, hogy az egyes konfigurációk hogyan viselkednek az adott átmeneti függvény által biztosított környezetben. A tapasztalat azt mutatja, hogy a táblázat kis módosítása már jelentősen megváltoztatja a sejtter tulajdonságait. Pl. egy önreprodukáló tulajdonsággal rendelkező függvény táblázatában elég egyetlen elem megváltoztatása, és megszűnik az önreprodukciós tulajdonsága. Találtunk olyan átmeneti függvényt, melyben bizonyos konfigurációk reprodukálódtak, míg mások nem. Végeztünk olyan szimulációt, melyekkel a szaporító és fogyasztó tulajdonságokat vizsgáltuk. Voltak olyan függvények, melyekkel a behelyezett konfiguráció szinte robbanásszerűen szaporodni, növekedni kezdett, és rövidesen kitöltötte a szimulációs térrészt. Ha a szaporító függvényt kicseréltük fogyasztó függvényre, azt tapasztaltuk, hogy a kialakult konfiguráció bizonyos függvényekkel szemben ellenállóbb volt, míg mások néhány átmenet alatt kiirtótták. Vizsgáltunk olyan átmeneti függvényt, mely hatására a sejtter hullámterjesztési tulajdonságokat mutatott.

Önreprodukáló tulajdonságu függvények (paritás, Franklin függvény) esetén az összes behelyezett konfiguráció reprodukálódott 2 egész

hatványainak megfelelő számú lépésekben, a közbeeső lépésekben igen bonyolult alakzatok jöttek létre. Ha a konfiguráció eléri a sejtér szélét, onnan mintegy "visszaverődik" és a kiinduló konfiguráció tükörképe jön létre. Ha két különböző konfigurációt helyeztünk el a térben, akkor mindkettő reprodukálódott, azonban nagyobb lépésszám esetén az egyik konfiguráció több utóda maradt meg a sejtérben, mint a másiknak. Nem összefüggő konfigurációk összefüggő tulajdonságot mutatnak.

A sejtér számítástechnikai és biológiai modellezésre való felhasználhatósági vizsgálatoknál olyan alapkonfigurációk kialakítására törekedtünk, amelyekből a későbbiekben "építkezni" lehet a sejtérben, azaz bonyolultabb rendszerek tervezésénél, építésénél felhasználhatók. Pl: Számítástechnikai modellben való felhasználáshoz bináris összeadót tervezünk. Biológiai modellekhez, receptorokat, ingerközvetítő, továbbító pályákat (jelutakat) alakítottunk ki. Ezekből felépítettük pl: következő egyszerű idegháló modellt:



2. ábra

Egyszerű idegháló modell

Működése a következő: Az ingerre D kimenet feltétlen reflexet vált ki, B ingerre F kimenet feltétlen reflexet vált ki. Ha A és B egyidejűleg aktív, C is aktivizálódik és E kimenet feltételes reflexet vált ki.

A tapasztalatokat összegezve megállapíthatjuk, hogy az átmeneti függvény megfelelő választásával a sejtér tulajdonságai rugalmasan változtathatók. Már egész egyszerű konfigurációk is igen bonyolult tulajdonsággal rendelkeznek a sejtérben. Néhány ötletet

szeretnénk adni a továbbiakban a sejtautomaták felhasználására.

Két vagy több baktériumtörzs szaporodását szimulálhatjuk egyidejűleg ugyanazon közegben. Egy baktériumtörzs fejlődését vizsgálhatjuk egy közegben, majd ezt a közeget kisebb nagyobb mértékben változtatva láthatjuk, hogy a kialakult konfiguráció hogyan viselkedik a megváltozott környezetben. A szimuláció laboratóriumi kísérletekhez nyújthat segítséget, az egyes kísérleteket modellezve, gyorsabb és nagyobb számú modell kísérletet elvégezve további intuíciónkat lehet nyerni a laboratóriumi kísérletekhez. Biológiai sejt, sejtek, sejtcsoportok modelljeit sejtterben elhelyezve vizsgálhatjuk növekedésüket, szaporodásukat, különböző sejteket elhelyezve tanulmányozhatjuk kölcsönhatásukat. Populációs modellek tanulmányozására is használhatjuk a sejtteret (pl.: E. Franklin modell: születik vagy tovább él egy sejt, ha a szomszédok száma páratlan, meghal, vagy üres marad, ha a szomszédok száma páros. Ez a modell önreprodukciós tulajdonsággal rendelkezik.)

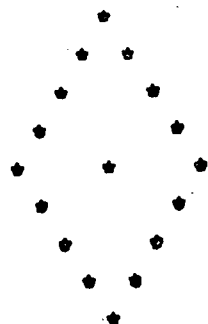
A függelékben bemutatunk több szimulációs eredményt.

1. Hullámterjedés sejtterben.
2. Egyszerű konfigurációs viselkedése szaporító tulajdonságú átmeneti függvény esetén, majd az átmeneti függvényt kicserélve fogyasztó tulajdonságú függvényre, vizsgáljuk a kialakult konfiguráció viselkedését a térben.
3. A paritás függvénnyel és nem összefüggő konfigurációval.
4. A fentiekben leírt egyszerű idegmodell működése.

További kutatási céljaink: A sejtautomaták alkalmazhatósága számítástechnikai rendszerekben. Sejtautomata megvalósítása hardware szinten. Biológiai modellek készítése sejtterben. Egy interaktív sejtterszimulátor elkészítése R-10 számítógépre.

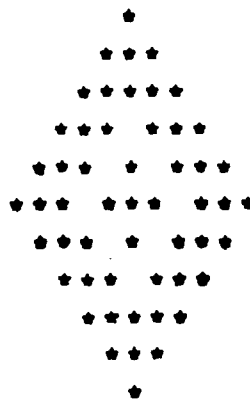
Függelék

4	1	1	34	34
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				
28				
29				
30				
31				
32				
33				
34				



5 1 1 34 34

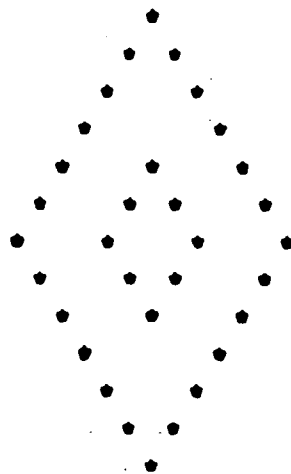
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34



1b.

0 1 2 3 4 5

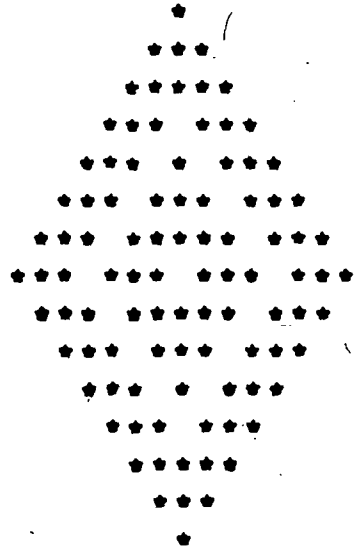
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34



lc.

7 1 1 34 34

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34



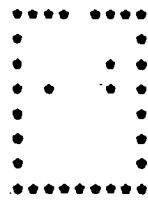
1d.

9 1 1 10 10
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
10 1 1 10 10
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11 1 1 10 10
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
12 1 1 10 10
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
00 4 2
13 1 1 10 10
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
14 1 1 10 10
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

0 1 1 60 64

- 342 -

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
PRES
00
32



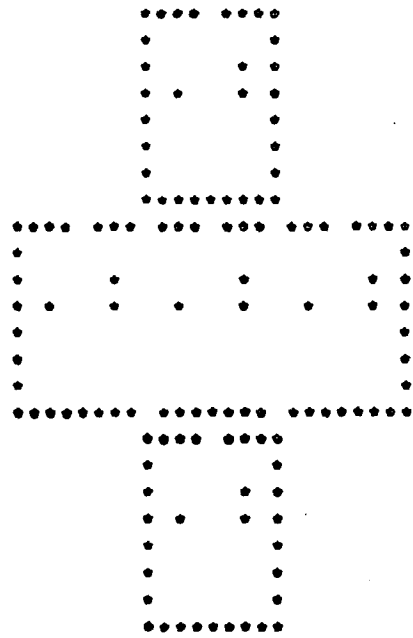
0 2

3a.

2

1 1 1 60 54

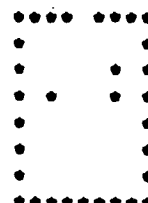
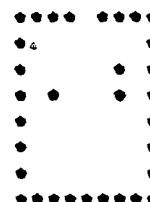
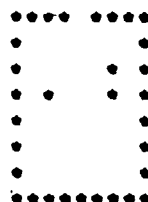
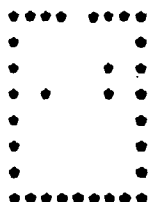
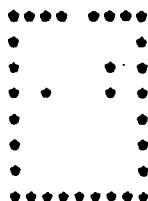
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34
- 35
- 36
- 37
- 38
- 39
- 40
- 41
- 42
- 43
- 44
- 45
- 46
- 47
- 48
- 49
- 50
- 51
- 52
- 53
- 54
- 55
- 56
- 57
- 58
- 59
- 60



3b.

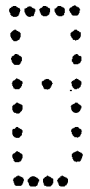
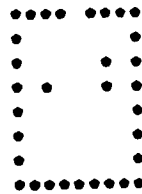
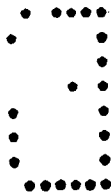
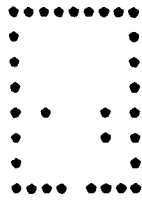
10 1 1 6A 64

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34
- 35
- 36
- 37
- 38
- 39
- 40
- 41
- 42
- 43
- 44
- 45
- 46
- 47
- 48
- 49
- 50
- 51
- 52
- 53
- 54
- 55
- 56
- 57
- 58
- 59
- 60



32 1 1 6A 64

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34
- 35
- 36
- 37
- 38
- 39
- 40
- 41
- 42
- 43
- 44
- 45
- 46
- 47
- 48
- 49
- 50
- 51
- 52
- 53
- 54
- 55
- 56
- 57
- 58
- 59
- 60



KFKI 1 6A 64

COMM
ONREPRODUCCIONS SZIMULACIO PARITAS FV-EL
STOP

```

1 1 1 20 24
1
2 .....
3 .....
4 .
5 .... .....
6 .... .....
7 .... .....
8 .... .....
9 .... .....
10 . .....
11 ..
12 .. .....
13 .. .....
14 .. .....
15 .. .....
16 ..
17
18 .....
19 .....
20
PRES
2 1 0
DO
4 2
4 1 1 24 24
1
2 .....
3 .....
4 .
5 .... .....
6 .... .....
7 .... .....
8 .... .....
9 .... .....
10 . .....
11 ...
12 .. .....
13 .. .....
14 .. .....
15 .. .....
16 ..
17
18 .....
19 .....
20
5 1 1 20 24
1
2 .....
3 .....
4 .
5 .... .....
6 .... .....
7 .... .....
8 .... .....
9 .... .....
10 . .....
11 ..
12 .. .....
13 .. .....
14 .. .....
15 .. .....
16 ..
17
18 .....
19 .....
20
KONF

```

4a.

```

4 2 4 2 1
PRES
6 1 0
DO
6 2
PRES
8 0 -1
11 1 1 20 24
1
2 .....
3 .....
4 .
5 .... .....
6 .... .....
7 .... .....
8 .... .....
9 .... .....
10 .....
11 ..
12 .. .....
13 .. .....
14 .. .....
15 .. .....
16 ..
17
18 .....
19 .....
20
KONF
10 2 14 2 1
PRES
2 1 0
DO
4 2
14 1 1 20 24
1
2 .....
3 .....
4 .
5 .... .....
6 .... .....
7 .... .....
8 .... .....
9 .... .....
10 . .....
11 ...
12 .. .....
13 .. .....
14 .. .....
15 .. .....
16 ..
17
18 .....
19 .....
20

```

4b.

```
4 2
21 1 1 20 24
1
2 .....
3 .....
4 .....
5 .....
6 .....
7 .....
8 .....
9 .....
10 .....
11 .....
12 .....
13 .....
14 .....
15 .....
16 .....
17 .....
18 .....
19 .....
20
PRES
3 1
DO
4 2
25 1 1 20 24
1
2 .....
3 .....
4 .....
5 .....
6 .....
7 .....
8 .....
9 .....
10 .....
11 .....
12 .....
13 .....
14 .....
15 .....
16 .....
17 .....
18 .....
19 .....
20
STOP
```

Irodalom

- (1) Arthur W. Burks: Cellular automata and natural systems, Kybernetik und Bionik 190-204, 1974.
- (2) Drommerné Takács Viola: Jelentés és javaslat a sejtautomata témáról, KGM ISZSZI kutatási jelentés, 1973.
- (3) Drommerné Takács Viola: Sejtautomata mint új számítástechnikai eszköz, KGM ISZSZI, kutatási jelentés, 1974.
- (4) Fay-Drommerné-Máthé: A sejtautomatákról, KGM ISZSZI, kutatási jelentés, 1973.
- (5) Circuit realization of Codd's Cellular Automaton's cell, Technical Report, KGM ISZSZI, 1973.
- (6) Manfred Peschel: Kibernetikai rendszerek, Műszaki Könyvkiadó, 129-138, 1973.
- (7) Legendi Tamás: Sejtautomaták szimulációja, a CELLAS nyelv "Szimuláció az orvosi, műszaki és közgazdasági tudományokban" konferencia, Pécs, 1975.
- (8) Tomaso Toffoli: On the large-scale implementation of cellular spaces by means of integrated circuit arrays, CNR Istituto per le Applicazioni del calcolo, 1972.
- (9) Gabor T. Hermann: CELIA, user manual
- (10) Vollmar, R.: Über einen Interpretiere zur Simulation, Zellularen Automaten, Angewandte Informatik 6. 249-256, 1973.
- (11) Reshodko, L.V., Bures, J.: Computer Simulation of Reverberating Spreading Depression in a Network of Cell Automata, Biol. Cybernetics 18. 181-189, 1975.

Pécsi Orvostudományi Egyetem

A kiváltott potenciálok felismerésén alapuló látómezővizsgálat
lehetőségei, fejlesztési kérdései

Óri László

Az objektív látómezővizsgálat az elektroretinogrammal együtt értékes vizsgálati módszert képez a szemészetben. Segítségével fel lehet deríteni károsodásokat a szemben, a nervus opticus, valamint a vizuális pályák mentén. /Henning (20) /. Beinhocker (21) és munkatársa alkalmazott erre a célra egy félgömböt, melynek belső felén villanófényeket helyezett el. 4 Hz-es frekvenciával ingerelt, 2-6 Hz sávszélességű szűrővel "kezelt" EEG-ből átlagolási technikával kiváltott potenciálokat vett fel, s felismerési kritériumként az átlagolt válasz és a nullavonal közötti területet használta. Módszere nem volt megbízható és nagyszámu kísérletet tett szükségessé. Kontrollnak a vakfoltot használták, $2,5^{\circ}$ -os látószög alatt megfigyelhető, $3,3 \cdot 10^6$ mL intenzitású, $10 \mu s$ időtartamu villanófényt alkalmaztak. Néhány vizsgálati alany esetében kaptak választ, ami 8 mL erősségű háttérvilágítás alkalmazásával csökkenthető, $1,25^{\circ}$ látószög esetén teljesen kiküszöbölhető volt. A látómezőben csak 50 pontot véve alapul, pontonként 100 ingert alkalmazva a megfelelő jel/zaj viszony eléréséhez, a lefolytatandó hosszú vizsgálat tekintélyes megterhelést jelent a páciensre nézve. A hatásosabb felismeréshez az előbbi eljáráshoz képest több ismertetőjegyet szükséges figyelembe venni. A felismerésméletben szokásos nulla, illetve az ellentett hipotézishez tartozó n dimenzióju eseményhalmazokat szétválasztó optimális döntések megfelelő felület-hipersik meghatározása bonyolult feladat. Célszerű a döntéshez használt paraméterek számát minimumra csökkenteni (14), (22). Sokan próbálkoztak a különböző körülmények között felvett kiváltott potenciálok alapján, normatív adatok meghatározásával. Ciganek (4) pl. hét különböző potenciálcsucst azonosít. Bennett (3) nagyszámu emberanyagon 6 potenciálcsucst jellemzett, amplitudó és latenciaértékekkel. Megállapította

a 95 %-os konfidencia-intervallumokat 1. ábra), majd komponens-analizist végzett /Donchin (7)/.

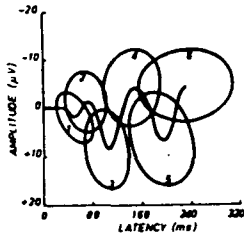


Fig. 5. The 95-percent confidence regions for the joint occurrence of the amplitude and latency parameter values for each deflection of the occipital VEP (electrode 1). An upward deflection indicates negativity at the scalp surface. Hence for positive parameters positive correlation results in a counterclockwise ellipse rotation. Ellipse 1 corresponds to the amplitude versus latency distribution for deflection 1, ellipse 2 for deflection 2, etc. The mean VEP from Table 1 is shown superimposed on the acceptability regions.

1. ábra

Korrelációmátrix alapján megállapítást nyert, hogy a latenciák és az amplitudók között kicsi az összefüggés. Fontos számunkra, hogy a latenciák erősen pozitívan korreláltak. A 12 paraméter által kifejezett változások 75 %-át négy paraméterrel sikerült leírni, s ezek közül is kettő paraméter az amplitudóváltozásokért, kettő pedig a latenciaváltozásokért felelős. Így a kiváltott potenciálok összehasonlítása már 4 adat alapján lehetséges, bár az eljárás meglehetősen ráfordításigényes.

Eason (8) egymásba helyezett négyzetek sarkainak megfelelő helyekről 1° látószögű fénnel végezte az ingerlést. A négyzetek sarkai a fovea-hoz képest a periféria irányában 5, 10, 15, 20, 30, 40 és 50° -ra helyezkedtek el. A kék és a vörös fény hatását vizsgálták az occiputról elvezetett potenciálokban. Kétféle, egy kisebb és egy nagyobb intenzitású fénnel dolgoztak. A kis intenzitás az 50° -os helyzetben az éppen érzékelhető fényerősségnek felelt meg, a nagy intenzitás ennek a többszöröse volt. A háttérmegvilágítás 2 mililambert erősségű volt. Különösen feltűnő a kis felületű ingerlés, vagy a kis intenzitású ingerlés esetén kapott válaszok egyszerűsége, szinuszos lefutása. A 2. ábrán 5×100 válaszból képzett átlagok vannak egymásra fényképezve, ezzel érzékeltette a válaszok stabilitását. Megfigyelésük szerint a válaszok frekvenciája azonosnak vehető az alfa aktivitásával, s mintegy modulálva van egy növekvő-csökkenő függvénnyel. A látómező perifériája felé haladva az ingerléssel a válaszok kvalitatívan meghatározott törvények szerint változnak. A kiváltott potenciálokat az irodalomban szokás szerint három részre tagolják. Az inger pillanatától számítva kb. 100 ms-ig tart a primér válasz. Ez számunkra sok információt tartalmazna, azonban retinapontonként változik a projekciós mező, s így elvezetése nehézkes. 100-250 ms-ig tart a szekunder válasz, majd 1200 ms-ig az utóaktivitás. Elvezetésükre legalkalmasabbnak az occiput látszik. Barbiturátok csökkentik a válaszok változékonyságát. Figyelem és adaptáció egymással ellentétesen, erősen befolyásolják a választ. A kiváltott po-

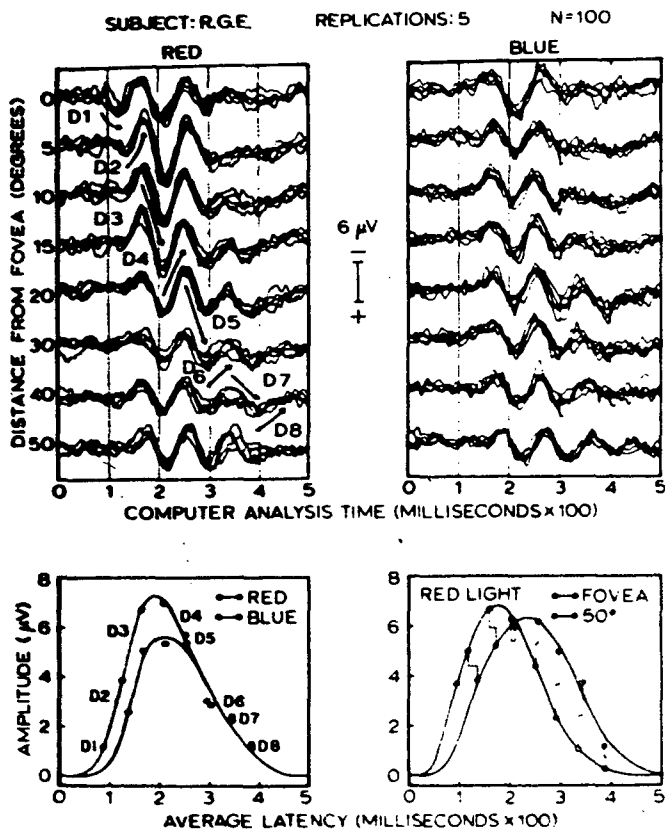


Fig. 1

Averaged evolved responses to high intensity stimulation of various retinal sites with red and blue light. Eight deflections (D1 through D8) are identifiable by latency and polarity in upper graphs. Lower graphs show how deflections comprising evolved potentials grow to a peak value, then attenuate.

Electroenceph. clin. Neurophysiol. 1967, 22, 313.

2. ábra

tenciálok változékonyságát növeli az alfa aktivitás, ami egyébként a szétszórt figyelem állapotára a legjellemzőbb. A megfigyelők közül Karmos megállapította (24), hogy a kiváltott potenciálok maximumainak helyén a legkisebb a háttér EEG szórása, hisz a neuron-tömegből egy rész szinkronizálódott. Többek szerint hasonló magyarázata van az inger hatására kiváltott alfa-gátlásnak is (4), (10), (15), (23). Kóros esetben lehetséges a hátsó vizuális pályák károsodása ellenére, nem neuronos vezetés következtében, kiváltott potenciált regisztrálni. Az ilyen válaszok latenciája valamelyest nagyobb a normálisnál. Tatsuno (18) bebizonyította, hogy a vizuálisan kiváltott átlagpotenciálok variabilitása az alfa aktivitásnak köszönhető.

Kísérletük során az aktivitással triggereltek egy véletlengenerátorral működtetett késleltetőt, ami az ingerlést indította. Az így kapott átlagpotenciálok igen nagy stabilitást mutattak. (3. ábra.)

72

J. TATSUNO, H. J. MARSONER, F. M. WAGENKEDER

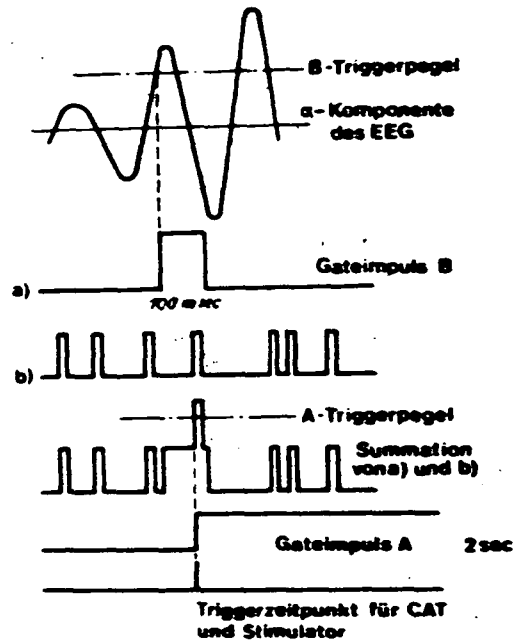


Abb. 2. Erklärung der Triggerung durch die Alpha-Aktivität. Steigt die Alpha-Aktivität über das B-Trigger-Niveau der Zeitbasis B des Oszilloskops 556, so triggert sie den B-Steuerimpuls (B-gate pulse) (a). Unabhängig davon werden von einem Magnetbandgerät Zufallsimpulse abgenommen (b). Diese beiden Arten von Impulsen werden durch den O-Einschub summiert; die Ausgangsspannung (Summe von a und b) wird an den Triggereingang der Zeitbasis A des Oszilloskops 556 gelegt. Die Zeitbasis A wird nur dann getriggert, wenn eine Summierung von a und b stattfindet. Synchron dazu wird ein Steuerimpuls (gate pulse) von 2 sec Dauer erzeugt, der zur Triggerung der Tätigkeit des CAT verwendet wird.

3. ábra

Mivel kísérleteikhez megfelelően hangszigetelt helység nem állt rendelkezésre, a környezeti zajok elnyomására fehér zajt alkalmaztak.

Érdemesnek tartjuk Eger (26) audiometriával foglalkozó disz-

szertációjában alkalmazott módszer értékelni. $\Delta t = 5$ ms-ként vett mintát az EEG-ből. A "háttér"-zajt az $AKF_r(k) = e^{-28k}$ autokorreláció-függvénnyel jellemezte. $T = k \cdot \Delta t$. Az EEG 200 ms-nál távolabb levő mintái már statisztikailag függetlenek. A kiváltott potenciált $s(t) = A \sin(\omega t + \varphi)$ függvénnyel modellezte, mintafüggvénynek pedig az $s'(t) = A' \cdot \sin(\omega t + \varphi')$ függvényt választotta. A keresztkorrelogramm szórására az itt egyszerűbb alakra hozott

$$\sigma_k = \sqrt{\frac{1}{n_s} (A' \sigma_r)^2 + \frac{7}{8} (AA')^2}$$

kifejezést kapta. A keresztkorrelogrammot az inger utáni 100-420 ms-ig terjedő elvezetések egymásutánfűzéséből képzett függvényből és a mintafüggvényből számította ki. A szórás kifejezés a fenti zajra nagy n_s érték mellett igaz. n_i az ingerek száma. Eger egy ingerre kapott elvezetésből 64 mintát vett. Így $n_s = 64 \cdot n_i$. Összértékelésként $A = A' = 0,1 \sigma_r$ (σ_r a háttér szórása) esetén a jel/zaj javítás 4-szer jobb mint az átlagolós eljárás esetében. Palmer (12) és Derbyshire (6) különböző szemantikai tartalmu szavak elhangzása után vizsgálták a kiváltott potenciálokot. A feladathoz legjobban illeszkedő 2Hz alulfrekvenciájú multifázisos csillapodó függvényt választottak mintának. Ezzel képezték a kereszt szorzatok kettős összegét (double sum of cross products = DSCP) analóg módon. A DSCP a keresztkorrelogramm továbbfejlesztett változata, s tulajdonképpen egy szűrési eljárásnak tekinthető. Diszkrét esetre átalakítva:

$$DSCP(n) = \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^j x(t_k) s'(t_k)$$

$x(t_k)$ az EEG és az ingerszinkron jel összegét jelenti. A DSCP nem érzékeny az egyes nagy kereszt szorzatokra. Hatásosságára jellemző, hogy

esetenként már egyetlen válasz is detektálható volt. $0,6 = \text{jel/zaj}$ viszony esetén a tévedési valószínűség jobb mint 5 %. Hét DSCP átlagát képezve már $0,06 = \text{jel/zaj}$ viszony esetén megvalósul az előbbi feltétel (4. és 5. ábra).

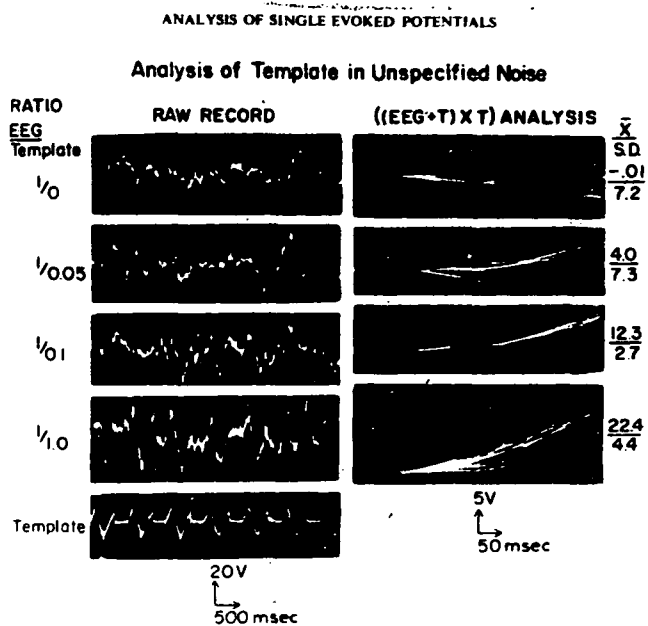
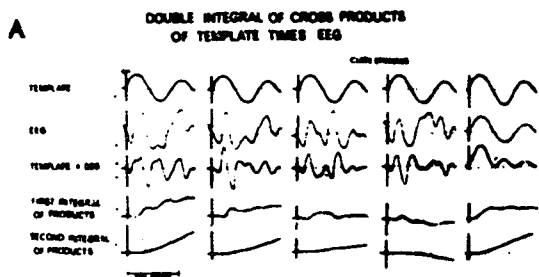


Fig. 4

Numbers at left = ratio of average EEG voltage to template voltage. Photos on left = record being analyzed. Photos on right = DSCP of [(EEG + T) x T] repeated 7 times. The time of the 7 analyses is indicated by the position of the template in the bottom left photo. Positive correlation is up. Numbers on right = mean above and standard deviation below for the 7 analyses in adjacent photo.



5. ábra

4. ábra

Az objektív látómezővizsgálat körülményei között várható választ jól modellezni látszik az alfa aktivitással egyező frekvenciájú, növekvő, majd csillapodófüggvény, melynek egyes paramétereit kismértékben véletlenszerűen változtatjuk. Ha nincs alfa aktivitás, akkor egy függvénykészlet, vagy éppen egy átlagpotenciálból kialakított minta-

függvény szolgálhat a DSCP kiszámítására. Célszerű ebben az esetben is Eger módszere szerint az elvezetés értékes információt hordozó részét felhasználni. Az alfa aktivitás zavaró hatásának kiküszöbölésére Tatsuno módszere kínálkozik, amely egyben az adaptációt is csökkenti a véletlen-ingerlés miatt. Kontrollként most is a vakfolt, illetve a két szem összehasonlító vizsgálata szolgálhat. Végezetül szükséges a szem-fixatio ellenőrzésével, mint az egész eljárás alkalmazhatóságát döntően befolyásoló tényezővel foglalkozni.

Schreiter disszertációjában a szemmozgás modellezésével, mint követőszabályozási kérdéssel foglalkozott, ami nála szükségszerűen mérés technikai kérdésekre zsugorodott (17). A legtöbb módszer nem veszi figyelembe, hogy a szem mozgásának 6 szabadsági foka van. Pontos méréshez a fejmozgást is figyelembe kell venni. A rögzített fej 3 szögperces kilengéseket végez. Megfelelő eredményt adhat egy a corneán tükröződő fénypont, és az iris középpontjának egyidejű figyelemmel tartása. A kérdés megoldása még sok fejlesztési munkát igényel.

A jövőben kellene azt is megvizsgálni, hogy a vázolt probléma a vakfolt folyamatos ingerlésével s hatásának detektálásával, a szem huzamosabb ideig történő eltérése esetén, további hirtelen elmozdulások bekövetkeztekor a szemizmok keltette potenciálok figyelésével megkerülhető-e.

A megadott irodalom alapján a fenti megoldástól eltérő eljárások is felállíthatók. Gazdasági megfontolásokat is figyelembe véve a javasolt megoldás előnyt élvez.

Irodalom

- (1) Benedek, G., Győri, I., Madarász, I.: A retina átviteli függvényeinek közelítése. "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában" 1. Kollokvium, Szeged, 1970.
- (2) Bendat, S.J.: Mathematical Analysis of Average Response Values for Nonstationary Data. IEEE Trans. on Bio.-Med. Engng. BME-11, 1964, 7, 72-81.

- (3) Bennett, J.R., Macdonald, J.S., Drance, S.M., Uenoyama, K.: Some statistical properties of the visual evoked potential in man and their application as a criterion of normality. *IEEE Trans. on Bio.-Med.Engng.*, BME-18, 1971, 1, 23-33.
- (4) Ciganek, L.: Variability of the human visual evoked potential: normative data. *Elektroencephal. Clin.Neurophysiol.* 27, 1969, 35-42.
- (5) Csáki, P., Gergely, J., Czopf, J.: Kiváltott potenciálok szűrése nemstacionárius módszerrel. "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában", 6. Kollokvium, Szeged, 1975.
- (6) Derbyshire, A., J., Driessen, G.J., Palmer, W.C.: Technical advances in the analysis of single acoustically evoked potentials. *Electroencephal. Clin.Neurophysiol.* 22, 1967, 476-481.
- (7) Donchin, E.: A multivariate approach to the analysis of average evoked potentials. *IEEE Transactions on Bio.-Med. Engng.* BME-13, 1966, 7, Nr.3, 131-139.
- (8) Eason, R.G., Oden, D., White, B.A. and C.T.: Visually evoked cortical potentials and reaction time in relation to site of retinal stimulation. *Electroenceph. and Clin.Neurophys.* 22, 1967, 313-324.
- (9) Ernst, R.R.: Sensitivity enhancement in magnetic resonance. I. Analysis of the method of time averaging. *The Review of Sci. Instruments*, 36, 1965, 12.
- (10) Kitajima, H.: On the cerebral evoked response in man as a function of the intensity of flicker stimulation. *Electroencephal. and Clin.Neurophysiol.* 22, 1967, 325-336.
- (11) Krekule, I.: Zero crossing detection of the presence of evoked responses. *Electroenceph. Clin.Neurophys.* 25, 1968, 1975.
- (12) Palmer, C.W., Derbyshire, A.J., Lee, A.W.: A method of analyzing individual cortical responses to auditory stimuli. *Electroenceph. Clin.Neurophys.* 20, 1966, 204-206.

- (13) Óri, L.: Untersuchungen zur automatischen Erkennung visuell evozierter Potenziale in der objektiven Perimetrie. Technische Hochschule Ilmenau. Zárolt anyag, 1972.
- (14) Peipmann, R.: Grundlagen der technischen Erkennung. VEB Verlag Technik, Berlin, 1975.
- (15) Pfurtsceller, G.: The use of spectral analysis to determine the cortical adaptation time course from extracranially recorded responses in man. *Med. Biol. Engng.* 8, 1970. 372-376.
- (16) Sato, K., Suetsugu, T., Nagata, Y., Kitajima, H.: On the interactivity in the human visual cortex caused by specific and nonspecific inflows. *Kybernetik*, 7, 1970, 2, 60-72.
- (17) Schreiter, J.: Ein kritischer überblick über Verfahren der Augenbewegungsmessungen unter berücksichtigung der vom Messobjekt gestellten Anforderungen. *Wiss. Z. Karl-Marx-Univ. Leipzig, Math.-Naturwiss. R.*, 23. Jg. 1974. H. 2.
- (18) Tatsuno, J., Marsoner, H.J., Wageneder, F.M.: Evozierte Potenziale beim Menschen als Antworten auf akustische Stimuli, getriggert durch die Alpha-Aktivität. *Acta biol. med. germ.*, 23, 1969, 469-482.
- (19) Woody, Ch.B.: Characterisation of adaptive filter for the analysis of variable latency neuroelectric signals. *Med. Biol. Engng.* 5, 1967, 539-553.
- (20) Henning, G., Müller, W., Berndt, B., Haase, E., Elsmann, G.: Investigations on objective perimetry Digest of the X. international conference on med. and biol. engng. Dresden, 1973, session 14, 202.
- (21) Copenhaver, R.M.: Evoked occipital potentials recorded from scalp electrodes in response to focal visual illumination. *Investigative Ophthalmology (St. Louis)* 2, 1963, 393-406.

- (22) Woodward, P.M.: Probability and information theory with appl. to radar. McGraw-Hill, New-York, 1953.
- (23) Pfurtscheller, G.: Einsatz elektronischer Dat.verarb.Anlagen bei der Analyse der spontanen und evozierten bioel.Hirnaktivitaten. msr14, 1971, 5, 190-196.
- (24) Karmos, Gy., Martin, J., Czopf, J.: Jel-zaj viszony mértékének jelentősége agyi kiváltott potenciálsorozatok számítógépes értékelésénél. Mérés és Automatika, 19, 1971.
- (25) Rosenblith, W.A.: Processing neuroelectric data. M.I.T.Press The Massachusetts Institute of Technology, 1959, Cambridge, Mass.
- (26) Eger, H.H.: Der Nachweis von Schallreizen im Elektroenzephalogramm. Dissertation, Hamburg 1969.

Orvostovábbképző Intézet MTA Központi Fizikai Kutató Intézete,
SZTA Információközlési Problémák Intézete (Moszkva) és Távköz-
lési Kutató Intézet

A szív elektromos tevékenységének vizsgálata felületi potenciál
térképezési technikával

Préda István, Bukosza István, Kozmann György, Shakin, V. Vszevolod
és Antalóczy Zoltán

Waller 1888-ban ábrázolta elsőként a szív által gerjesztett elektromos potenciálok térképét az emberi mellkas felületén (24), azonban Einthoven zseniális leegyszerűsítései (6) alapján a klinikumban az úgynevezett "dipolaris" EKG rendszerek terjedtek el.

Az utolsó évtized hozta meg az elektrokardiológia ugrásszerű fejlődését, amelyet az elektronika és a számítógépek széles körű elterjedése, valamint a matematika kardiológiai alkalmazása tett lehetővé. A felületi potenciáltérképek regisztrálása több száz pontról, és azok kiértékelése (4), (19), (21), (22) ma már nem költségesebb és nem igényel több időt, mint sok más diagnosztikus vagy kísérletes módszer a modern orvostudományban.

A mellkasi potenciáltérképek kiértékelése során felhalmozódott adatok egyértelműen mutatják, hogy a szív elektromos erőtere a depolarizáció egy jelentős részében nem azonosítható, illetve nem magyarázható egyetlen dipólussal (9), (11), (15), azaz a szív elektromos aktivációja a dipólusnál bonyolultabb multipolaris eredetre vezethető vissza. Mindezek alapján az Einthoven hypothesisén (6) alapuló bármely klinikai vagy experimentális következtetés sem egyértelmű, mivel az információk jelentős része a különböző irányú vektoriális erők kiegyenlítése következtében rejtve marad (1), (5).

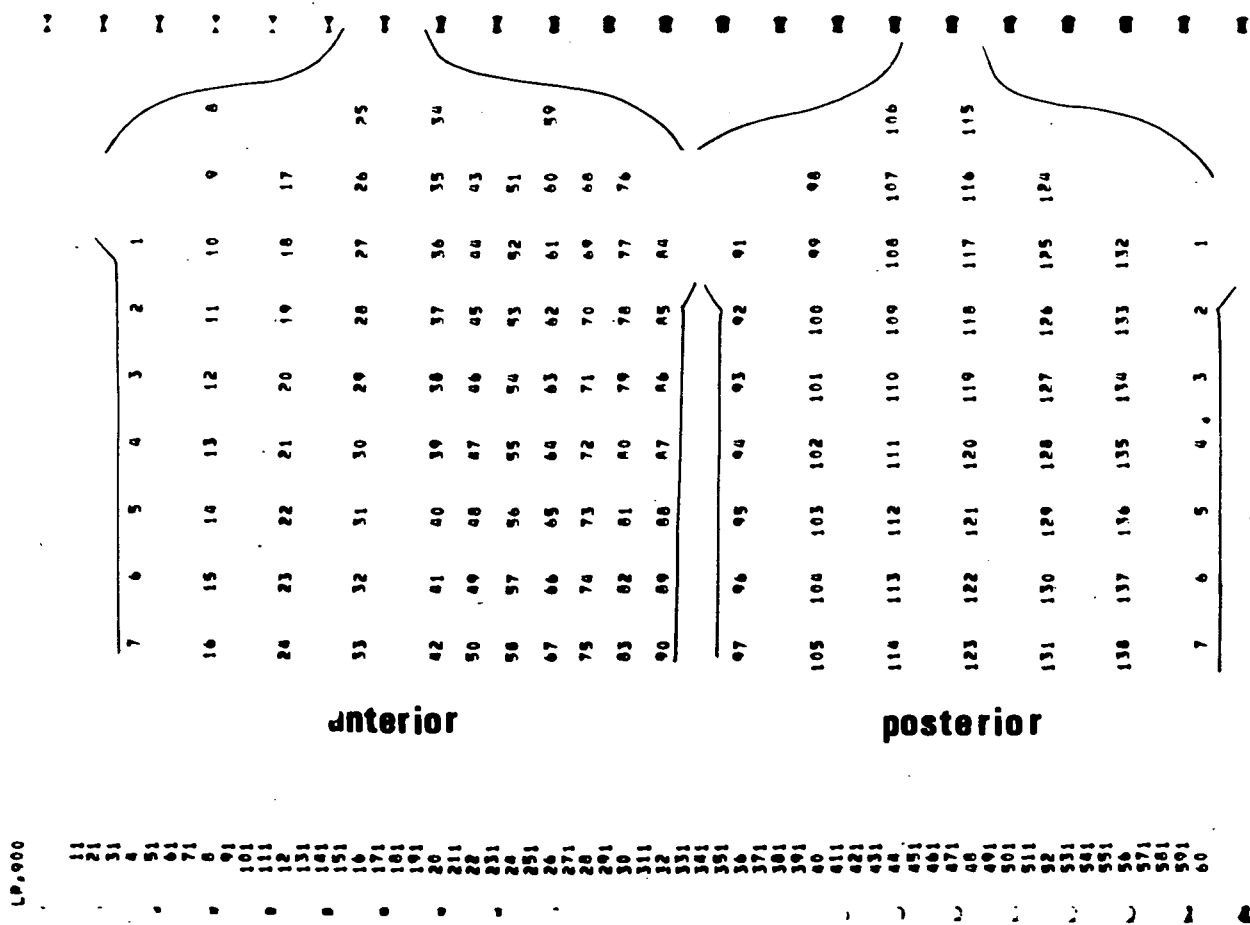
Folyamatban lévő kutatásaink egyik célja a felületi térképezés (surface mapping) technikával nyert mérési adatok potenciál-térképek

formájában való ábrázolása, illetve annak kidolgozása, hogy a felületi potenciálok integrálásával nyerhető ekvivalens helyettesítő képletekkel miként jellemezhető a szív mint elektromos generátor. Jelen munkánkban egészséges egyénekben szerzett tapasztalatainkról számolunk be.

Vizsgálati módszerek

A méréseket 10 egészséges, fekvő testhelyzetű fiatal férfin végeztük. A 12 elvezetéses konvencionális elektrokardiogram és az orthogonális (Frank) elvezetések valamennyi esetben normálisak voltak.

A felületi potenciál térképezéshez a mellkas anatómiailag meghatározott 138 pontjáról (1. ábra) unipolaris mellkasi elektrokardiogramot vettünk fel a standard II. referencia elektrokardiogrammal párhuzamosan. Az elektromos jeleket 4 csatornás analóg FM (RACAL



1. ábra

store 4) mágneses jeltárolón rögzítettük, további feldolgozásra csak a teljesen zaj- és műtermékektől mentes, az expirációs fázis végén nyert jelek kerültek. Az analóg jelek multiplikálása után az A/D konverzió, valamint a jelek lyukszalagra rögzítése egy csatornára vonatkoztatva 2,5 msec mintavételi gyakorisággal történt, a szalag 8 lyukcsatornája 256 feszültség szint megkülönböztetését tette lehetővé. A digitális jelek további feldolgozása R-10 számítógéppel történt, a referencia QRS komplexus 40 időpillanatának megfelelően a sornyomtató a mért 138 pont feszültségértékeit adta meg, illetve a program továbbfejlesztése során a szív elektromos mezejét szintvonalak formájában ábrázolta (2. ábra). A térképek manuális szerkesztése során felkerestük a legnagyobb és legkisebb potenciálértéket vagy értékeket (maximum és minimum), valamint az egyenlő potenciál-értékek alapján izopotenciálvonalakat szerkesztettünk (13).

A potenciáltérkép végleges formájában tehát a mellkas megfelelő felületein maximumot vagy maximumokat, minimumot vagy minimumokat és equipotenciál-vonalakat tartalmaz. "Maximumon" tágabb értelemben az epicardium felől kifelé irányuló eredő elektromos térerőt értjük, míg a "minimum" a szív belseje felé irányuló eredő elektromos térerőt jelzi (21), (23).

Az ekvivalens helyettesítő képletek számítása céljából a 138 mellkasi elektróda térkoordinátáinak meghatározását fényképfelvételek útján a topográfiában használatos számítógéppel segített eljárással végeztük (3. ábra). A szív elektromos centrumát (a Descartes-i koordináták origóját) a frontális és szagittális síkban radiológiai módszerrel lokalizáltuk. A felületi pontok alapján a mellkas felszínén 274 háromszöget képeztünk, s felületi pontok térkoordinátái alapján meghatároztuk ezek pontos helyzetét, nagyságát és orientációját. A továbbiakban Gábor és Nelson (8) egyenletei szerint felületi integrálok képzésével meghatároztuk az ekvivalens dipolus és quadropolus momentumok jellemzőit a QRS komplexus 40 időpillanatában.

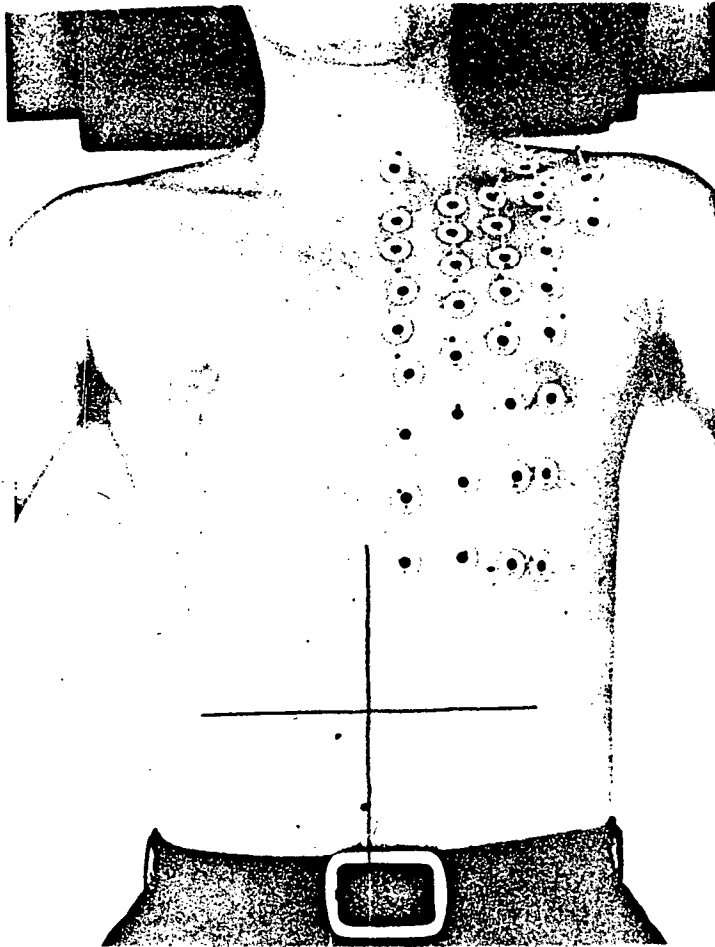
SOFT COPY SURFACE POTENTIALS
 END TIME INSTANT 2 5.0 msec AFTER R-PEAK



POTENTIAL COPES
 POTENTIAL VALUES /mV/

5	= 2171	= 2171
4	= 1493	= 1043
3	= 1257	= 1088
2	= 800	= 1020
1	= 571	= 800
0	= 343	= 571
1	= 114	= 343
2	= -114	= 114
3	= -343	= -114
4	= -571	= -343
5	= -800	= -571
6	= -1020	= -800
7	= -1257	= -1020
8	= -1493	= -1257
9	= -1714	= -1493
10	= -1903	= -1714
11	= -2171	= -1903

(NEGATIVE VALUES OVERPRINTED BY SIGN -)

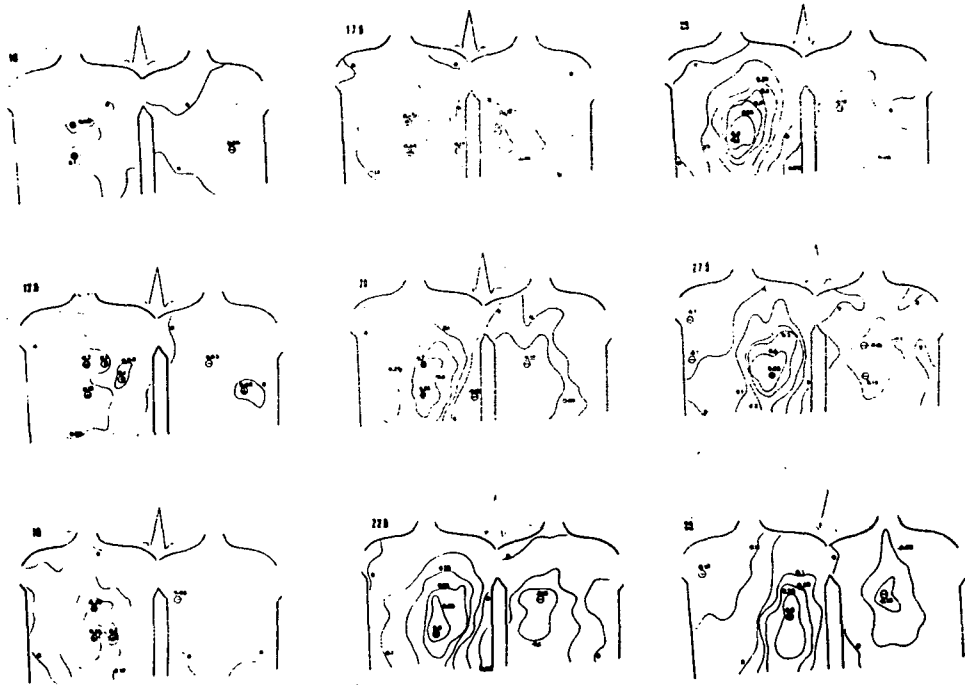


3. ábra

Vizsgálati eredmények

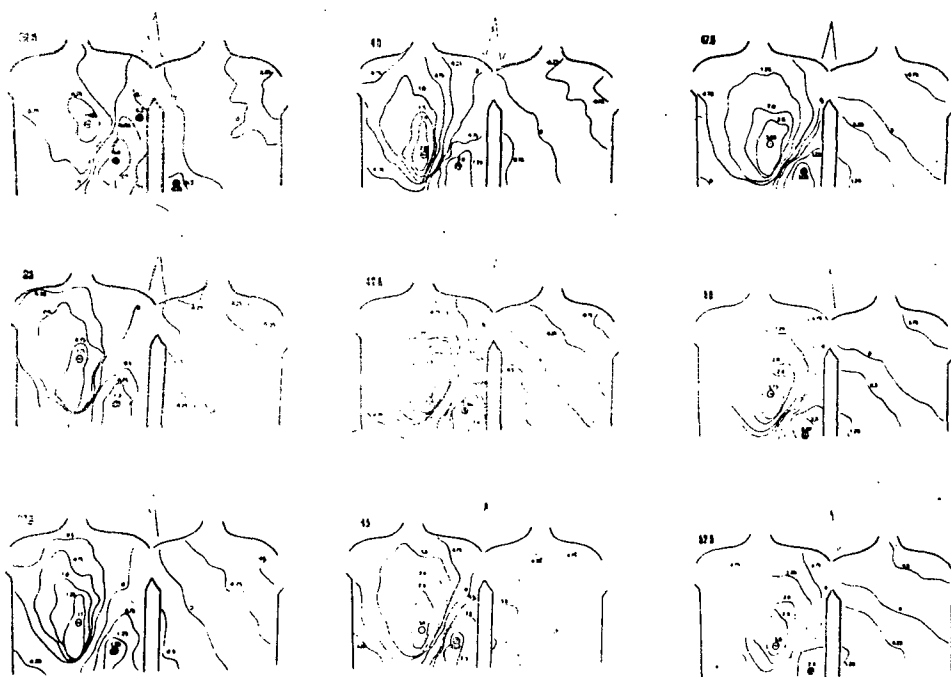
A felületen mért feszültség-adatok alapján szerkesztett potenciál-eloszlási térképeket a QRS komplexus 27 időpillanatában mutatjuk be (4. - 6. ábra). A potenciál-megoszlás folyamatos változásait a kamrai aktiváció ismert adataival vetettük össze, és az egyes konfigurációk értelmezését is ennek megfelelően adjuk meg.

10-15 msec: A kamrai aktiváció kezdete után két, körülbelül hasonló nagyságú maximum (0,08 és 0,1 mV) jelenik meg a mellkas elülső felszínén, míg a mellkas hátsó felszínén egy minimum (0,05 mV) látható. A depolarizáció ezen időpillanata megfelel a septum balról-jobbra történő aktivációjának, ami a potenciál-térképek legkorábbi anterior maximumát hozza létre (21), néhány



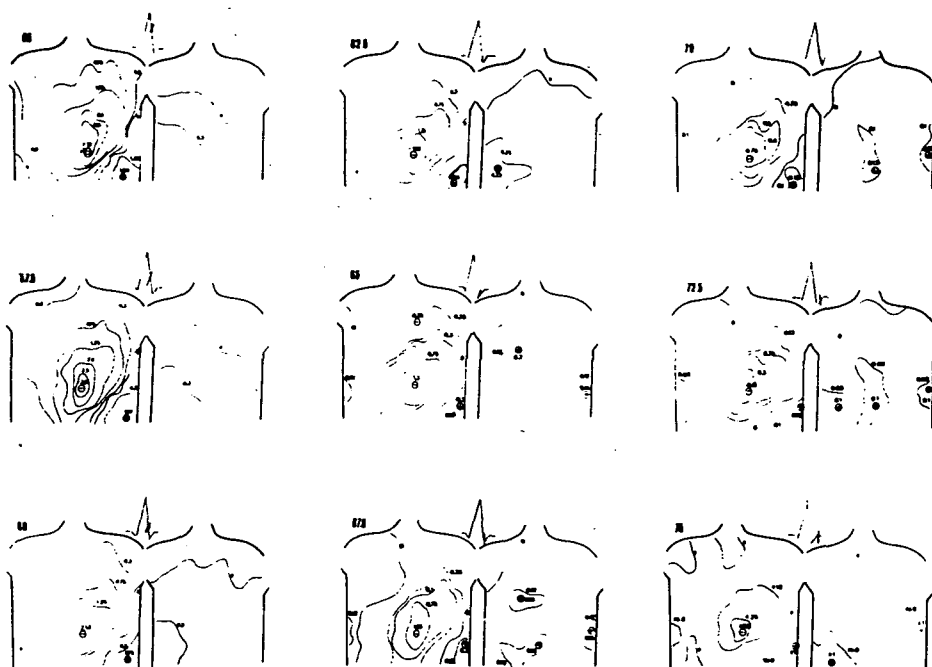
4. ábra

msec-mal később a septum jobb és bal oldalán két különálló aktivációs hullám alakul ki, mely a mellő maximum kettőződését okozza. A bemutatott térképeken a továbbiakban a depolarizációs hullám (maximum) voltértéke növekszik, egyidőben 4, illetve 3 pozitív csúcst észlelhetők a sternum középvonalában, ami a depolaris megközelítés helyett alapvetően a szívnek, mint generátornak multipolaris jellegét igazolja.



5. ábra

17,5 - 27,5 msec: a septalis maximum nagysága és területe tovább növekszik, azaz a korábban többszörös extrémák egyetlen pozitív hullámban olvadtak össze. A 27,5 msec-ban a mellkas jobb oldali felső része fokozatosan negatívvá válik, ami megfelel az aktiváció szívcsucs felé irányuló rotációs mozgásának (12).



6. ábra

30-35 msec: A mellkas felső felszínén megjelent minimum voltértéke fokozatosan növekszik, majd a 32,5 msec-ban a kamrai aktiváció jellegzetes történése, amikor is két maximum (0,3 és 0,8 mV) egy balra és előre törő minimumot (-0,6 mV) fog közre. A potenciál-megoszlás fenti "nyereg" (21), vagy "pseudopodium" (4) konfigurációja klasszikusan ismert és megfelel az aktivációs hullám jobb kamrai epicardialis potenciál-áttörésének (16). A pozitív hullám-

mok a jobbra és balra terjedő depolarizáció megvalósulását mutatják, míg a negatív area egy már teljesen depolarizált területet jelez (17), (21).

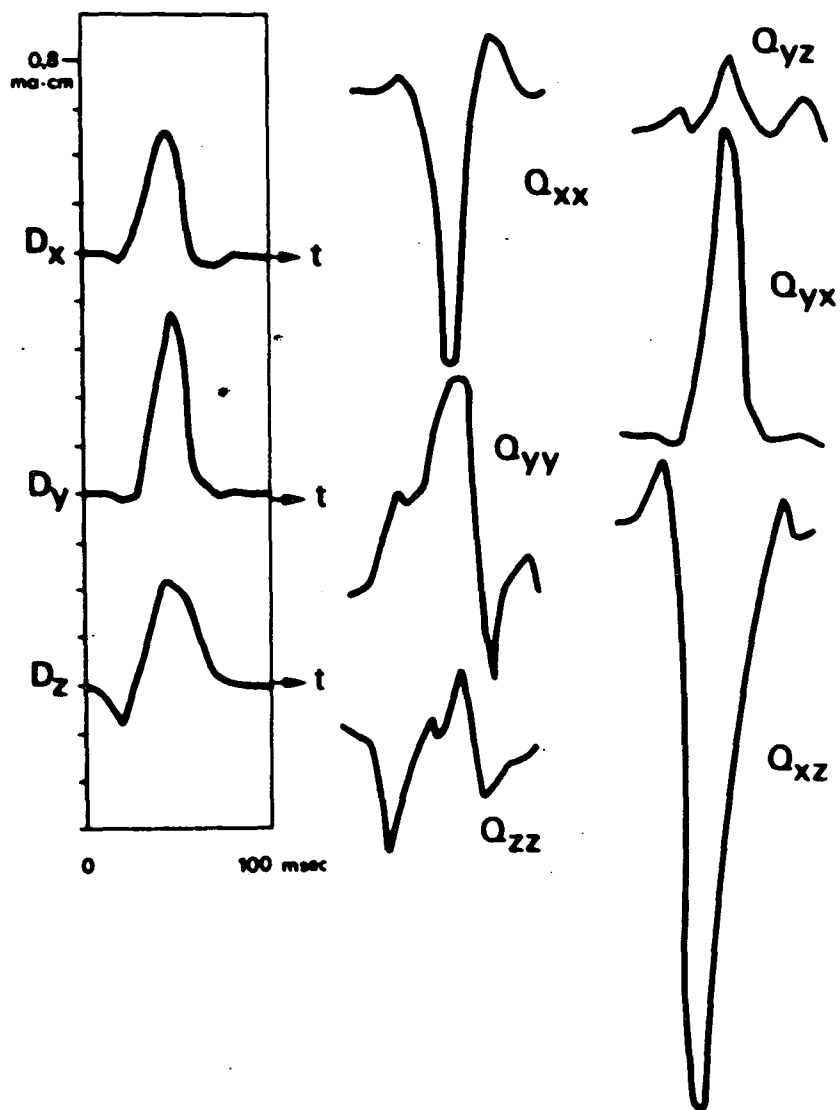
37,5-57,5 msec: A mellkasi negatív area - azaz a már teljesen depolarizált terület nagysága - rohamosan növekszik, míg az aktivációs hullám (maximum) balra, lefelé és lateralisán helyeződik át, mutatva a bal kamrai izomzat apicalis és lateralis részeinek fokozatos ingerületbe kerülését. A 47,5 msec-ban a referencia maximális QRS amplitudójának megfelelően a potenciál-megosztási térképeken ábrázolt kép tipikusan dipoláris karakterű, a mellkas mellső felszínének bal alsó felén elhelyezkedő maximummal (3,05 mV) szemben egy minimum (-3,65 mV) helyezkedik el.

60-75 msec: A depolarizációs hullám balra és hátrafelé terjed, ingerületbe hozza a bal kamra basalis részét. Az aktiváció terjedésének ez az iránya érthetővé teszi, hogy újabb maximum, vagy maximumok a mellkas hátsó felszínén alakulnak ki, míg a szív (igya mellkas) mellső felszíne fokozatosan egyre negatívabbá válik (2), (14), (18). A 72,5 msec-ban a legkésőbb ingerületbe jövő posterobasalis és postero-septalis területek excitációjának tipikus felületi hatásai figyelhetők meg, azaz a háton három gyenge maximum észlelhető (a szív excentrikus elhelyezkedése miatt a háti maximumok amplitudója kisebb), míg a mellkas mellső felszínén a depolarizáció gyakorlatilag befejeződött, azaz a felületen mért potenciál mindenütt negatív.

A bemutatott felületi potenciálértékek alapján Gábor és Nelson (8) egyenleteiből számított dipolus és quadrupolus momentumokat ábrázolja a 7. ábra. A dipolus momentumok komponensei formailag hasonlóak a direkt uton regisztrált dipoláris vektor-komponensekhez (orthogonális X, Y, Z elvezetések), szembevetendő különbség csak a Q és S hullámok területén látható, azaz a kamrai aktiváció jellegzetesen multipoláris időpillanataiban. A quadrupolus komponensek morfológiája jóval bonyolultabb, ami főként a depolarizáció multipoláris jellegű időpillanataiban nyilvánvaló.

Eredmények megbeszélése

Elsőként Mauro (10) igazolta, hogy kutyán a felületi potenciálértékek számításaiból nyert "elektromos mező" nem rekonstruálható az



7. ábra

Einthoven-féle 3 elvezetésből, azaz nem magyarázható az "egyetlen dipolus" hypothesis alapján. Kísérletes körülmények között a szív közvetlen közelében nyert potenciálértékek megoszlása rendkívül bonyolult, többszörös potenciál-maximumok és minimumok található (20) azonban a mellkas felületén is ugyanazok a lényeges maximumok és minimumok lelhetők fel, mint az epicardium felszínén (3), (12), (14). Mindezek alapján elméletileg lehetőség nyílik a

mellkas felszínén mért potenciálok összességéből az epicardialis potenciálmegoszlás pontos számítógépes analizisére, (7) ami a klinikai elektrokardiográfia robbanásszerű fejlődését eredményezheti.

A felületi térképezési technika kétségtelenül nagy jövő előtt áll, alapvető problémát jelent azonban a pathológiás esetekre jellemző konfigurációk felismerése és klinikai felhasználása.

A Gábor és Nelson (8) alapján bemutatott multipolaris ekvivalens számítások és információk számítógépes tárolásának és kiértékelésének hasznos módját képezhetik, és véleményünk szerint lehetőséget nyújtanak a dipolaris EKG rendszereknél fejlettebb és információkban gazdagabb multipolaris electrocardiológiai számítógépes diagnosztika kifejlesztésére.

Ábramagyarázat

1. A felületi potenciálértékek regisztrálására szolgáló anatómiailag meghatározott pontok a mellkas elülső és hátsó felszínén.
2. Sornyomtatóval készült számítógépes adatlap, amelyen a szív elektromos erőterének a mellkas felszínén mért adatait szintvonalak formájában ábrázoltuk.
3. Azoknak a mellkasi pontoknak térkoordinátáit, ahonnan felületi potenciálokat mértünk, kétirányú fényképfelvételek segítségével határoztuk meg.
4. A kamrai aktiváció első harmadában rögzített és 2,5 msec-ként ábrázolt potenciál-megoszlási térképek. Az aktiváció időpillanatait msec-ban, valamint a referencia QRS komplexuson jeleztük.
5. A kamrai aktiváció második harmadában rögzített és 2,5 msec-onként ábrázolt potenciál-megoszlási térképek. Az aktiváció időpillanatát msec-ban, valamint a referencia QRS komplexuson jeleztük.

6. A kamrai aktiváció harmadik harmadában rögzített és 2,5 msec-onként ábrázolt potenciál-megoszlási térképek. Az aktiváció időpillanatát msec-ban, valamint a referencia QRS-komplexuson jeleztük.
7. A mellkas felületén mért potenciál-értékekből Gábor és Nelson egyenletei alapján számított dipolus és quadropolus momentumok grafikus ábrázolása a QRS-komplexus időtartama alatt.

Irodalom

- (1) Abildskov, J.A., Klein, B.A.: Cancellation of electrocardiographic effects during ventricular excitation. *Circulation Res.* 11:247, 1968.
- (2) d'Alché, P., Ducimtiere, P., Lacombe, J.: Computer model of cardiac potential distribution in an infinite medium and on the human torso during ventricular activation. *Circulat. Res.* 34:719, 1974.
- (3) Barr, R.C., Spach, M.S.: A comparison of measured epicardial potentials with epicardial potentials computed from body surface measurements, in the intact dog. *Advances in Cardiol.* Vol. 20. Karger, Basel, 1977. (Közlés alatt.)
- (4) Boineau, J.P., Spach, M.S., Pilkington, J.C., Barr, R.C.: Relationship between body surface potential and ventricular excitation on the dog. *Circulat. Res.* 19:489, 1966.
- (5) Boineau, J.P.: Correlations of body surface potentials with the heart potentials. *Advances in Cardiol.* Karger, Basel, Vol. 10:139, 1974.
- (6) Einthoven, W.: Über die Deutung das EKG. *Plüger's Arch. ges. Physiol.* 149:65, 1912.
- (7) Franzone, P.C., Taccardi, B., Viganotti, C.: An approach to inverse calculations of epicardial potentials from body surface maps. *Advances in Cardiol.* Karger, Basel, Vol 20:, 1977. (Közlés alatt)

- (8) Gábor, D., Nelson, C.V.: Determination of the resultant dipole of the heart from measurements on the body surface. *J. Appl. Physiol.* 25: 413, 1954.
- (9) Horan, L.G., Flowers, N.C.: VCG sensitivity to dipole content in body surface potential maps. *Advances in Cardiol.* Karger, Basel, Vol.10:171, 1974.
- (10) Mauro, A., Nahum, L.H., Sikand, R.S., Chernoff, H.: Equipotential distribution for the various instants of the cardiac cycle on the body surface of the dog. *Amer. J. Physiol.* 168:584, 1952.
- (11) Miller, C.B., Horan, L.G., Flowers, N.C.: Approximation of dipole content in the total body surface ECG. *Advances in Cardiol.* Karger, Basel Vol.10:167, 1974.
- (12) Préda, I.: Le champ électrique cardiaque du chien en hypothermie. These doctorat de Université, Caen, 1975.
- (13) Préda, I.: Hypothermis hatása a szív elektromos tevékenységére és catecholamin anyagcseréjére. Kandidátusi értekezés, Budapest, 1975.
- (14) Préda, I., d'Alché, P.: Kísérletes vizsgálatok a kutyaszív multipolaris elektromos erőterének hullámterjedési sajátosságairól. *Cardiol. Hung.* 1976. (Közlés alatt)
- (15) Préda, I., Shakin, V.V., Bukosza, I., Csapodi, Cs., Antalóczy, Z.: Quantitative comparison of the dipolar and multipolar content of potential surface maps. *Advances in Cardiol.* Karger, Basel, Vol.20, 1977. (Közlés alatt)
- (16) Schaeffer, H., Trautwein, W.: Über die elementare elektrischen Prozesse in Herzmuskel und ihre Rolle für eine neue Theorie des Elektrokardiogramm. *Plügers Arch. ges. Physiol.* 251:417, 1949.
- (17) Sher, A.M., Young, A.C.: Pathway of ventricular depolarization in the dog. *Circulat. Res.* 4:461, 1956.

- (18) Spach, M.S., Silberger, W.P., Boineau, J.P., Barr, R.C., Long, E.C., Gallie, T.M., Gabor, J.B., Wallace, A.G.: Body surface isopotential maps in normal children below 14 years. *Amer.Heart. J.* 72:640, 1966.
- (19) Spach, M.S., Barr, R.C., Blumenschein, S.D., Boineau, J.P.: Clinical implications of isopotential surface maps. *Ann. Intern. Med.* 69: 919, 1968.
- (20) Taccardi, B.: Distribution spatiale des potentiels cardiaques. *Acta Cardiol. (Brux.)* 13:173, 1958.
- (21) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on dog's thoracic surface. *Circulat. Res.* 11:862, 1962.
- (22) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. *Circulat. Res.*12:341,1963.
- (23) Taccardi, B.: Multipolar distribution of cardiac potentials in body surface mapping. Manning, G.W. és Ahuja, S.P.: *Electrical activity of the heart*, Thomas Springfield, 1: 1137, 1969.
- (24) Waller, A.D.: The electromotive properties of the human heart. *Brit. Med. J.* 11: 751, 1888.

MTA KFKI, Orvostovábbképző Intézet, SZTA Információközlési
Problémák Intézete (Moszkva) és Távközlési Kutató Intézet

Számítógépes mérő és adatgyűjtő eljárás a szív villamos és mecha-
nikai rezgéstereinek vizsgálatához

Kozmann György, Préda István, Vsevolod V. Shakin, Szlávik Ferenc
és Antalóczy Zoltán

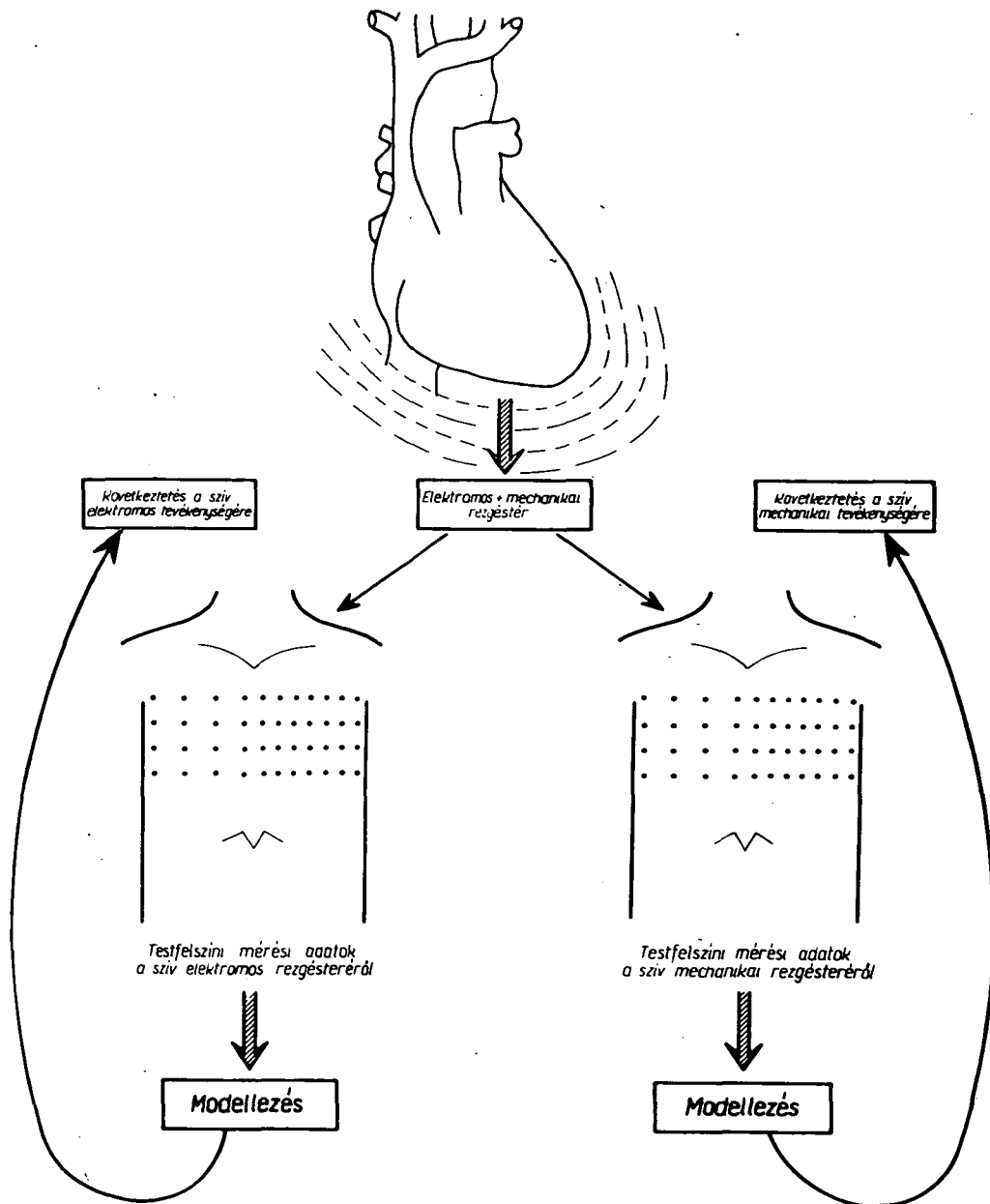
Bevezetés

A szív vizsgálatának fontos noninvazív lehetőségeit hordozza magában a szív által generált villamos és mechanikai rezgések részletes analizise (1. ábra).

Érthető ezért, hogy az utóbbi években - a számítás- és mérés-technikai lehetőségek fejlődésének eredményeképpen - rohamosan növekszik az érdeklődés a szív rezgéstereinek felületi térképezési (surface mapping) és modellezési technikája iránt (1). A legutóbbi időig mindkét technika a szív által generált villamos terek vizsgálatára irányult. Az utóbbi évek terméke egy más jellegű fizikai jelenség, a mechanikai rezgéstér vizsgálatának bevezetése (2), (3). A felületi térképezési technika a szív rezgéstereinek szimultán sok érzékelővel (mérőátalakítóval) történt vizsgálatát, az idővel paraméterezett, pl. szintvonalas rezgéstér térképek sokaságával írja le.

A modellezési technika részben az ugyanilyen módon nyert mérési adatokból, részben más jellegű információkból kiindulva, a fiziológiai interpretációra és az adattárolásra egyaránt alkalmas tömörebb leírási lehetőségeket keresi.

A szív elektromos tevékenység jellemzésére elterjedten használt modell a Gábor-Nelson egyenletek alkalmazásával nyerhető multipoláris villamos helyettesítő kép (4). A mechanikai rezgések szférájában egy hasonlóan tömör kifejezési mód szintén kidolgozásra került (5).



1. ábra

A szív elektromos és mechanikai tevékenysége noninvazív vizsgálati módjainak sématis ábrázolása

Az említett helyettesítő képek - matematikai modellek - kidolgozásához az alábbi, kísérleti úton meghatározandó mennyiségek ismerete szükséges:

- az emberi test, illetve a környező közeg villamos, illetőleg mechanikai rezgésvezetési tulajdonságai,

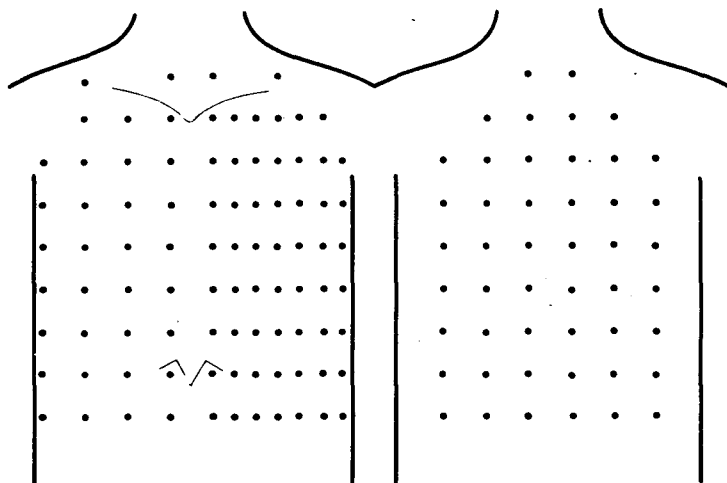
- a test felszínén - egy zárt felület elegendően sok pontjában - a villamos potenciál, illetve a normális irányu mechanikai gyorsulás értéke,

- a testfelszín - zárt felület - geometriai adatai. Jelen közlemény a térképezési és modellezési kutatások szempontjából egyaránt alapvető rezgéstér adatok gyűjtésének és előprocesszálásának általunk alkalmazott off-line módszerével foglalkozik. A felületi térképezés segítségével pontosan meghatározható villamos és mechanikai eseményekre mutat be példát a dolgozat zárórésze.

Adatgyűjtés

Ideális esetben mérés technikailag a térképezési eljárás azt kívánná, hogy a számítógép megfelelő időközönként szimultán mintavételezze az összes mérési pont jelét.

A 2. ábrán látható, hogy vizsgálatainkban a villamospotenciál térkép képezésénél 138 mérőpontot alkalmazunk, Taccardi (6) nyomán. Ennyi pontról, megfelelően gyors A/D konverterrel és analóg multiplexerrel a "szimultán" mintavételezés csak költségesen megoldható feladat. (Önmagában a 138 csatornás mérőerősítő rendszer is meglehetősen drága.)

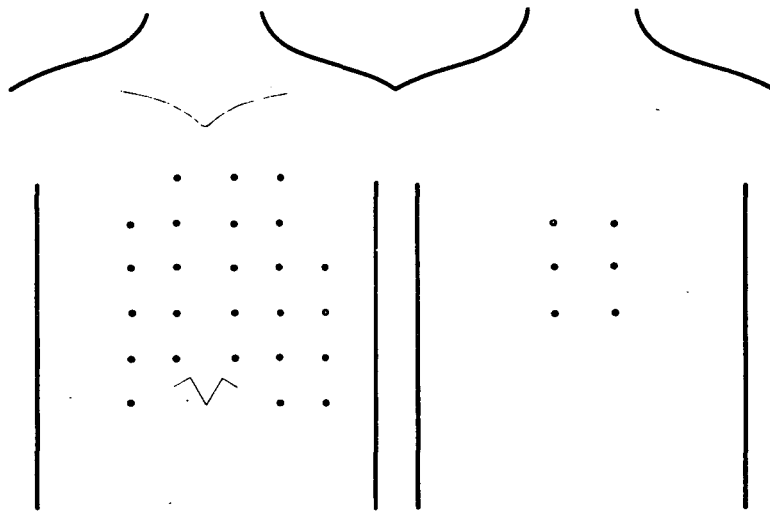


2. ábra

A testfelszíni villamos potenciálok mérési pontjainak semetikus ábrázolása

A 3. ábra mutatja, hogy a mechanikai rezgés térképezéshez jelenleg 31 mérőpontot alkalmazunk. A mintavételezési feladat ennek ellenére nem egyszerűbb, ugyanis a potenciál térképezéshez képest kisebb csatornaszámot a szív mechanikai rezgései esetében szükséges nagyobb mintavételi frekvencia ellensúlyozza.

Kísérleteinkben a "szimultán" on-line adatgyűjtés helyett off-line, analóg FM magnetofonos eljárást alkalmazunk. A korlátozott magnetofon csatornaszám csak csoportos-soros, tehát több "menetben" történő rögzítést tesz lehetővé. A magnetofonon rögzített információ strukturáját a mechanikai rezgés - gyorsulástér - esetére a 4. ábra mutatja.

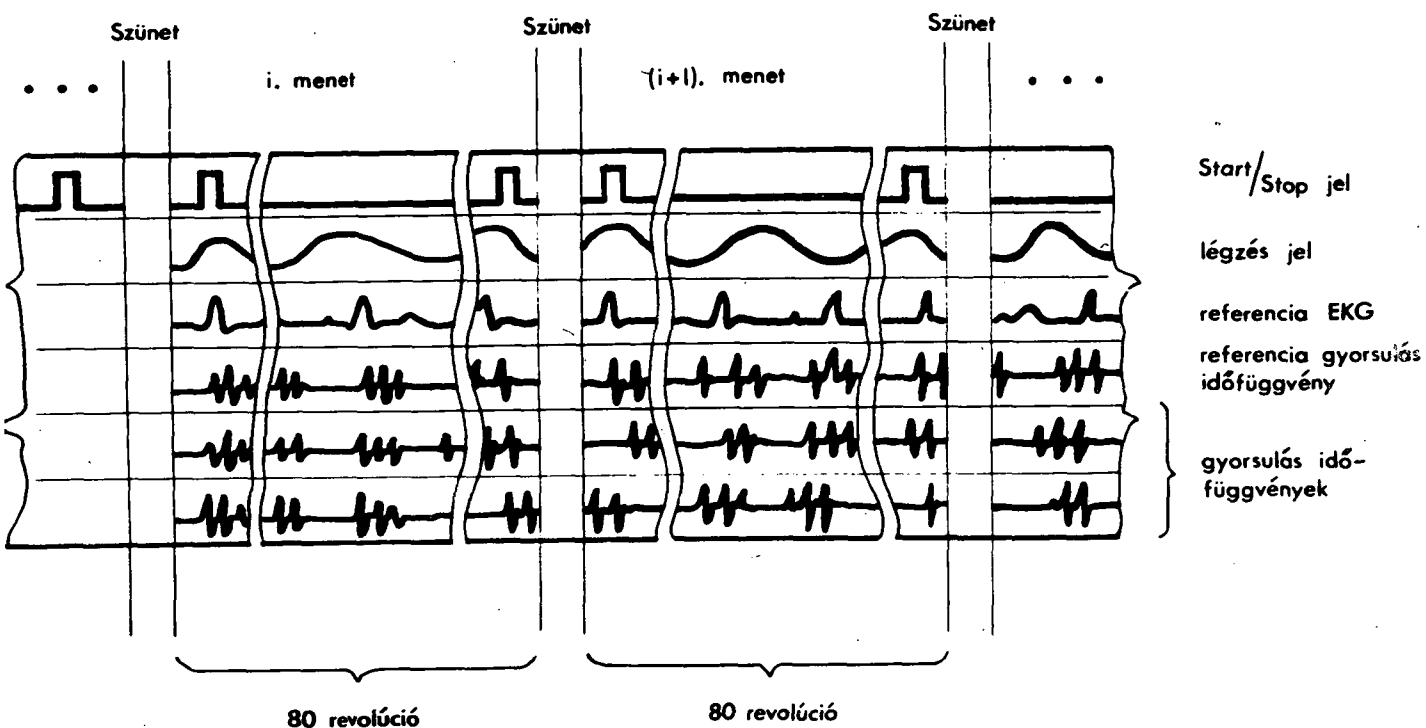


3. ábra

A testfelszíni gyorsulástér mérési pontjainak sematikus ábrázolása.

Az ábrán látható módon a felhelyezett mérőátalakító jelei mellett, a kvázi-szimultán rezgéstér rekonstrukciójához segédjelek is rögzítésre kerülnek. Ezek közül a start/stop jelek az egyes revolúciók azonosítását, az EKG II standard elvezetés a szív cikluson belüli időintervallumok identifikálását teszi lehetővé. A légzés és a referencia gyorsulás időfüggvény szerepét az adatpreprocesszáls kapcsán részletesen vizsgáljuk.

Villamos potenciál mérés esetén az adattárolás módszere, illetőleg formátuma azonos.



4. ábra

A mechanikai rezgéstér adatok mágnesszalagon való rögzítésének strukturája

Rezgéstérképek szerkesztésének előkészítése

A fenti módon tárolt adatokból a szimultán rezgéstér nagy pontossággal becsülhető, csupán egy olyan adatelőkészítési lépést kell beiktatni, amelynek eredményeképpen megállapítható, hogy a soros mérések idején, mely revolúciónál "ismétlődött meg" a rezgéstér.

Erre az adatelőkészítési lépésre a villamos potenciálok esetében az alábbi jeltulajdonságok adnak lehetőséget:

1. Egy felvett időintervallumban (pl. kamrai depolarizáció tartama alatt) a 138 unipoláris elvezetés jelével jellemzett rezgésteret egyetlen mérési pont jele meghatározza hasonlósági szempontból. Ez azt jelenti, hogy ha egy később felvett ugyanilyen hosszúságú időintervallumban valamely ellenőrzésre kiválasztott (referencia) pont jele megismétlődik, akkor a teljes rezgéster jelei megismétlődnek.

2. A referencia pont jele megismétlődésének az azonos légzészázis szükséges és elégséges feltétele. A fentiek szerint tehát a kvázi-szimultán potenciáltér rekonstruálásához a különböző menetekből a hozzávetőlegesen azonos légzészázishoz tartozó revolúciókat kell összegyűjteni a preprocessálás során.

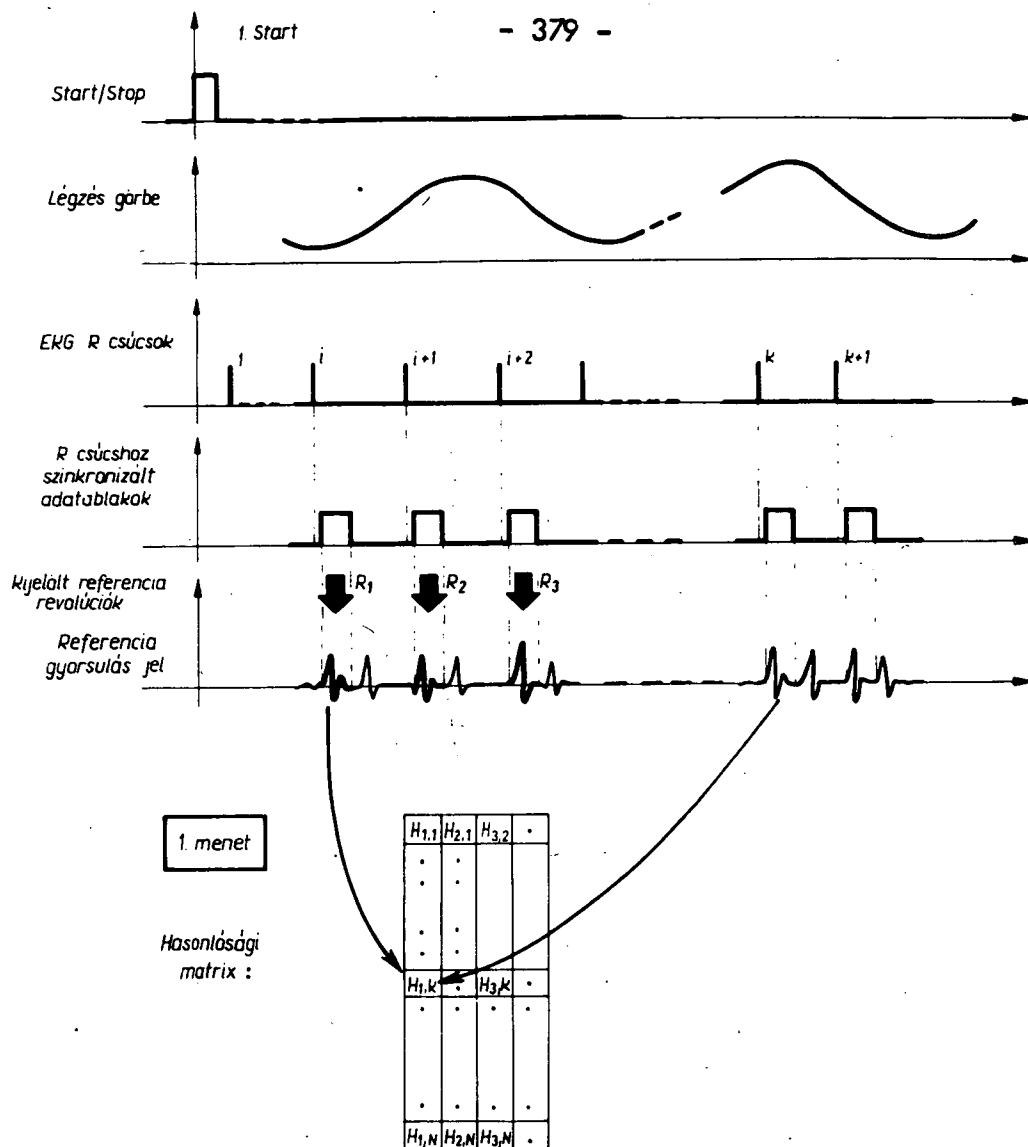
A mechanikai rezgések terének rekonstruálása nehezebb. Az általunk használt megoldás alapját az alábbi kísérleti tapasztalat adja:

1. A villamos potenciálok terénél elmondottakkal megegyezően egy felvett időintervallumban (pl. az első szivhang tartama alatt) a jelenleg 31 gyorsulásérzékelő jelével jellemzett mechanikai rezgésteret egyetlen mérési pont érzékelőjének a jele meghatározza hasonlósági szempontból. Ez azt jelenti, hogy ha egy később felvett ugyanilyen időintervallumban valamely ellenőrzésre kiválasztott referencia pont jele megismétlődik, akkor a teljes mechanikai rezgéster jelei megismétlődnek.

2. A villamos potenciálok terénél elmondottakkal ellentétben, a referencia pont jele megismétlődésének az azonos légzészázis szükséges, de nem elégséges feltétele.

A fentieknek megfelelően a rezgéster rekonstruálásához a revolúciók szelektálása nem légzészázis monitorozással, hanem egy referencia hullámnak és a később mért, a referencia ponthoz tartozó hullámoknak számítógépes összehasonlítása alapján történik. A módszer lépéseit az 5. ábrát felhasználva ismertettük:

a.) Tekintettel arra, hogy a mechanikai rezgéster légzészázisfüggő, fiziológiai megfontolás alapján eldöntjük, hogy melyik légzészázishoz tartozó rezgéster térképezése szükséges.



5. ábra

Segédábra a kvázi-szimultán mechanikai rezgéstér konstruálás folyamatának ismertetéséhez

b.) Az első menetben meghatározzuk - a számlálást a start-jeltől kezdve - azt a sorszámú revolúciót, amelyik a.)-nak megfelel. (Az 5. ábrán legyen pl. a kilégzésnek megfelelő ilyen revolúció az i -edik sorszámú.)

c.) A kiválasztott revolúcióban a referencia EKG-hoz szinkronizált időintervallumban mért hullámformát tekintjük a továbbiakban referencia hullámnak. (Az 5. ábrán az i -edik sorszámú revolúcióból nyerjük a nyíllal megjelölt R_i referencia hullámot.)

d.) Minden menetben, minden revolúció megfelelő "ablakolt" szakaszát a referencia hullámmal egy kvantitativ mérőszám segítségével összehasonlítva, menetenként egy-egy hasonlósági mátrix egy-egy oszlopának elemeit határozzuk meg. (Az 5. ábrán az első menet hasonlósági mátrixának $H_{1,k}$ elemét úgy kapjuk, hogy R_1 referencia hullámot összehasonlítjuk az első menet k -adik revolúciójának megfelelő szakaszával.)

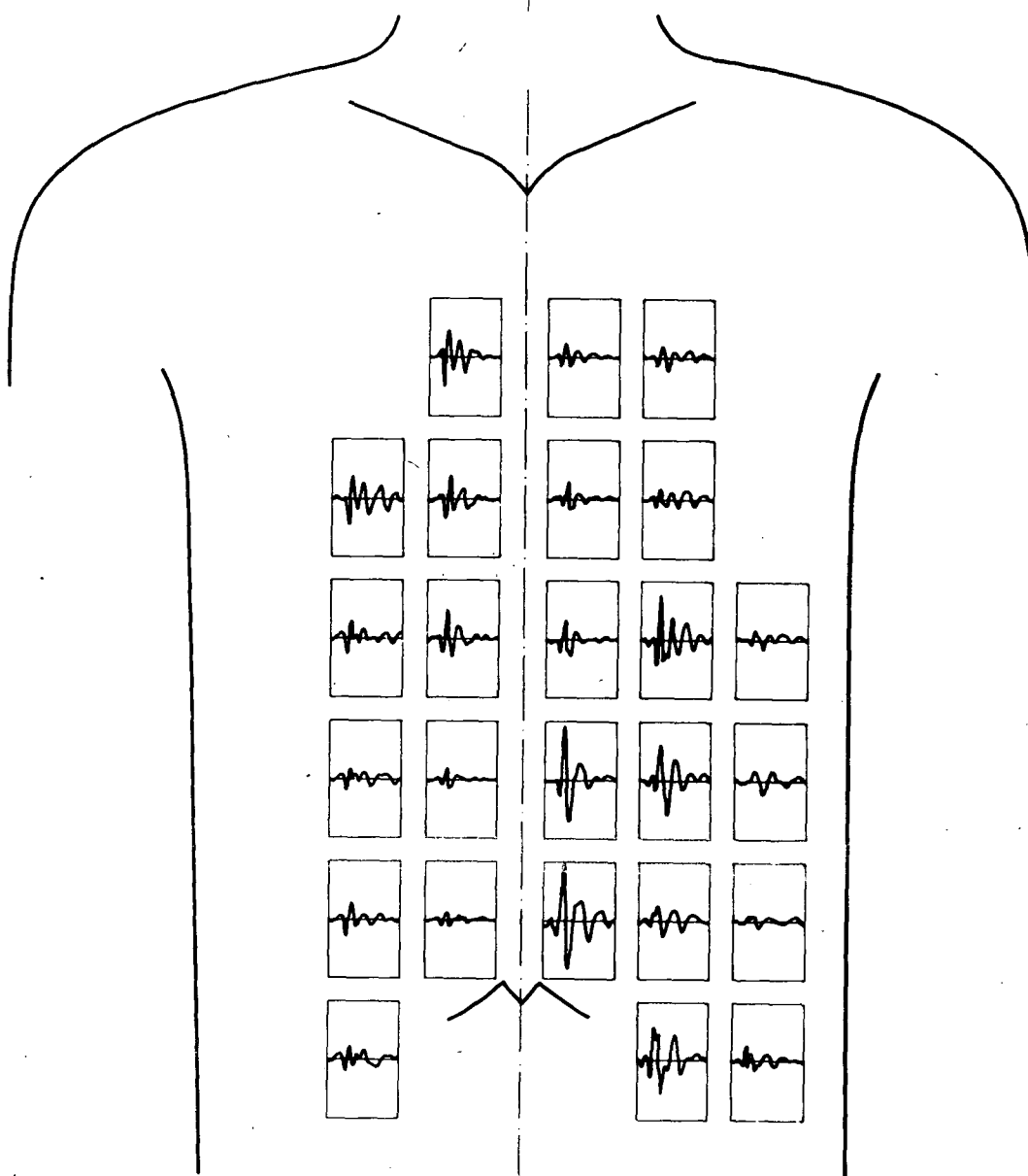
e.) Megfelelő hasonlósági érték küszöböt bevezetve, minden menetből kijelöljük azokat a sorszámú revolúciókat, amelyek jelei - az adott légzésfázishoz tartozó - kvázi-szimultán térrekonstrukálásához megfelelnek.

Más-más légzésfázisnál más-más referencia hullámok kijelölésével (R_2, R_3) a szelektálás hasonló módon történik.

Az 5. ábrán látható hasonlósági mátrixok elemeinek kiszámítása a statisztikában ismert regressziós index alkalmazásával történik. Ahány menetben történt a jelrögzítés, annyi hasonlósági mátrix kiszámítására van szükség. A mátrix oszlopainak száma annyi, ahány referencia hullámformát jelölünk ki. (Tipikusan ez a szám 4-6, egyenletesen elosztva egy légzési cikluson belül.) A mátrix sorainak száma a menetenként a hasonlóság vizsgálat céljára felhasznált revolúciók számával egyezik meg (a mi gyakorlatunkban tipikusan 32).

Ezt a meglehetősen számításigényes előprocesszálást jelenleg a KFKI ICT 1905 gépére írott program segítségével végezzük.

Egy egészséges férfi fenti módszerrel meghatározott kvázi-szimultán mellkasfelszíni gyorsulás-időfüggvény készletét a 6. ábra mutatja.



6. ábra

Egészséges férfi rekonstruált mechanikai rezgéstere az 1. szívhang időintervallumában (gyorsulás időfüggvényekkel jellemezve)

Példák az elektromos depolarizáció és az első szívhang eseményeinek vizsgálatára felületi térképezéssel

A felületi térképek azáltal, hogy az idővel paraméterezve megmutatják a szív valamely rezgésterének a test felületén való megoszlását, a jellegzetes szintvonalas ábrákon keresztül könnyen felismerhetővé tesznek olyan elektromos, illetve mechanikai eseményeket, amelyek más, egy- vagy kevés csatornás méréssel észre sem vehetők, vagy csak pontatlanul határozhatók meg.

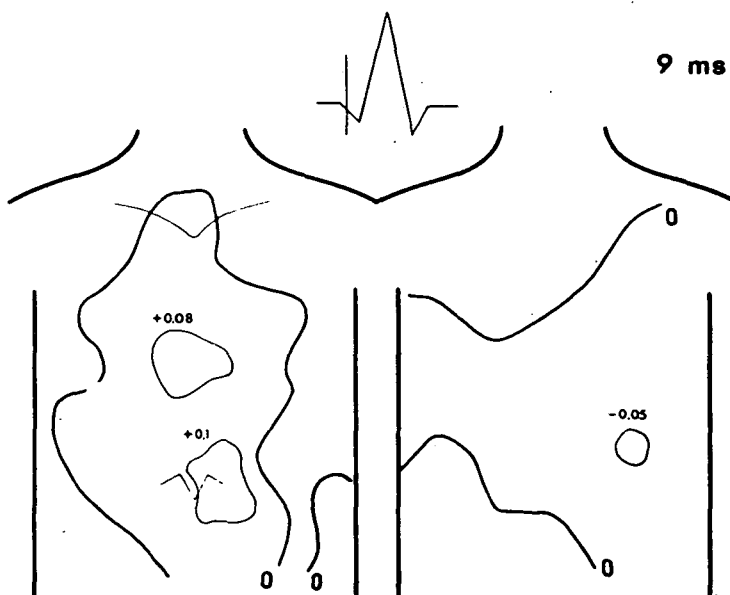
Példaként egy egészséges fiatal, hanyattfekvő testhelyzetű férfi elektromos és mechanikai rezgéstérképeinek jellegzetes példányaival demonstráljuk az elmondottakat.

1. Az elektromos események vonatkozásában:

- a.) A kamrai depolarizáció kezdete pontosan meghatározható a 7. ábrán látható elektromos potenciál konfiguráció segítségével. (A kamrai aktiváció kezdetén egyetlen potenciál maximum jelenik meg, általában a harmadik bordaközben, amelyik ezt követően gyorsan két vagy három maximumra hasad a mellkas középső részén.)
- b.) Pontosan meghatározható az un. epikardiális áttörés (epicardial breakthrough) időpillanata a 8. ábra elektromos potenciál konfigurációja alapján (két elülső fali pozitív potenciál maximum egy negatív polaritású maximumot "fog közre").

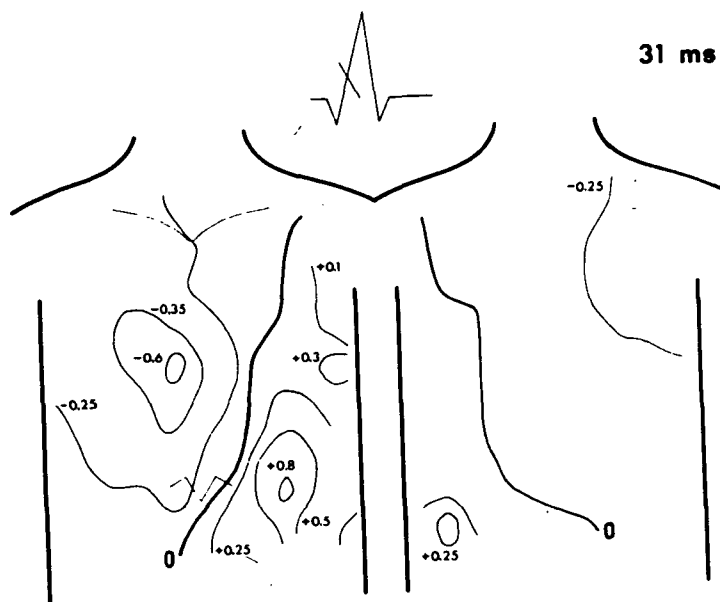
2. A mechanikai események vonatkozásában:

- a.) A 9. ábrán bemutatott testfelszíni gyorsulástérkép és a 7. ábra elektromos potenciál térképének egybevetése alapján megállapítható, hogy a kamrai aktiváció kezdeti időszakában az elektromos és a mechanikai rezgések jó közelítéssel azonos törvényszerűség szerint indulnak, ill. terjednek.

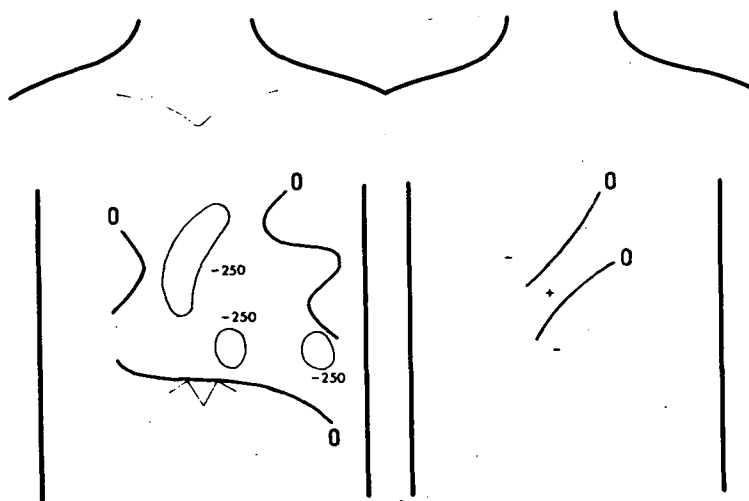


7. ábra

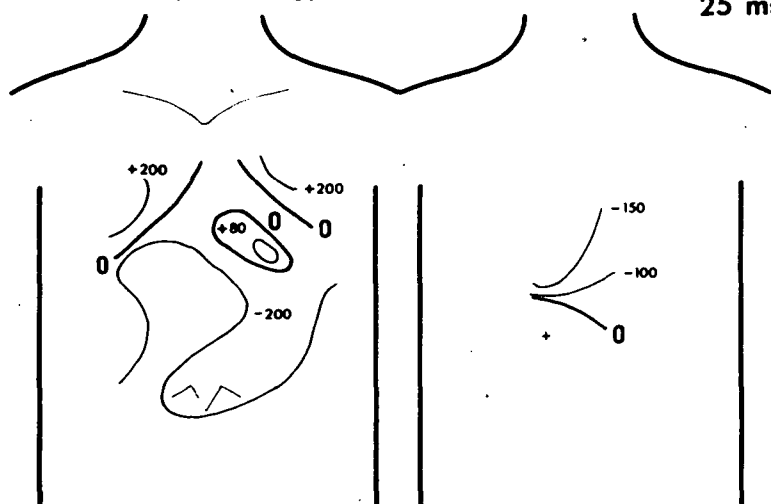
A kamrai depolarizáció korai szakaszának felületi potenciál térképe



8. ábra
Az "epikardiális áttörés" időpillanatának tipikus felületi potenciál térképe 9 ms



9. ábra
A kamrai kontrakció korai szakaszának felületi gyorsulás térképe (relatív gyorsulás egységekkel) 25 ms

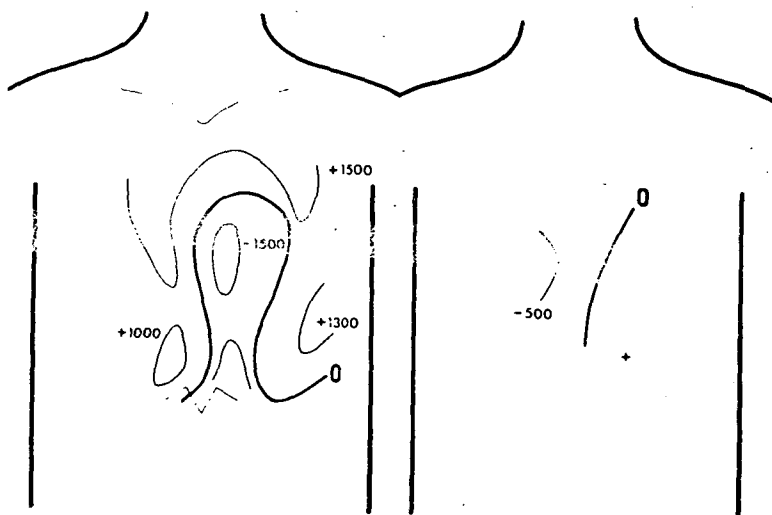


10. ábra
A mitriális billentyű záródási idejéhez tartozó tipikus felületi gyorsulási térkép (relatív gyorsulás egységekkel)

b.) A felszíni gyorsulástérképek alapján (10. ábra) meghatározható a mitrális billentyű zárásának időpillanata (a felszíni gyorsulástérképek jellegzetes motívuma ilyenkor a 2.-3. bordaközben rövid ideig észlelhető pozitív normális irányu "gyorsulás sziget").

c.) Nagy pontossággal meghatározható a pulmonális és aortai billentyű nyitásának időpillanata (a felszíni gyorsulástérképen ilyenkor a 11. ábrán látható módon a nagy amplitudójú, az egész elülső mellkasfelszínen mérhető pozitív gyorsulás mezőt a sternum mentén hirtelen mintegy "áttöri" egy erős negatív gyorsulás front).

101 ms



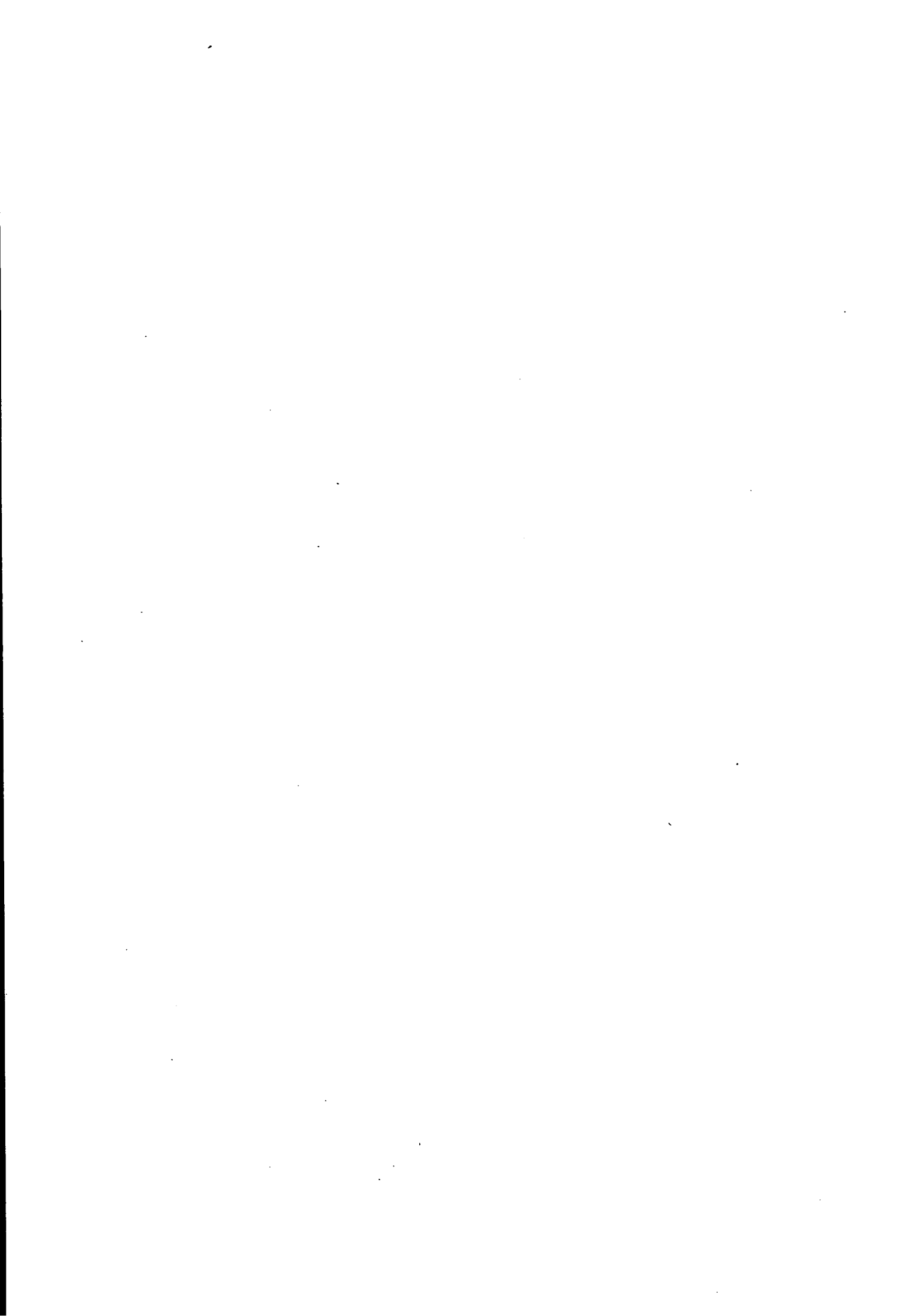
11. ábra

Az aortai billentyű nyitási időpillanatához tartozó tipikus felületi gyorsulás térkép, (relatív gyorsulás egységekkel)

Természetesen a kiemelt példákon túlmenően az elektromos és a mechanikai rezgéstérképek regisztrátum kötege - adatelem halmaza - további, a diagnózis számára érdekes mennyiségeket is szolgáltat, s ezen túlmenően lehetővé teszi a szív fiziológiájára vonatkozó következtetések levonását, különböző hipotézisek ellenőrzését.

Irodalom

- (1) Rush, S., Lepeschkin, E.: Body Surface Mapping of Cardiac Fields. S.Karger, 1974.
- (2) Kozmann, Gy., Kenedi, P.: Surface Acceleration Mapping KFKI-76-35 Report (presented on the 7th European Congress of Cardiology, Amsterdam, 1976.)
- (3) Kozmann, Gy., Préda, I., V.V.Shakin, Szlávik, F., Antalóczy, Z.: Computer-aided Method for the Comparison of Surface Potential and Acceleration Maps. Conf. on Computers in Cardiology, St.Louis, 1976.
- (4) Gábor, D., Nelson, C.V.: Determination of the Resultant Dipole of the Heart from Measurements on the Body Surface, J.Appl.Phys.Vol. 25. No.4.1954.
- (5) Kozmann, Gy.: Acoustic Model of the Heart (Megjelenés alatt).
- (6) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. Circulat. Res.Vol.12.P. 341, 1963.



MTA KFKI, Orvostovábbképző Intézet és Számítógéppalkalmazási Kutató Intézet

Kisszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszerfejlesztés
célkitűzései

Szlávik Ferenc, Antalóczy Zoltán, Kozmann György, Bolyky János és Maros István

1. A kardiológiai vizsgálatok jelentősége nő, a nagyszorozatu, számítógéppel segített vizsgálatok igénye felmerült szerte a világon. Mindezek ellenére tömeges vizsgálatok céljára minden szempontból kielégítő megoldás máig nem született, sem külföldön, sem idehaza. Ennek oka egyrészt a követelmények sokrétű és szerteágazó volta, másrészt az, hogy az eddig realizált rendszerek létrehozói a diagnózisalkotás automatizálása terén tulságosan "nagy ugrást" akartak egy lépésben elvégezni.

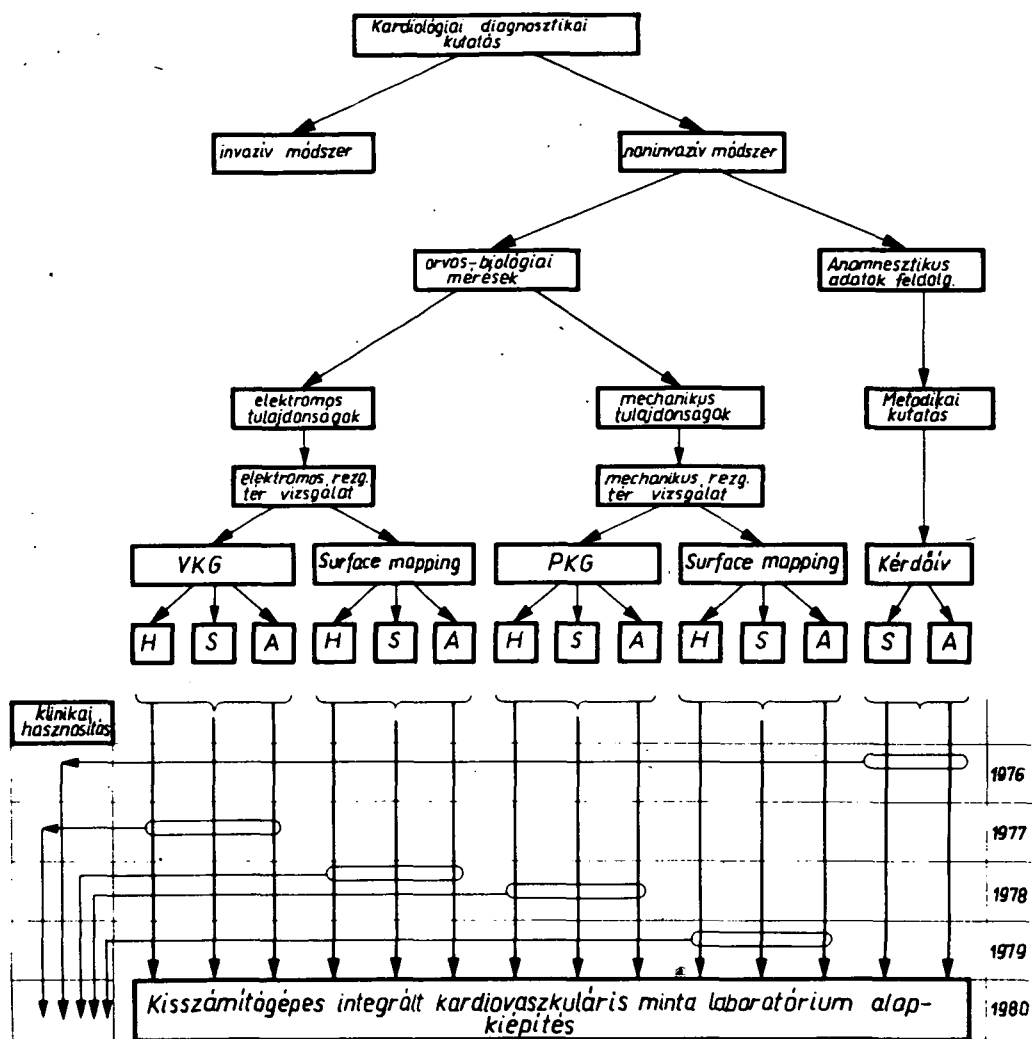
2. A KFKI mintegy 4 éve folytat kutatómunkát - együttműködésben orvosi intézményekkel - a noninvazív számítógépes kardiológiai vizsgálati metodikák terén. (Ennek során természetesen támaszkodott a külföldi és a hazai eredményekre, illetőleg részeredményekre is (1), (2), (3). Az 5. ötéves terv célkitűzéseit vázlatosan az 1. ábra mutatja. Az integrált kardiovaszkuláris diagnosztikai komplexum kidolgozására irányuló program lehangsúlyosabb része egy kisszámítógépes EKG diagnosztikai rendszer létrehozása és állandó tökéletesítése. A tervezett kutatások további részei ezt a tevékenységet támasztják alá más, korszerű mérési/adatfeldolgozási módszerek alkalmazásával.

3. Számítógépes EKG diagnosztikai kutatásaink háttere:

- műszaki oldalról:

a KFKI mérés- és számítástechnikai bázisa általában, különös tekintettel a TPA és a CAMAC programra,

más kardiológiai módszerek (PKG, kérdőív) terén szerzett tapasztalatok (4), (5), (6) és az ICT-1905 számítógépen folytatott mintegy 2 éves EKG előkísérlet sorozat 25 patológias osztályra,



Jelmagyarázat:

- H: Hardware
- S: Software
- A: Referencia Adattár

1. ábra

Kisszámítógépes kardiovaszkuláris diagnosztikai rendszer létrehozásának 5 éves programja

- orvosi oldalról:

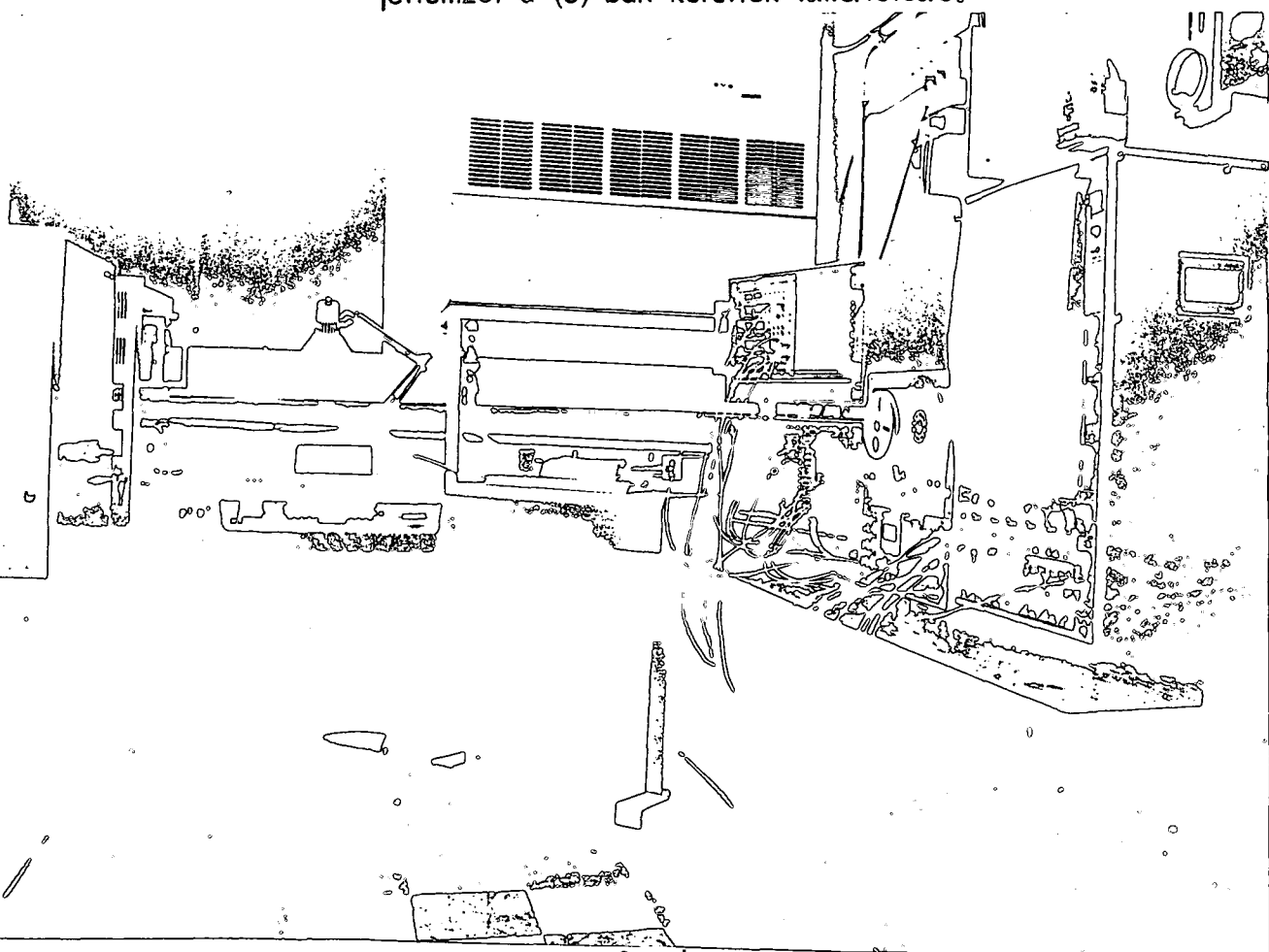
a KFKI-OTKI szerződésen keresztül

a 15 éves triaxiocardiometriai program (készülék- és adattár - fejlesztés) eredményei (7).

4. A munka jelenlegi fázisa: megépült egy off-line, interaktív, TPAI + CAMAC konfiguráción alapuló kisgépes kísérleti rendszer. (A diagnosztikai algoritmusok a kiszámítógépen gyakorlatilag is kipróbáltan működnek.)

Ennek alrendszerei a következők:

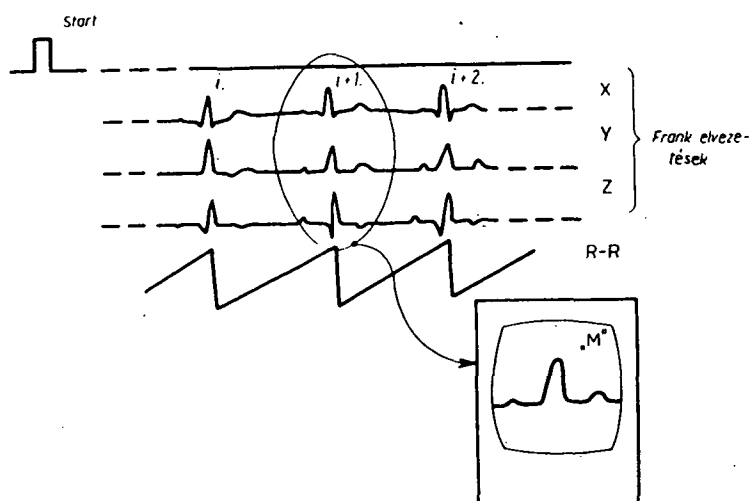
- Felvételezőrendszer: elektródák a Frank elvezetési rendszer szerint + erősítők + páciens azonosító adatbevivő, + 4 csatornás analóg jelrögzítő.
- Feldolgozórendszer: orvosi CAMAC preprocesszorok, sokcsatornás monitor + digitális adatforgalom szervező CAMAC konfiguráció + 16 k-s TPAI konfiguráció diszkkal. A hardware összeállítás a 2. ábrán látható, a software lényeges jellemzői a (8)-ban kerültek ismertetésre.



2. ábra
Számítógépes EKG diagnosztikai kísérleti rendszer feldolgozó állomása

Az interaktivitás jelentése a mostani kiépítésben:

1. 10 mintavételezett revolucióból az orvos választja ki a jellemzőnek elfogadott feldolgozandót (3. ábra).
2. Az "M" dipólus "térbeli nagyság" jelből, amely állókép formájában a monitoron megjeleníthető, az orvos jelöli ki azokat a nevezetes pontokat és intervallumokat, amelyek a számítógépes diagnózis alkotáshoz a rendszer fejlesztésének jelenlegi fokán közvetlenül szükségesek. Ezt az eljárást a 4. ábrával illusztráljuk, a kiinduló adatok rendszerezve a Táblázat -ban láthatók.

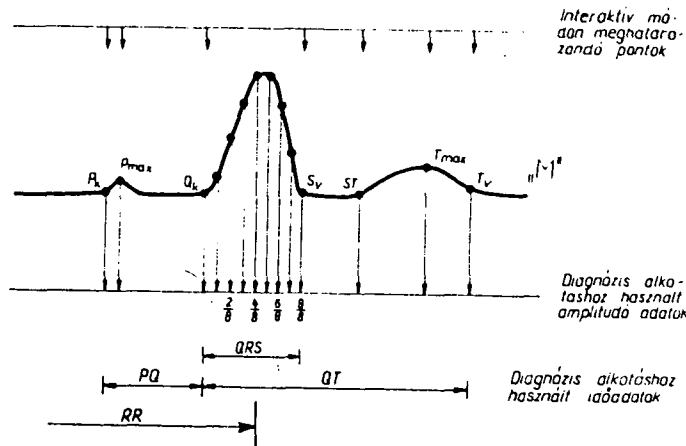


3. ábra

A számítógéppel analizálandó revolució kiválasztása

Szükség esetén - pl. megfelelő magnetofon híján - a felvettelt végző kardiológus a számításhoz szükséges adatokat az EKG (ill. TCM) grafikonból maga is meghatározhatja, s a megfelelő úrlapot kitöltve (5. ábra) eljuttathatja a kiértékelő állomásra. Természetesen maga az EKG (ill. TCM) regisztrátum is beküldhető, ez a feldolgozást végző kollektiva számára jelent némi többletmunkát.

A bevitt adatokat számítógépes rendszer összehasonlítja az összes betáplált elektropatológiás "referencia-eset" adatblokkjaival. (Ezek közül példaként a 6. ábra mutat be egyet.)



4. ábra
Az $M(t)$ jelnek a gépi diagnosztika szempontjából nevezetes pontjai

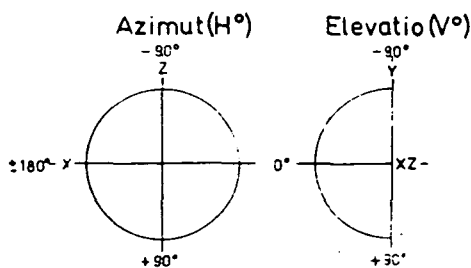
Kiinduló jellemzők	Amplitúdó adatok	Időadatok
$P_{kezd.}$	-	X
$P_{max.}$	X	-
$Q_{kezd.}$	-	X
"QRS" →	QRS szakasz nyolc ekvidisztáns mintával jellemezve	-
$S_{vége}$	-	X
ST^*	X	-
$T_{max.}$	X	-
$T_{vége}$	-	X
"RR" →	-	R-R intervallum

A diagnosztika-számításhoz felhasznált minta strukturája

* Az $S_{vége}$ -hez és a T_{max} -hoz tartó időpontok közötti intervallum felénél fellépő "M" érték.

Név: R. A. I.
 Dátum: _____
 Klinikai dg: 3. Tumor a. block - mit. hpm

	P	QRS msec														ST	T _{max}	
		10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140			
M _{mV}		3	10	21	27	29	28	26	22	20	12	4					2	7
H°		-144	120	160	60	60	60	84	48	132	-162	-150					-138	-132
V°		48	30	18	12	12	6	6	18	30	36	-18					-12	-18



5. ábra
 Manuálisan kitöltött EKG adatközlőlap

		QRS								ST	T _{max}
		1/8	2/8	3/8	4/8	5/8	6/8	7/8	8/8		
M 0.1mV	\bar{M}	1,6	6,2	13,3	17,7	15,3	10,5	5,0	2,0	0,7	2,5
	\bar{E}_M	0,9	3,7	4,6	4,9	6,8	7,3	5,1	2,6	0,8	1,8
H°	\bar{H}°	+116,5	+63,9	+50,4	+56,3	+70,1	+95,8	+124,7	+147,9	-159,4	+54,6
	\bar{G}_H	56,9	40,4	23,5	19,9	26,7	40,0	49,7	51,9	36,4	84,6
V°	\bar{V}°	10,7	30,0	34,5	28,3	17,2	11,3	7,2	4,4	1,7	25,9
	\bar{G}_V	24,2	22,3	26,4	31,6	32,9	28,4	21,8	16,7	9,6	19,2

6. ábra
 Az antero-septalis infarctus normalizált elektromos paraméterei

A számítógép az összehasonlító becsléseket rendre elvégezve kinyomtatja a vizsgált személyt azonosító adatokat, a számítás-hoz felhasznált amplitudó- és idő-adatokat, a ritmus jellemzőjét, továbbá a "valószínű" (a legvalószínűbb) és a "lehetséges" (a második legvalószínűbb) diagnózist. Jelenleg az adatokat a 7. ábrán látható formátumban prezentáljuk, ennek továbbfejlesztése azonban folyamatban van.

SZÁMÍTÓGÉPES KARDIOLÓGIAI DIAGNOSZTIKAI RENDSZER

ENG INTERPRETACIU

ECG/E SYSTEM KFKI-UTAI

HAJÓM: 761105
FELVETEL IDŐPONTJA:
VIZSGALAI KÓDJA: 76BETINF000INFOT
PACIENS NEVE: K [REDACTED]
NEM: FERFI
KORA (EV):
KLINIKAI DIAGNÓZIS: B. TAWAKA SZ. BLOCK - RITKA TÍPUS
KOMMENTAR:
KÉRULŐ INTÉZMÉNY: UTKI
VIZSGALATOT VÉGZI:

PAPIRSZALAGON LEVŐ MINTA FELDOLGOZÁSA!
MANUALIS PROCESSZÁLÁS!

JELLEMZŐK:	M 0-1MV	M FOR	V FOR
PP:	0	0	0
MRS SZÁMSZ:			
1	3	-144	18
2	14.12%	135	25.5
3	25.5	85	13.5
4	28.875	60	11.25
5	27	57	6
6	22.5	48.75	16.5
7	18	58.5	31.5
8	4	-150	-18
ST:	2	-138	-12
TF:	7	-132	-18

JELLEZŐ INTERVALLUMOK:

PU:	140	MS
MRS:	110	MS
QT:	320	MS

RITMUS: SZINUSZ 70 PPM

VALÓSZÍNŰ DIAGNÓZIS:
KAL TAWAKA-SZARK BLOCK - RITKA TÍPUS.

LEHETSÉGES DIAGNÓZIS:
KAL TAWAKA HYPERTRÓPHIA.

7. ábra
Számítógépes eredmény-lap

5. A kísérleti rendszer célkitűzései, feladatai:

- a meglévő adattár és diagnosztikai algoritmusok ellenőrzése, tökéletesítése, bővítése.
- Az elektrokardiológiai adatstruktúrák statisztikai jellemzőinek alaposabb megismerése.
- Évi 500-1000 off-line, orvosilag gondosan ellenőrzött adatfeldolgozás elvégzése, s a tapasztalatok rendszeres összegezése.
- Adatok szolgáltatása azon járulékos testalkati, nemi, életkori, stb. jellemzők meghatározásához, amelyek figyelembevétele a statisztikai döntési hibák csökkenését (a referencia adattárak szórásának csökkenését) eredményezik.
- Egy országos körű bevezetésre ajánlott mintarendszer organizációs hardware és software specifikációjának kialakítása, kísérleti megalapozása.

Összefoglalás

Az előadás a KFKI-OTKI szerződés keretében kifejlesztett TPAi kiszámítógépes EKG diagnosztikai rendszert ismerteti. A rendszerfejlesztés első szakaszában a cél egy olcsó, flexibilis, interaktív összeállítás kialakítása volt, elsősorban a nagy tömegű adatgyűjtési feladatok megoldásának segítésére, valamint különféle diagnosztikai kritériumok kipróbálására, a klasszifikáló programok és a referencia adattár továbbfejlesztésére.

A rendszer interaktivitása az alapkiépítésben azt jelenti, hogy az EKG hullám jellegzetes pontjainak és szakaszainak kijelölését egy ún. "track-ball" használatával, egy nagyméretű display ernyőn "befagyasztható" EKG hullám szemrevételezése alapján, az orvos-operátor végzi.

Az interaktív beavatkozást követően a program automatikusan, jelenleg 25 elektrofiziológiai konstellációnak megfelelő felbontással, megadja a legvalószínűbb klasszifikációt, továbbá rendezett formátumban kinyomtatja a pácienszt identifikáló adatokat, x-y-z és polár koordinátákban a számításokhoz felhasznált momentán vektorokat, valamint néhány fontosabb idő-adatot.

Irodalom

- (1) Chr. Zywiets and B. Schneider (Editors): Computer Application on ECG and VCG analysis. North.-Holland Publ. Comp. Amsterdam-London, 1973.
- (2) J. Anderson and J.M. Forsythe (Editors): Medinfo'74 Preprints, GOTAB, Stockholm, Sweden, 1974.
- (3) Battistig, Gy., B. Nagy, A., Rét, A., Ungvári, L.: Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásának rendszertехnikai és hardware kérdései. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 2. Kollokvium, Szeged, 1971.
- (4) S. Rush and E. Lepeschkin (Editors): Body Surface Mapping of Cardiac Fields. S. Karger, 1974.
- (5) L.B. Lusted: Introduction to medical decision making. Charles C. Thomas, Springfield, 1968.
- (6) B. Nagy, A., Ghyczy, K.: Kérdőív felhasználása betegség és a vele kapcsolatos terápia meghatározására. KFKI - 76-44. report.
- (7) Antalóczy, Z.: Elektrokardiológia az orvosi gyakorlatban II. Kiadás, Medicina, Budapest, 1976.
- (8) Bolyky, J., Szabó, A.: Rendszertехnikai megfontolások kishatógépés interaktív EKG diagnosztikai rendszer software fejlesztésében. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 7. Kollokvium, Szeged, 1976.

MTA Központi Fizikai Kutató Intézet

Rendszertechnikai megfontolások kisszámítógépes interaktív EKG
diagnosztikai rendszer software fejlesztésében

Bolyky János és Szabó András

Bevezetés

A különféle szív- és érrendszeri elváltozások morbiditási statisztikáinak riasztó adatai a hatékony megelőzést, a lakosság szűrését, de a klinikai diagnosztikát is segítő számítógépes integrált kardiológiai diagnosztikai rendszerek egészségügyi hálózatba való bevezetése felé mutatnak.

Felismerve a számítógépes mérésadatgyűjtő és feldolgozó rendszerek alkalmazhatóságának lehetőségét, általában orvosbiológiai téren, szűkebben a kardiológiai diagnosztikában is világszerte intenzív kutatások folynak számítógépek diagnosztikai célú felhasználására.

Az eredmények (1), (2), (3), (4) áttekintése azonban azt mutatja, hogy a számítógépes orvosbiológiai mérésadatgyűjtő és feldolgozó rendszerek konstrukciója még sok szempontból kimunkálatlan.

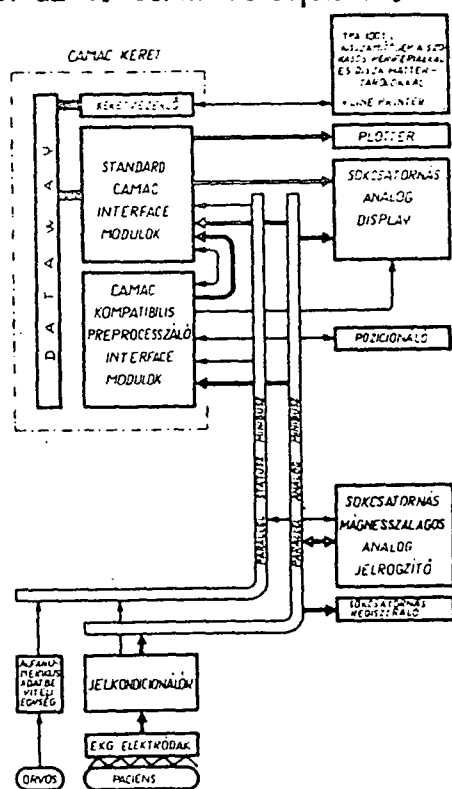
Az alkalmazott alapsoftware eszközök specifikációja a számítógép megválasztásával jórészt adottnak tekinthető. Az orvosbiológiai terület speciális igényeinek kielégítésére a software rendszerek általában nincsenek fölkészítve. Az itt folyó kutató-fejlesztő munka, de a bevezetett rendszerek célszerű, pl. interaktív kiépítése is joggal igényelné azt, hogy a mérésadatgyűjtő-feldolgozó rendszer teljes mélységű használata magasszintű, problémaorientált, "emberközelí" nyelven valósulhasson meg.

A KFKI-ban folyó orvosbiológiai kutatások egyik célja egy számítógépes integrált kardiológiai diagnosztikai rendszer kifejlesztése (6). A kutatások során így szükségszerűen a fentiekben vázolt kérdések jó részét meg kellett válaszolni, természetesen mindig szem előtt tartva a konkrét diagnosztikai területigényeit. Az integrált kardi-

ológiai diagnosztikai rendszer egyik fontos összetevője az a kishatógépés interaktív EKG diagnosztikai rendszer, melynek fejlesztésében az ismertetésre kerülő rendszertechnikai megfontolások alapvetők voltak.

1. Kishatógépés interaktív EKG diagnosztikai rendszer hardware

Egy kishatógépés interaktív EKG diagnosztikai rendszer hardware kiépítését az 1. ábrán mutatjuk be.



1. ábra

Kishatógépés interaktív EKG diagnosztikai rendszer hardware

Az alkalmazott számítógép TPA 1001/i típusu, operatív memóriája 16k. Az alap perifériákon kívül egy sornymatató, gyors háttértárolóként pedig egy 128k kapacitású disk alkotja a rendszer hardware alapját.

A moduláris felépítésű, szorientált, keretszervezésű, számítógép típustól független CAMAC rendszer ésszerű módosításokkal és

kiegészítésekkel került alkalmazásra. Ennek megfelelően az interface rendszer "kétlépcsős" kialakításu (5),(7),(8). Az egyik lépcsőt a CAMAC rendszer feladatfüggetlen, célszerűen tovább már nem bontható funkciókat megvalósító standard interface moduljai alkotják. Az interface rendszer másik lépcsőjét CAMAC kompatibilis, a számítógéppel csak a standard egységeken keresztül kapcsolatban levő célorientált interface modulok alkotják. Ezek az egységek maximálisan feladat-specifikusak, feladatuk a kisszámítógép tehermentesítése érdekében általában preprocesszási funkciók ellátása (pl. referencia időpontok kiválasztása, mintavételvezérlés, hitelesítés stb.).

A CAMAC rendszer ilyen kétlépcsős kialakítása - amellett, hogy megtartja a modularitás minden előnyét és jelentős megtakarítást tesz lehetővé az elektronikai konstrukcióban - az alapja a célszerű hardware-software arány megválasztásának.

Az analóg (fiziológiai) jelek és a digitális státusz információ busz szervezésü jelforgalomban teszi lehetővé a sokcsatornás mágnesszalagos analóg jelrögzítő segítségével az on/off-line működést.

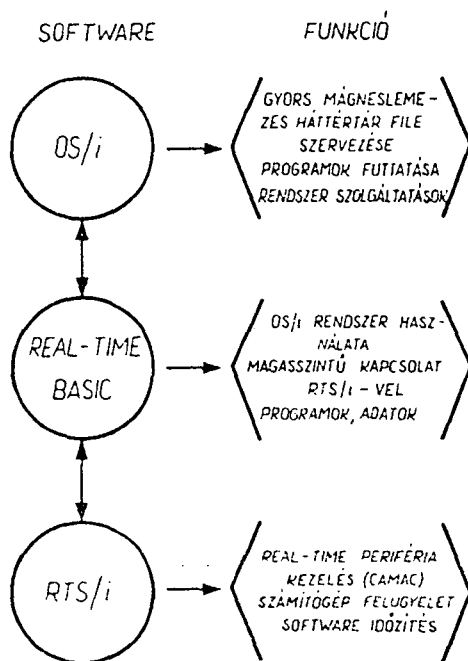
A sokcsatornás analóg display alkalmazása a rendszerben hármas célt szolgál. Lehetővé teszi felvételek készítése közben a sokcsatornás monitorozást, mérésadatgyűjtés közben a számítógépbe juttatott információ vizuális kontrollját, interaktív processzálnál a pozicionáló egység segítségével egy nagyméretű képernyőn megjelenített EKG jel diagnosztikai szempontból kitüntetett pontjainak, jelszakaszainak meghatározását.

A páciens EKG jelei az elektródákról egy moduláris felépítésű kardiológiai jelkondicionáló egységbe, onnan a későbbi hitelesítést lehetővé tevő státuszinformációval együtt a PARALLEL ANALOG, ill. STÁTUSZ MINIBUSZ-ra kerülnek. A felvételek jegyzőkönyvezését a jövőben az orvos a kísérő információk jelrögzítőre való fölvitelével végzi az alfanumerikus adatbeviteli egység segítségével.

II. A kisszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszer alapsoftware háttere

Az orvosbiológiai terület felhasználói igényei az alapsoftware eszközök fejlesztésében is számos feladatot hoztak.

A viszonylag nagy kezelendő adathalmaz, a kifejlesztett EKG diagnosztikai programrendszer bonyolultsága és hossza egyfelől, a kisházi számítógép és a diszk csekély memória kapacitása másfelől, jelentette a feladat egyik nehézségét. A másik, nem kevesebb feladatot jelentő fontos szempont az volt, hogy a mérésadatgyűjtés és a diagnosztikai célú feldolgozás összes funkciója egységes rendszerben, magas szintű nyelven legyen elérhető. (A klinikus, de még a kutató orvos is joggal várja el, hogy különösebb számítástechnikai, műszaki előképzettség nélkül is teljes mélységben használhasson egy mérésadatgyűjtő és feldolgozó rendszert.)



2. ábra

Kisházi számítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszer alapsoftware háttere

A 2. ábrán a kisházi számítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszer alapsoftware vázlata látható a legfontosabb funkciókkal.

Az alapsoftware eszköz alapvetően két elemből tevődik össze, az általános célú OS/i, és a real-time feladatokat elvégző RTS/i rendszerből. A két rendszer között a kapcsolatot a magas szintű real-time BASIC nyelv biztosítja.

1. Az OS/i operációs rendszer

Az OS/i rendszert kiterjedt programkönyvtára révén programfejlesztési eszköznél használtuk. Ezen kívül ez a rendszer vezérli és szervezi a gyors mágneslemezes háttértárat (diszk), felügyelete alatt kerülnek információk és programok file formájában eltárolásra, ill. lehet ezeket file nevük alapján visszakeresni.

Az OS/i operációs rendszer vezérlése alatt működnek a BASIC magas szintű nyelv programjai. Ezek is a diszken foglalnak helyet, szükség esetén az operációs rendszer szolgáltatásai segítségével a számítógép memóriájába tölthetők és futtathatók.

Az OS/i rendszer és a BASIC képes már igen kis központi egységgel rendelkező számítógépen is működni. Ezt egy további OS/i alapszolgáltatás segítségével, a program láncolással érhetjük el. Ugyanígy ezen szolgáltatás igénybevételével lehet a memória kapacitást messze meghaladó BASIC nyelvű felhasználói programokat is futtatni.

2. Az RTS/i real-time rendszer

Ez az operációs rendszer egy fix prioritású, moduláris, gyors és igen kicsi real-time rendszer, melynek segítségével több feladat egyidejűleg történő végrehajtása, a feladatok fontosságuk alapján történő rangsorolása és a real-time CAMAC perifériák kezelése valószínűsíthető meg.

Jelen felhasználásban az RTS/i gondoskodik még a rendszer újrafelkészítéséről áramkimaradás után, ellenőrzi a számítógép esetleges hardware meghibásodását és hozza létre a rendszerben szükséges software időzítéseket.

A rendszer alapszolgáltatásai mellett lehetőséget nyújt speciális, alkalmazásorientált felhasználói programok megírására, beillesztésére és működtetésére. Ilyen programok közvetlenül az RTS/i-ben helyezkednek el és assembler nyelven írhatók meg. Az interaktív EKG diagnosztikai rendszerben erre a lehetőségre példaként említhetjük a sokcsatornás mérésadatgyűjtést és tárolást, ugyanis ezt a bonyolult műveletet is egy egyszerű, BASIC típusú utasítással tettük elérhetővé.

3. A REAL-TIME BASIC

Nagyobb volumenű, valamint nagymértékben számításokat végző programok megírása célszerűen egy magas szintű nyelven történik. Az OS/i rendszerben a FORTRAN és a FOKAL nyelveket mellőzve a nagysebességű és igen egyszerűen kezelhető, hatékonyan interaktív ember-gép kapcsolatban működő BASIC nyelvet választottuk a feladat megoldás magas szintű nyelvévé.

Egyfelől a BASIC, mint OS/i rendszerprogram lehetőséget nyújt az OS/i teljes "fegyvertárának" használatára, így a programfejlesztésre, az adatok és programok kényelmes tárolására a mágneslemez háttértáron, valamint a hosszú programok szegmentálására. Másfelől alkalmas olyan bővítésekkel való kiegészítésekre is, amelyek a kényelmes magas szintű kapcsolatot biztosítják az RTS/i felé. Ezek a bővítések - melyek formálisan speciális felhasználói függvények beépítését jelentették a BASIC-be - lehetőséget nyújtanak az RTS/i real-time szolgáltatásainak igénybevételére a BASIC-ből.

A legfontosabb ilyen szolgáltatások a CAMAC kezeléssel kapcsolatosak. Lehetőség van a BASIC ezen új függvényei segítségével a CAMAC rendszer teljes mélységű használatára. A CAMAC-on keresztül beérkező adatok automatikusan konvertálódnak a BASIC számára használható formátumba, és fordítva, BASIC adatokat lehet közvetlenül kiadni a CAMAC moduloknak.

Egy másik igen fontos RTS/i-BASIC kapcsolat a real-time mérésadatgyűjtéssel kapcsolatos. Itt arra van lehetőség, hogy a BASIC programból az adott pillanatban egy mérésadatgyűjtési parancsot adhassunk ki, amely a műveletet meghatározó kiegészítő információkkal együtt egy gyors, az RTS/i alatt működő programot indít. Ez az assembler nyelven megírt program a számítógép sebességével hajtja végre a feladatot. Az adatokat az OS/i rendszerhez kompatibilis, és így a BASIC számára hozzáférhető formában helyezi el a háttértáron, majd visszaadja a vezérlést a BASIC programnak.

A mért adatok feldolgozása, kiértékelése és megjelenítése ismét a magas szintű nyelven megírt program segítségével történik.

Hasonlóan, a CAMAC rendszer és a REAL-TIME BASIC nyelv szolgáltatásai segítségével szervezhető egyszerűen és hatékonyan az interaktív processzállás is.

III. Késszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszer felhasználói software

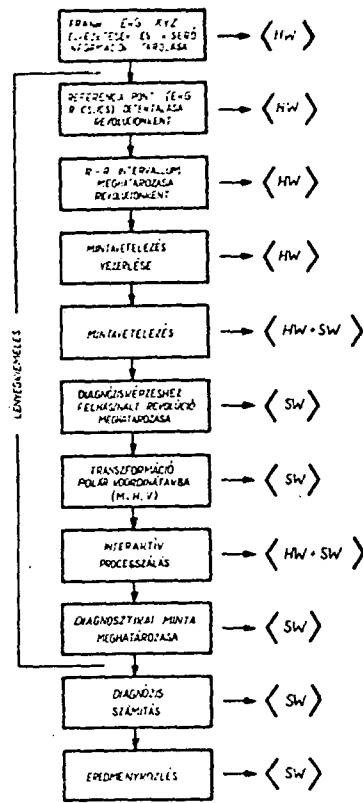
A kardiológiai diagnosztikában alapvető jelentőségű EKG analízisnek különféle gépi interpretációi úgy hardware, mint software feladatot tekintve nem egyszerűek.

A vázolt hardware konfiguráció és alapsoftware eszköz segítségével azonban - igen kicsiny hardware kapacitással - pl. ez a feladat is megoldható volt. Bár jelen dolgozatnak nem tárgya az alkalmazott diagnosztikai eljárás ismertetése, a 3. ábrán, a hardware-software arány illusztrálására áttekinthetjük a diagnózis képzés folyamatát. Az ábra egyes blokkjai az elvégzendő műveleteket, a zárójeles kifejezések pedig azt jelzik, hogy a kérdéses művelet hardware vagy software módon valósul-e meg. Természetesen durva elhatárolás ebből a szempontból nem lehetséges, ugyanis a rendszer - integráltságánál fogva - szinte mindig a hardware és a software együttes működése eredményeként hajt végre egy-egy műveletet. Külön említést érdemel az ábrán "lényegkiemelés" néven elhatárolt rész, ahol a bonyolult funkciók tipikusan hardware-software együttesben valósulnak meg.

A 4. ábrán konkrétan azt a magas szintű felhasználói software rendszert mutatjuk be, amely az előzőekben vázolt diagnózis képzési folyamatot az ismertetett hardware konfiguráción, a tárgyalt alapsoftware eszköz segítségével realizálja.

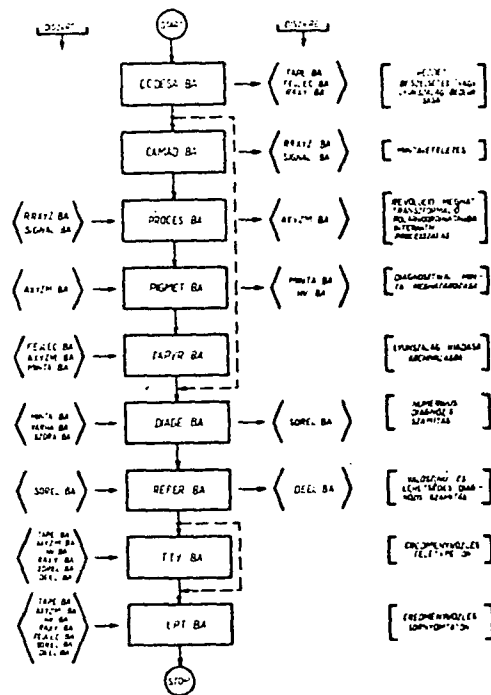
Az ábrán jól követhető a programrendszer diszorientált struktúrája, az adat és a program file-ok egységes kezelése, a programok közötti kommunikáció a diszken keresztül a programláncolás során, valamint az egyes programrészek legfőbb funkciója. Az egyszerű programszegmentálás és láncolás, valamint a real-time BASIC lehetőségei biztosították azt, hogy a programrendszer már egy kis hardware konfiguráción is egyáltalán létrehozható volt.

A rendszer sebességére nézve a tapasztalatok és a mérések alapján kedvező adatok közölhetők, pl. a diagnózis számítás "munkaigényes" műveletére, a futási idő csökkentésére tett lépések eredményeként, bővített aritmetikával kb. 30 s adódott.



3. ábra

A diagnózis képzés folyamata a célszerű hardware-software arány megválasztásához



4. ábra

Kisszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszer felhasználói software

Összefoglalás

A KFKI számítógépes kardiológiai profilu orvosbiológiai kutatásainak egyik lényeges közbülső célja egy kisszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszer laboratóriumi példányának létrehozása.

Ezen célkitűzés érdekében software oldalon kifejlesztésre került a REAL-TIME BASIC rendszer, mely segítségével - kihasználva az OS/i, az RTS/i és a CAMAC rendszerek nyújtotta lehetőségeket - különösebb számítástechnikai vagy műszaki képzettség nélkül is lehetővé vált a mérésadatgyűjtő és feldolgozó rendszer egységés, magas szintű, teljes mélységű használata.

Rendszertехnikai oldalon, a hardware és a software funkciók célszerű megválasztásával vált lehetővé egy diagnosztikai alrendszer realizálása - már egy kis hardware konfiguráción is - valamint a hatékony interaktív kapcsolat, és a kardiológiai diagnosztikai terület eredményszolgáltatási formáival messzemenően kompatibilis megoldások alkalmazása.

Irodalom

- (1) Caceres, C.A.: How can the waveforms of a clinical electrocardiograms be measured automatically by a computer? IEEE BME, vol. 9, p. 21, 1962.
- (2) Zywiets, CHR., Schneider, B.: Computer application on ECG and VCG analysis. IFIP TC-4 Conf. on Comp. Appl. on ECG and VCG analysis, Hannover, 1971.
- (3) Okajima, M., Stark, L.: Computer pattern recognition techniques: some results with real electrocardiographic data. IEEE BME, vol. 10. p. 106, 1963.
- (4) Wartak, J.: A practical approach to automated diagnosis. IEEE BME, vol. 17, p. 37, 1970.

- (5) Bolyky, J., Kozmann, Gy., Szl6vik, F.: A CAMAC rendszer alkalmazási lehetőségei orvosbiológiai mérésadatgyűjtő rendszerek kialakításában. IV. Orsz.El.Műszer-és Méréstechnikai Konf., 1976.
- (6) Szl6vik, F., Antal6czy, Z., Kozmann, Gy., Bolyky, J., Maros, I.: Kiszámítógépes interaktív EKG diagnosztikai rendszerfejlesztés célkitűzései. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 7. Kollokvium, Szeged, 1976.
- (7) Bolyky, J., Kozmann, Gy., Szl6vik, F.: Kiszámítógépes fonokardiográfiai mérőrendszer fejlesztésének eredményei. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 6. Kollokvium, Szeged, 1975.
- (8) Stuckenberg, H.J.: Has CAMAC a chance in medicine? CAM. BULL. issue 9, p. 29.

MTA Központi Fizikai Kutató Intézet

Újabb eredmények a szív feletti hallgatódzás hagyományos aré-
inak vizsgálatával kapcsolatban

Pártos Oszkár és Bolyky János

Bevezetés

A szív, a benne lévő vérrel, a nagyerekkel és a mellkas egyéb képleteivel együtt egy komplex, mechanikai rezgő rendszert alkot, amely a szívműködés egyes funkcionális fázisaiban jellemző rezgéskomponenseket hoz létre. A mechanikai rezgések a mellkasi képletek közvetítésével a felszínre vezetődnek. Az orvosi diagnosztika e rezgésjelenségek vizsgálatában a mellkas felszínén észlelt vibrációkat (auscultatio, PCG) a szívműködés egyes jelenségeihez rendeli hozzá és az egyes meghatározott felszíni pontokon, valamint ezek környezetében, az ún. hallgatódzási aréakon észlelt hangjelenségeket a kutatási és az empirikus eredmények birtokában a szív meghatározott részeiben keletkező rezgésekkel hozza okozati kapcsolatba. Így az orvos a mellkasfelszín egyes pontjain, aréáin észlelt rezgésjelenségekből a szív anatómiai részeinek funkciójára, azok mechanikai állapotára és a véráramlási viszonyokra következtethet.

A klasszikus fonokardiográfiai diagnosztikában, a grafikusán ábrázolt kvázi-periódikus időfüggvény egyes rezgéskomponensei értékelésében a relatív idő- és amplitudóviszonyokon túl a hangvezetődési viszonyok helyes felismerésében is alapvető szempont annak az anatómiailag definiált mellkasfelszíni pontnak a megadása, ahol a felvétel készült. Bár a hangvezetődési viszonyok diagnosztikai értéke jelentős, a mellkason belüli hangvezetődés törvényszerűségei még kevésbé tisztázottak.

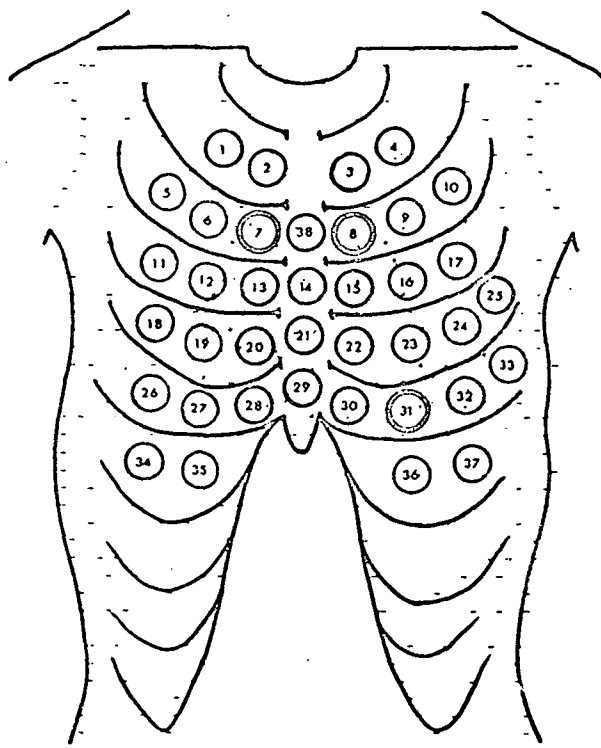
Az 1975. évi Neumann János Kollokvium keretében beszámoltunk azokról a vizsgálatainkról, melyek az orvosi diagnosztikában klasszikus három hallgatódzási aréán (aorta billentyű, pulmonális billentyű, szívcsucs) és azok környezetében ezen aréák kiterjedése egyes sajátosságainak mélyebb megismerését célozták az első szívhang vonat-

kozásában. Jelen dolgozatban a megkezdett munka további, a második szívhanggal kapcsolatban nyert eredményeiről számolunk be. Munkánkat a továbbiakban is a KFKI-ban létrehozott kiszámítógépes fonokardiográfiai laboratórium segítségével végeztük, amely lehetővé teszi a mellkasfelszíni rezgések kvantitatív vizsgálatát, és azok finomabb strukturájának tanulmányozását.

I. Mérésadatgyűjtés

Vizsgálatainkat egy normális testalkatu, 31 éves, egészséges férfi esetében végeztük. (A mellkasfelszín vizsgált mérési pontjait szemlélteti az 1. ábra.)

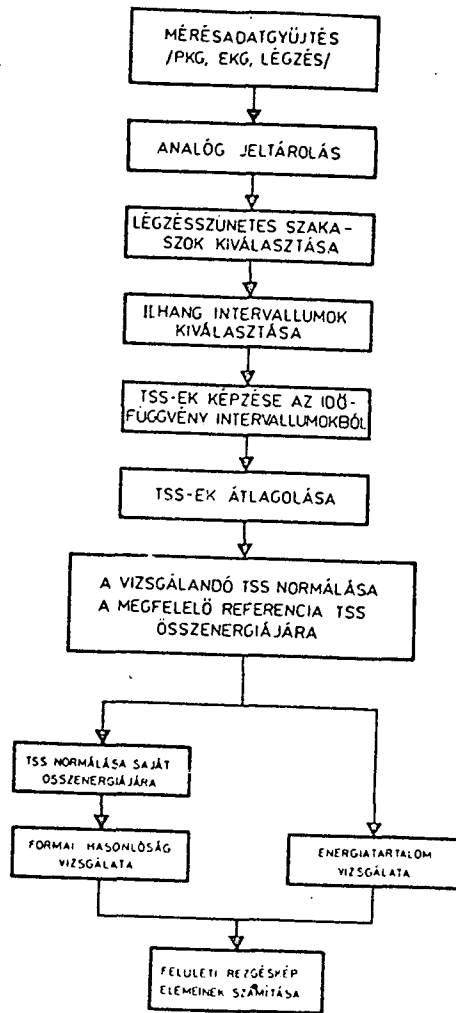
PELLUKETI TERVEZÉS



1. ábra

Mérési pontok a mellkasfelszíni rezgések vizsgálatához

Vizsgálataink teljes folyamatát a 2. ábrán követhetjük nyomon. A mérésadatgyűjtés (EMT 25 C típusu) gyorsulásérzékeny szív-



2. ábra
A mellkasfelszíni rezgéskép vizsgolatának folyamata

hangmikrofonokkal, 10-800 Hz-ig linearizált átviteli karakterisztikájú jelkondicionáló rendszerrel, a nevezett három klasszikus hallgatódzási ponton, illetve ezek környezetében, szimultán EKG és légzési görbe rögzítése mellett, hanyattfekvő helyzetben történt.

A mérés három szakaszban, (a három klasszikus hallgatódzási ponton és azok környezetében) folyamatos felületes légzésben és akaratos légzésszünetben, kilégzési fázisban történt. Az egyik mikrofon az adott mérési szakaszban állandóan a vizsgált klasszikus hallgatódzási ponton - továbbiakban referencia pont - volt helyezve. További két mikrofont pedig sorban, a referencia pont környezetében vizsgálni kívánt mellkasfelszíni pontokra helyeztünk. Megjegyezzük, hogy jelen esetben mindhárom mérési szakaszban valamennyi definiált felszíni mérési ponton végeztünk mérést.

II. Adatfeldolgozás

A vizsgálatainkból kapott adatok az akaratlagos légzés-visszatartásban, kilégzési helyzetben készített felvételek feldolgozása során, a teljes második szívhang intervallumának vizsgálatával kapott eredményeinket tartalmazzák.

A szívhangjel időfüggvényben az egymást követő szivciklusokból a második hang időintervallumok kiválasztása a szimultán rögzített EKG jel R-csúcsához szinkronizált "időablakolással" történt minden felvételi ponton. A továbbiakban egy FFT algoritmuson alapuló eljárás segítségével az egyes második szívhang intervallumokat tartalmazó időfüggvény adatblokkok teljesítménysűrűség-spektrumait (t.s.s.) határoztuk meg. Egy adott vizsgálati ponthoz rendelt, egymást követő szivciklusokból származó t.s.s.-eket átlagolva, az így nyert átlagspektrumot a pontra jellemzőnek tekintettük. Ily módon minden mellkasfelszíni pontra kiszámítottuk a hozzá rendelhető átlag t.s.s.-t, a referencia pontokra pedig az egyes felvételi szakaszok hármas mikrofon elrendezéseinek megfelelő számú átlag t.s.s.-eket. Ezeknek átlagát a referencia pontnak a mérési szakasz idejére vett referencia átlagspektrumának tekintettük. A három mérési szakasz feldolgozása után kapott, a hagyományos hallgatózási pontokhoz rendelhető referencia átlagspektrumokat mutatja a 3. ábra.

III. A mellkasfelszíni rezgékép átlagos energia-eloszlásáról

A mellkasfelszín egyes vizsgált mérési pontjaihoz rendelt átlag t.s.s.-eket a megfelelő hármas mikrofon elrendezésnél a referencia pontra kiszámított átlag t.s.s. összenergiájának a referencia átlagspektrum összenergiájára vonatkozó arányával normálva számítottuk ki a mellkasfelszíni rezgékép összenergia-eloszlását a második szívhang intervallumára.

A 4. ábrán látható, a táblázat megfelelő adatai alapján számszerűen is követhetők az egyes pontokban mért összenergiaértékek, az előforduló maximális összenergia százalékában kifejezve. (Az energiatartalom a sematikus mellkasábra vizsgálati pontjaiban feltüntetett körök átmérőinek nagyságával arányos.) Látható, hogy a nagyobb relatív energiaértékkel jellemzett pontok zömében a sternumtól balra eső mellkasfélen helyezkednek el. A második hang két jellemző hallgatózási

```

# 321. UPESTUDIA 0 7. HEMEBI PARTIOM
#2 UPESTUDIA
1.0 0.0000 0
7.0 0.0000 0
11.7 0.0141 0
13.0 0.0000 0
15.0 0.0000 0
17.0 0.0000 0
19.0 0.0000 0
21.0 0.0000 0
23.0 0.0000 0
25.0 0.0000 0
27.0 0.0000 0
29.0 0.0000 0
31.0 0.0000 0
33.0 0.0000 0
35.0 0.0000 0
37.0 0.0000 0
39.0 0.0000 0
41.0 0.0000 0
43.0 0.0000 0
45.0 0.0000 0
47.0 0.0000 0
49.0 0.0000 0
51.0 0.0000 0
53.0 0.0000 0
55.0 0.0000 0
57.0 0.0000 0
59.0 0.0000 0
61.0 0.0000 0
63.0 0.0000 0
65.0 0.0000 0
67.0 0.0000 0
69.0 0.0000 0
71.0 0.0000 0
73.0 0.0000 0
75.0 0.0000 0
77.0 0.0000 0
79.0 0.0000 0
81.0 0.0000 0
83.0 0.0000 0
85.0 0.0000 0
87.0 0.0000 0
89.0 0.0000 0
91.0 0.0000 0
93.0 0.0000 0
95.0 0.0000 0
97.0 0.0000 0
99.0 0.0000 0
101.0 0.0000 0
103.0 0.0000 0
105.0 0.0000 0
107.0 0.0000 0
109.0 0.0000 0
111.0 0.0000 0
113.0 0.0000 0
115.0 0.0000 0
117.0 0.0000 0
119.0 0.0000 0
121.0 0.0000 0
123.0 0.0000 0
125.0 0.0000 0
#3 UPESTUDIA 0 1.0000

```

```

# 322. UPESTUDIA 0 0. HEMEBI PARTIOM
#2 UPESTUDIA
1.0 0.0000 0
7.0 0.1000 0
11.7 0.0700 0
13.0 0.0330 0
15.0 0.1270 0
17.0 0.1130 0
19.0 0.1000 0
21.0 0.1000 0
23.0 0.1000 0
25.0 0.1000 0
27.0 0.1000 0
29.0 0.1000 0
31.0 0.1000 0
33.0 0.1000 0
35.0 0.1000 0
37.0 0.1000 0
39.0 0.1000 0
41.0 0.1000 0
43.0 0.1000 0
45.0 0.1000 0
47.0 0.1000 0
49.0 0.1000 0
51.0 0.1000 0
53.0 0.1000 0
55.0 0.1000 0
57.0 0.1000 0
59.0 0.1000 0
61.0 0.1000 0
63.0 0.1000 0
65.0 0.1000 0
67.0 0.1000 0
69.0 0.1000 0
71.0 0.1000 0
73.0 0.1000 0
75.0 0.1000 0
77.0 0.1000 0
79.0 0.1000 0
81.0 0.1000 0
83.0 0.1000 0
85.0 0.1000 0
87.0 0.1000 0
89.0 0.1000 0
91.0 0.1000 0
93.0 0.1000 0
95.0 0.1000 0
97.0 0.1000 0
99.0 0.1000 0
101.0 0.1000 0
103.0 0.1000 0
105.0 0.1000 0
107.0 0.1000 0
109.0 0.1000 0
111.0 0.1000 0
113.0 0.1000 0
115.0 0.1000 0
117.0 0.1000 0
119.0 0.1000 0
121.0 0.1000 0
123.0 0.1000 0
125.0 0.1000 0
#3 UPESTUDIA 0 11.0000

```

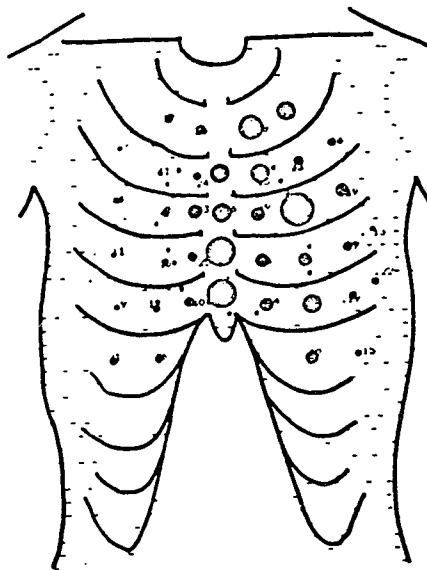
```

# 323. UPESTUDIA 0 11. HEMEBI PARTIOM
#2 UPESTUDIA
1.0 0.0000 0
7.0 0.0000 0
11.7 0.1000 0
13.0 0.0000 0
15.0 0.1171 0
17.0 0.1000 0
19.0 0.1000 0
21.0 0.1000 0
23.0 0.1000 0
25.0 0.1000 0
27.0 0.1000 0
29.0 0.1000 0
31.0 0.1000 0
33.0 0.1000 0
35.0 0.1000 0
37.0 0.1000 0
39.0 0.1000 0
41.0 0.1000 0
43.0 0.1000 0
45.0 0.1000 0
47.0 0.1000 0
49.0 0.1000 0
51.0 0.1000 0
53.0 0.1000 0
55.0 0.1000 0
57.0 0.1000 0
59.0 0.1000 0
61.0 0.1000 0
63.0 0.1000 0
65.0 0.1000 0
67.0 0.1000 0
69.0 0.1000 0
71.0 0.1000 0
73.0 0.1000 0
75.0 0.1000 0
77.0 0.1000 0
79.0 0.1000 0
81.0 0.1000 0
83.0 0.1000 0
85.0 0.1000 0
87.0 0.1000 0
89.0 0.1000 0
91.0 0.1000 0
93.0 0.1000 0
95.0 0.1000 0
97.0 0.1000 0
99.0 0.1000 0
101.0 0.1000 0
103.0 0.1000 0
105.0 0.1000 0
107.0 0.1000 0
109.0 0.1000 0
111.0 0.1000 0
113.0 0.1000 0
115.0 0.1000 0
117.0 0.1000 0
119.0 0.1000 0
121.0 0.1000 0
123.0 0.1000 0
125.0 0.1000 0
#3 UPESTUDIA 0 11.1000

```

3. ábra
Jellemző teljesítménysűrűség spektrumok a 7-es (aorta billentyű),
8-as (pulmonális billentyű), 31-es (szívcsucs) hagyományos hall-
gatódzási pontokon

- ELÜLLETI TEREP 1



- ELÜLLETI TEREP TÁBLÁZATA 1

HELYI PONT SZÁMAI	ÉRTÉKEK
1	27.0
2	25.0
3	28.0
4	48.0
5	7.2
6	10.5
7	24.4
8	45.0
9	43.0
10	14.0
11	12.0
12	22.0
13	45.0
14	48.0
15	39.4
16	100.0
17	28.4
18	31.4
19	15.4
20	74.8
21	67.1
22	44.0
23	36.0
24	28.9
25	12.7
26	9.4
27	19.5
28	29.8
29	22.6
30	48.8
31	53.1
32	18.8
33	22.1
34	20.8
35	25.8
36	40.2
37	15.2
38	50.3

4. ábra
A II. szivhangok átlagos összenergiája a mellkasfelszín vizsgált pontjain

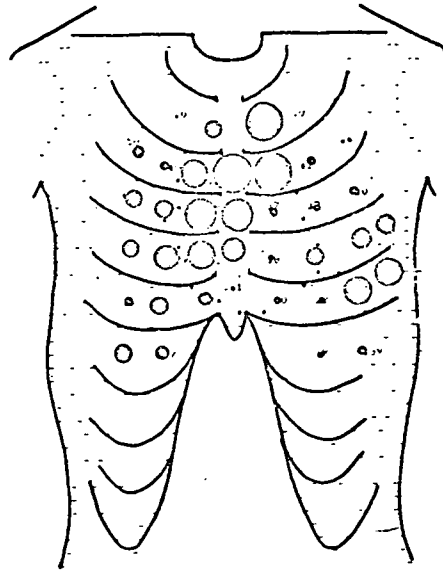
pontjának ismert aorta billentyű és pulmonális billentyű összehasonlításában az utóbbi hallgatódzási pontján jelentősen nagyobb a második szívhang intenzitása. A sternum felett elhelyezkedő (ezek a mellkasábra szimetriatengelyén fekvő pontok) vizsgálati pontokon észlelt spektrumok nagy összenergiaértékei feltehetően az akusztikailag jobban vezető közegek jelenlétével is magyarázhatók.

IV. A hagyományos hallgatódzási areák vizsgálatáról

A mellkasfelszíni rezgéskép energiaviszonyainak ismeretében a továbbiakban a t.s.s.-eknek a második szívhangok hangszínét reprezentáló formai sajátosságait vizsgáltuk, az egyes referencia pontok környezetében. Az egyes mérési szakaszokhoz tartozó mellkasfelszíni pontokhoz rendelt átlagos t.s.s.-eknek ugyanezen szív ciklusokban, a vizsgált referencia pontban képzett átlagos t.s.s.-re vonatkozó formai hasonlóságát vizsgáltuk. A viszonyokat a referencia pontra vonatkoztatott hangszín hasonlóságát mutató un. hasonlósági indexszel fejeztük ki minden egyes felszíni pontra kiszámítva. (Bármely t. s.s. önmagára vett hasonlósági indexe = 100, ez egyben a maximális lehetséges indexérték, értelemszerűen ez az érték egy adott szakaszban a vizsgált referencia pontban jelenik meg.)

A három referencia pont, a pulmonális billentyű, az aorta billentyű és a szívcsucs hallgatódzási pontjainak környezetében a második szívhangok hangszinbeli (spektrális formai) hasonlósági viszonyait sorrendben az 5., 6. és 7. ábra szemlélteti. Mindhárom ábrán látható (a sematikus mellkasábrán az egyes vizsgálati pontokon lévő körök átmérőjének nagysága arányos az adott pontban a referencia pontra vonatkozó formai hasonlósági index értékével), és a táblázatokban feltüntetett indexértékeket szemlélve számszerűen jellemezhető az egyes referencia pontok környezetében vizsgált mellkasi felület. Alkalmasan választott hasonlósági "szint" esetén e mellkasfelszíni felületek megegyeznek az egyes vizsgált hallgatódzási areák kiterjedésére vonatkozó orvosi kutatási és tapasztalati eredményekkel. Az alkalmazott mérőrendszerrel a szívhangjel időfüggvények vizsgált szakaszai spektrális jellemzőinek kvantitatív meghatározása azonban a klasszikus areák kiterjedését a vizsgálati szempontoknak megfelelően kvantitatívan jellemezhetővé teszi. Így az egyes spektrális jellemzők "felületfüggő" tulajdonságainak ismeretében a hallgatódzási areáknak a hagyományosnál pontosabb lokalizációja lehetséges.

ELLÁLTÁSI TERVEZÉS



ELLÁLTÁSI TERVEZÉS

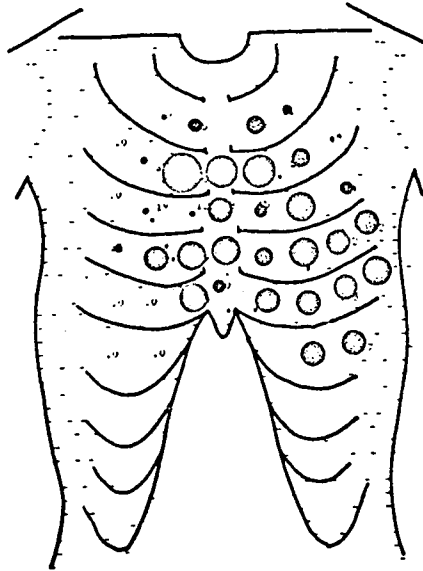
HEKESI PONT SZÁMAI

ALLERGIKAI

HEKESI PONT SZÁMAI	ALLERGIKAI
1	0,0
2	25,2
3	77,6
4	0,0
5	40,7
6	39,7
7	78,1
8	100,0
9	40,7
10	5,8
11	63,9
12	84,1
13	89,3
14	88,2
15	36,7
16	32,4
17	38,7
18	57,9
19	73,9
20	82,5
21	85,7
22	18,4
23	58,7
24	46,1
25	88,2
26	35,8
27	56,4
28	53,3
29	10,7
30	29,8
31	71,8
32	82,2
33	85,2
34	82,8
35	46,9
36	18,8
37	37,2
38	45,7

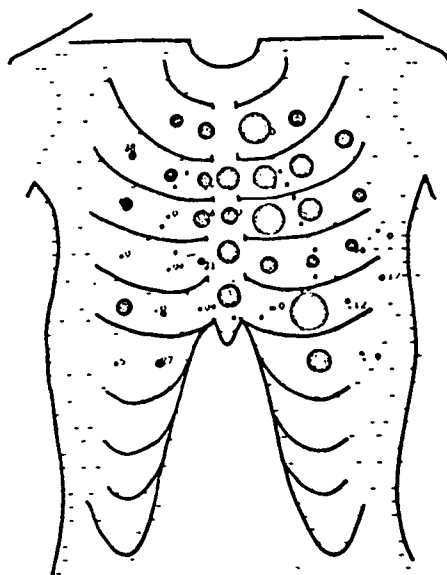
5. ábra

A hangszin-hasonlósági viszonyok a 8-as referencia pont (pulmonális billentyű) környezetében



HELYI TEREP IARAZAT	HELYI PONT SZÁMAI	JELLENŐJEI
	1	0.7
	2	45.0
	3	57.3
	4	60.6
	5	0.0
	6	31.6
	7	100.0
	8	72.8
	9	55.9
	10	4.1
	11	0.0
	12	17.2
	13	11.7
	14	73.1
	15	44.6
	16	82.4
	17	53.6
	18	34.7
	19	71.8
	20	89.2
	21	76.0
	22	63.0
	23	74.6
	24	72.2
	25	71.5
	26	0.0
	27	0.0
	28	84.2
	29	87.7
	30	68.2
	31	76.6
	32	73.4
	33	84.2
	34	0.0
	35	0.0
	36	71.7
	37	77.4
	38	71.7

6. ábra
A hangszin-hasonlósági viszonyok a 7-es referencia pont (aorta billentyű) környezetében



ELÜLTI TEREP (AMLAZAI)

MÉRÉSI PONT SORSZÁMAI

ÁLLANDÓI

MÉRÉSI PONT SORSZÁMAI	ÁLLANDÓI
1	45.4
2	49.7
3	70.1
4	66.7
5	38.0
6	47.1
7	47.2
8	74.7
9	71.7
10	55.7
11	42.7
12	0.0
13	55.6
14	57.7
15	66.8
16	70.7
17	47.7
18	0.0
19	0.0
20	30.3
21	71.7
22	57.7
23	46.8
24	45.7
25	0.0
26	48.5
27	0.0
28	0.0
29	73.2
30	0.0
31	100.0
32	11.8
33	16.0
34	4.7
35	26.8
36	64.7
37	0.0
38	7.8

7. ábra
A hangszin-hasonlósági viszonyok a 31-es referencia pont
(szívcsucs) környezetében

Az egyes referencia pontok környezetében a kiszámított hasonlósági indexérték alapján a t.s.s.-ek formai hasonlóságát (a teljes második szivhangok hangszínének hasonlósági viszonyait) tükröző ábrák részletesebb áttekintése céljából utalunk arra, hogy az első és a második szivhang keletkezési mechanizmusa egymástól alapvetően eltér. Az utóbbi esetében a nagyér billentyű záródása keltette rezgésjelenségeket tartja az élettani kutatás a döntő tényezőnek.

A bevezetőben megemlített "komplex mechanikai rezgő rendszer" koncepciónak megfelelően, bár ez döntő oka a keletkező hangjelenségnek, valójában a rendszer összes többi elemének részvételével és kölcsönhatásaként jön létre a második szivhang. A pulmonális billentyű mellkafelszíni hallgatódzási areájának hangszín-hasonlóság szerinti kiterjedése (5. ábra) - emlékeztetve az első hanggal kapcsolatban az 1975. évi Neumann Kollokviumon tárgyalt ilyen típusu adatokra - más jelleget mutat a második hang intervallumára vonatkoztatva, eltekintve a hallgatódzási pont szűk környezetétől. (A legnagyobb indexértékkel jellemzett pontoktól.) Az említett area a kisebb indexértékeket is figyelembevéve a pulmonális billentyű hallgatódzási pontja felől (8. mérési pont) a jobb szivkamra mellkafelszíni vetületének irányában (20. mérési pont környezete) csökkenő értékeket mutató módon egy nagyobb kiterjedésű mellkafelszíni felületet fed le. (Ennek "iránya" a vér jobb-kamrai kiáramlási pályája mellkafelszíni vetületének irányára emlékeztet.)

Az aorta billentyű hallgatódzási areája hangszín szerinti vizsgálatának eredményeit a 6. ábra szemlélteti. A hasonlósági indexek tekintetében (a nagy indexértékekre gondolva) a pulmonális billentyű esetében elmondottaknak megfelelő képet látunk a 7. mérési pont szűk környezetét nézve, azzal a különbséggel, hogy a hasonlóság szempontjából kisebb, de jelentős indexértékeket mutató felület nem csupán a bal-, hanem a jobb kamra mellkafelszíni vetületének megfelelő területen is kimutatható (a bal kamra mellkafelszíni vetülete a 31. mérési pont környezete).

Meg kell említenünk, hogy a második szivhang intervallumában egy első, aorta billentyű- és egy második, egészséges esetben ehhez képest későbbi időpillanatban egy pulmonális billentyű eredetű komponens mutatható ki. Ezek időbeli szeparálásának és

spektrális vizsgálatának elvégzése a jövő feladata, amely remélhetően a fentiekben vázolt probléma megválaszolásához is támpontokat ad.

A hangszin-hasonlóság mellkafelszíni viszonyait a 7. ábra szemlélteti a szívcsucs környezetében (31. mérési pont) a második szivhang intervallumára. Az ábrával kapcsolatban elmondható, hogy a szívcsucs hangszin-hasonlósági areája szűknek tekinthető. A kisebb értékek figyelembevételével az orvosi tapasztalattal megegyezően azt állítjuk, hogy a szívcsucs a második hang szempontjából az előzőekhez képest kevésbé informatív hallgatódzási pont.

Összefoglalás

A mellkafelszín 38 vizsgált mérési pontjában a mellkafelszíni rezgéskép energia-eloszlásának és a hagyományos hallgatódzási areák kiterjedésének kvantitatív leírása céljából vizsgálatokat végeztünk a második szivhang intervallumára.

1. Meghatároztuk a mellkafelszín egyes anatómiailag definiált pontjaiban észlelt második szivhangok átlagos teljesítménysűrűség spektrumait.

2. A mellkafelszíni rezgéskép energia-eloszlását az egyes mérési pontokban kvantitatívan jellemeztük.

3. A hallgatódzás és a hagyományos fonokardiográfia tapasztalataival alapvetően egyező, kvantitatív ismereteket szereztünk a pulmonális billentyű, az aorta billentyű és a szívcsucs hagyományos hallgatódzási areáinak kiterjedésére, a második szivhangok hangszínének vonatkozásában, a spektrális tartalom formai hasonlóságának vizsgálatára alapján.

Irodalom

- (1) Shah, P.M., Luisada, A.A.: A revision of the "classic" areas of auscultation of the heart. Am.J.Med.36.293, 1964.
- (2) Luisada, A.A., Shah, P.M.: Controversial and changing aspects of auscultation. Am.J. Cardiol. 11, 774, 1963.

- (3) Bolyky, J., Kozmann, Gy., Szlávik, F.: Kiszámítógépes fonokardiográfiai mérőrendszer fejlesztésének néhány eredménye, Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1975.
- (4) Pártos, O., Bolyky, J.: Néhány eredmény a szív feletti hallgatódzás hagyományos areáinak vizsgálatával kapcsolatban, Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1975.
- (5) Sainani, G.S., Luisada, A.A., Gupta, P.: Mapping of the precordium I, II. Acta Cardiologica, Tome XXIII, 1968, fasc. 2.
- (6) Salud, P., Sane, P., Luisada, A.A.: The auscultatory areas of the right precordium. Giornale Italiano di Cardiologia: vol. 5 n. 3. 1975.
- (7) Yoganathan, A.P., Gupta, R., Udwardia, F.E., Sarma, R., Bing, R.J.: Use of the fast Fourier transform in the frequency analysis of the second heart sound in normal man. Med. and Biol. Eng. July, 1976.

MTA KFKI és Országos Testnevelési és Sportegészségügyi
Intézet

Néhány eredmény egészséges és cardiomyopathiás (CMP-s) egyének
számítógépes spektrális PCG vizsgálatában

Pártos Oszkár, Kálmán Péter, Kozmann György, Szlávik Ferenc,
Vigyázó György és Voith László

1. Bevezetés

A szívbetegségek egyre "előkelőbb" helyet foglalnak el a halálozási statisztikák halálokokot tartalmazó rovataiban, és ez a betegcsoport ugyanakkor a lakosság mind fiatalabb korcsoportjait is erősen érinti. Ez aláhúzza a noninvazív kardiológiai vizsgálatok jelentőségét, szükségessé teszi e módszerek megbízhatóságának további növelését, és a korábbinál érzékenyebb vizsgálati módszerek kifejlesztését.

A szív működés keltette mechanikus rezgések időbeli lefolyásának közvetlen vizuális vizsgálatában, vagyis a fonokardiográfiában a detektált hangjelenségek frekvenciatartománybeli vizsgálata csak közvetve lehetséges, bár ezek diagnosztikai értéke így sem csekély.

E rezgések spektrális, kvantitatív vizsgálatát lehetővé tevő számítógépes fonokardiográfiai rendszer sajátosságai és az egészséges egyének első szívhangjai spektrális vizsgálatával kapcsolatos tevékenységünk már korábban - többek között a Neumann János Kollokvium keretében - ismertetésre került. A szívizomzat diffúz károsodottságával jellemzett cardiomyopathiás (CMP) betegekre vonatkozó első eredményeinkről a Magyar Kardiológus Társaság 1976. évi Tudományos Ülésén, Balatonfüreden adtunk áttekintést.

Jelen vizsgálatok a CMP-s beteg, valamint az egészséges csoport első szívhangjainak spektrális vizsgálatával nyert adataink összevetését, diagnosztikai célokat szolgáltattak.

Célunk volt továbbá, hogy a számítógépes spektrális PCG rendszer lehetőségeit kihasználva a korábbiakat meghaladó, kibővítő új ismereteket szerezzünk a kardiológiai diagnosztika segítségével érdekében a hangjelenségek tanulmányozásában.

2. Anyag- és betegkiválasztás

A betegcsoport a CMP szekunder formájában, a szivizomzat diffúz károsodottságával jellemzett, klasszikus klinikai módszerekkel igazolt "sclerosis arteriae coronariae", illetve "status post infarctum myocardi" orvosi diagnózissal jellemzett állapotban lévő csoportra volt felosztható, ahol mindkét csoportban a betegség klinikai súlyosságát tekintve a kompenzált/dekompenzált keringési állapot alapján további alcsoportok szétválasztására nyílt lehetőség.

E betegségek a klasszikus fonokardiográfiai módszer számára az első szivhangot tekintve diagnosztikai szempontból csaknem hozzáférhetetlenek. Jelen vizsgálatok során a szív mechanikai állapotával kapcsolatosan közvetlen információt hordozó szivhangokat a kvantitatív spektrális fonokardiográfiai technikával tanulmányoztuk az említett betegcsoportoknál. A vizsgált csoportokra vonatkozó számszerű adatokat az 1. táblázat tartalmazza.

	férfi	nő	*
egészséges	10	10	
CMP-s	11	9	

1. táblázat

3. Mérésadatgyűjtés

3.1 Mérés

A mellkasfelszíni rezgések detektálása minden esetben folyamatos légzés és akarólagos légzésvisszatartás során az apex, a pulmonális billentyű és az aorta billentyű hagyományos hallgatódzási pontján elhelyezett gyorsulásérzékeny szivhangmikrofonokkal szimultán történt, hanyattfekvő helyzetben. Kisérő görbeként az EKG II-es elvezetését, valamint a légzésgörbét rögzítettük. A felvételező

* A betegek az OTSI kardiológiai osztályának beteganyagából kerültek kiválasztásra.

rendszer specifikációjáról, átviteli tulajdonságairól már korábban beszámoltunk (1), (3).

3.2 Adatelőkészítés

Az adatelőkészítés alatt a már ismertetett módon az EKG R-csucsához szinkronizált "időablakolással", az apexen felvett és magnetofonon rögzített gyorsulás-idő függvényeknek az első szívhang intervallumát tartalmazó szakaszait szeparáltuk folyamatos légzésben 40, légzésszünetben 20 egymást követő szívciklus során, majd az így kiemelt időfüggvényeknek a teljesítménysűrűség-spektrumait - továbbiakban t.s.s. - képeztük a gyors Fourier transzformációt végrehajtó számítógépi program segítségével (1), (4), (5).

4. Módszer

Az ilyen módon kapott, a hangszint a rendszer adottságaiból következően kvantitatív módon jellemző t.s.s.-ek vizsgálatára került sor az egészséges és a betegcsoport vonatkozásában a jellemző sajátosságok kimutatására. Vizsgálatokat:

- 4.1 a hangintenzitással
- 4.2 a hangszin belső strukturájával
- 4.3 a hangszin időbeli stabilitásával

kapcsolatban végeztünk.

4.1 Az átlagspektrumok egyes diszkrét frekvenciasávjaiba eső relatív teljesítményt számítottuk ki az összteljesítmény százalékában.

4.2 A minden esetre és mindkét légzési állapotra kiszámított átlagspektrumok csucsainak elrendeződését mind a frekvencia-, mind a teljesítmény-skálán végrehajtott normálás segítségével vizsgáltuk. Az első három spektrumcsucsra illesztett Gauss-görbe egyes tulajdonságait állapítottuk meg, illetve számítottuk ki. A spektrumban az alacsonyfrekvenciáktól (kb. 8 Hz-től) kiindulva megjelenő első ilyen Gauss-görbével közelített csucs "középfrekvenciáját" (az energia maximumhoz tartozó frekvenciaértéket) egységnek tekintettük, és a további két csucsra vonatkozó középfrekvenciát erre az értékre normálva fejeztük ki. Az egyes csucsokra eső összteljesítmény értéket az illető átlagspektrum összteljesítményének százalékában ki-

fejezve végeztük a teljesítmény szerinti normálást.

4.3 A hangszin időbeli stabilitásának vizsgálatában felhasználtuk az un. hasonlósági pontfüggvényt (1), ahol az egyes függvénypontok abszcisszája az un. szomszédsági fok, amely az összehasonlított szivciklusok egymástól való távolságát mutatja szivciklus egységekben, ordinátája pedig az illető ciklusok vizsgált időfüggvény szakaszaiból képzett t.s.s.-ek formai hasonlóságát, a hangszin azonosságát reprezentáló hasonlósági index átlagértékét mutatja, az alábbi összefüggés alapján:

$$Q_{\phi\phi}(n) = \frac{1}{N-n} \sum_{k=1}^{N-n} \left\{ 1 - \frac{\sum_{j=1}^L [\phi_k(\omega_j) - \phi_{k+n}(\omega_j)]^2}{\sum_{j=1}^L [\phi_k(\omega_j) - \phi_k(\omega_j)]^2} \right\} \cdot 100$$

ahol, $\phi_k(\omega_j) = \frac{G_k(\omega_j)}{I_k}$: a normalizált t.s.s.

N : a vizsgált revolúciók száma

n : két összehasonlított revolúció sor-számának különbsége

$\omega_j = \frac{2\pi j}{T}$: a t.s.s. j-edik spektrumvonalának frekvenciája

(j = 1, ..., L)

L : a t.s.s. spektrumvonalainak száma (egyenlő az időfüggvényből egy revolúció során vett minták számának a felével)

$G_k(\omega_j)$: a k-adik revolúció j-edik spektrumvonalának energiája

$I_k = \sum_{j=1}^L G_k(\omega_j)$: a k-adik revolúció első szivhangjának összenergiája.

- Megvizsgáltuk: a.) a hasonlósági pontfüggvényeket a legkisebb négyzetek módszere alapján legjobban közelítő regressziós egyenesek tulajdonságait,
b.) a hasonlóságok átlagértékét, a függvény pontjainak szórását

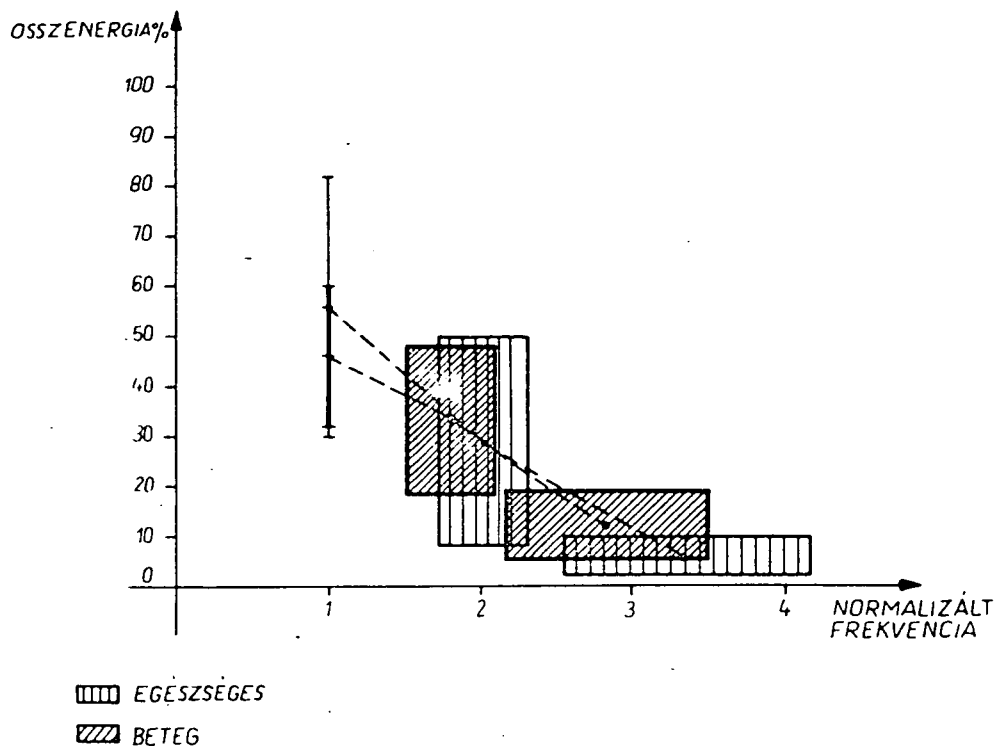
az egészséges és betegcsoportban egyaránt.

5. Eredmények

A kiértékelések során nyert eredményeket, a 4. fejezetben feltett kérdésekre utalva, az ábrák segítségével és ezek kapcsán szeretnénk ismertetni.

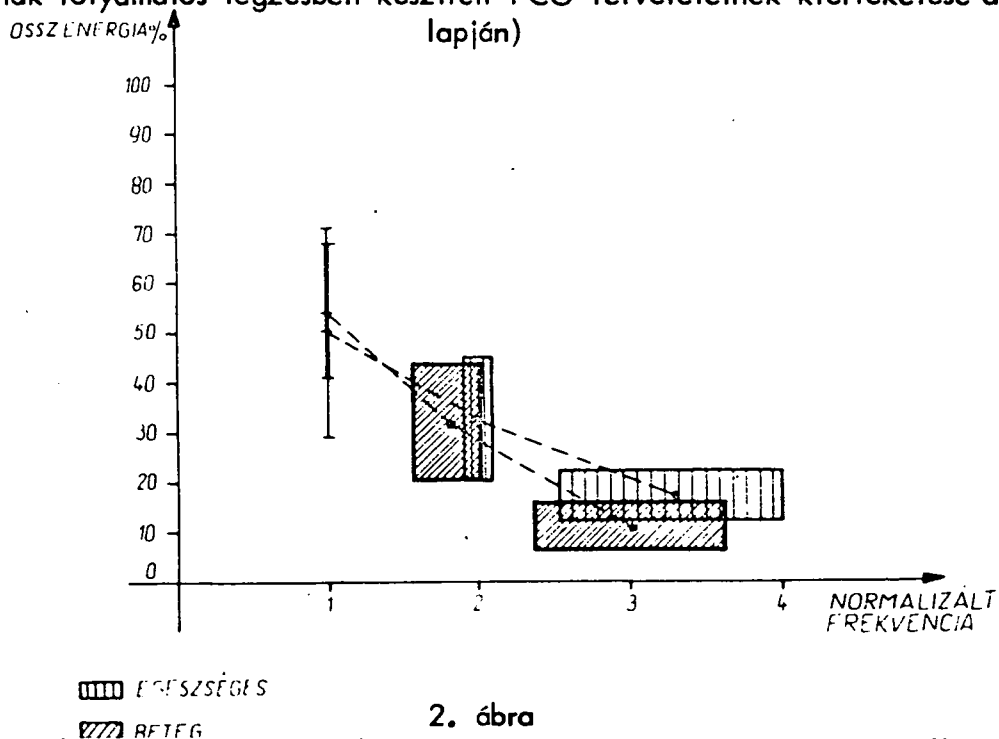
ad. 4.1 Az egyes frekvenciasávok relativ-teljesítmény vizsgálatánál ugyanugy, mint az összenergiák vonatkozásában az értékek relativ szórása a 100 %-ot is meghaladja, ezért ezt kevésbé tartjuk jellemzőnek (az intenzitás testalkati és egyéb tényezőkkel is kapcsolatos). Megjegyezzük, hogy a betegek jellemző első szivhang összingintitásértékei általában alacsonyabb értékeket mutatnak, mint az egészségesek, de a szórásmezők erős átlapolódása miatt az eredmény nem szignifikáns.

ad. 4.2 A spektrumok belső strukturáját jellemző ábrák közül (1., 2. ábra) a férfiak és a nők folyamatos légzésben készített felvételeinek kiértékelését mutatjuk be az egészséges- és betegcsoport összehasonlítására. A frekvencia szerinti normálást - mint említettük - az első csucs középfrekvenciájára hajtottuk végre. Az ábrákon feltüntetett téglalapoknak az abszcisszával párhuzamos oldala a középfrekvenciaértékek kétszeres szórásával, az ordinátával párhuzamos oldala pedig az adott középfrekvenciához tartozó spektrumcsucok relativ összenergiaértékeinek a kétszeres szórásával arányos. A téglalapok középpontja a várható értéket reprezentálja, a második és a harmadik spektrumcsucokra mind az egészséges, mind a betegcsoportokra. Az első csucsnál, tekintettel arra, hogy a középfrekvencia = 1 (per def.), a normalizálás során az ordinátával párhuzamosan tüntettük fel. Ellenőrzésképpen az első spektrumcsucok középfrekvencia értékeinek eloszlását is megvizsgáltuk, amely azonos paraméterű normál eloszlásokat mutatott.



1. ábra

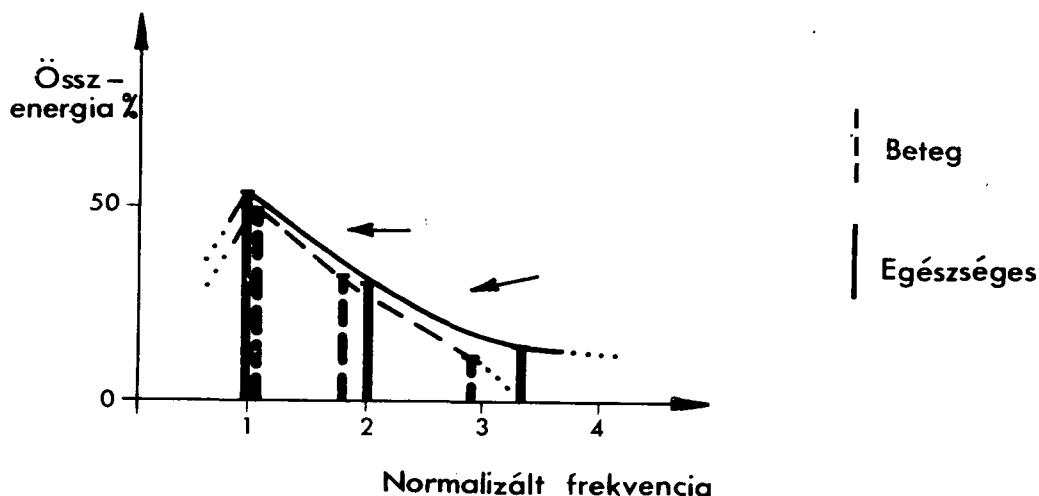
A teljesítménysűrűség spektrumok első három csúcsának egyes jellemző adatai az első szívhang intervallumára. (Egészséges és beteg férfiak folyamatos légzésben készített PCG felvételeinek kiértékelése alapján)



2. ábra

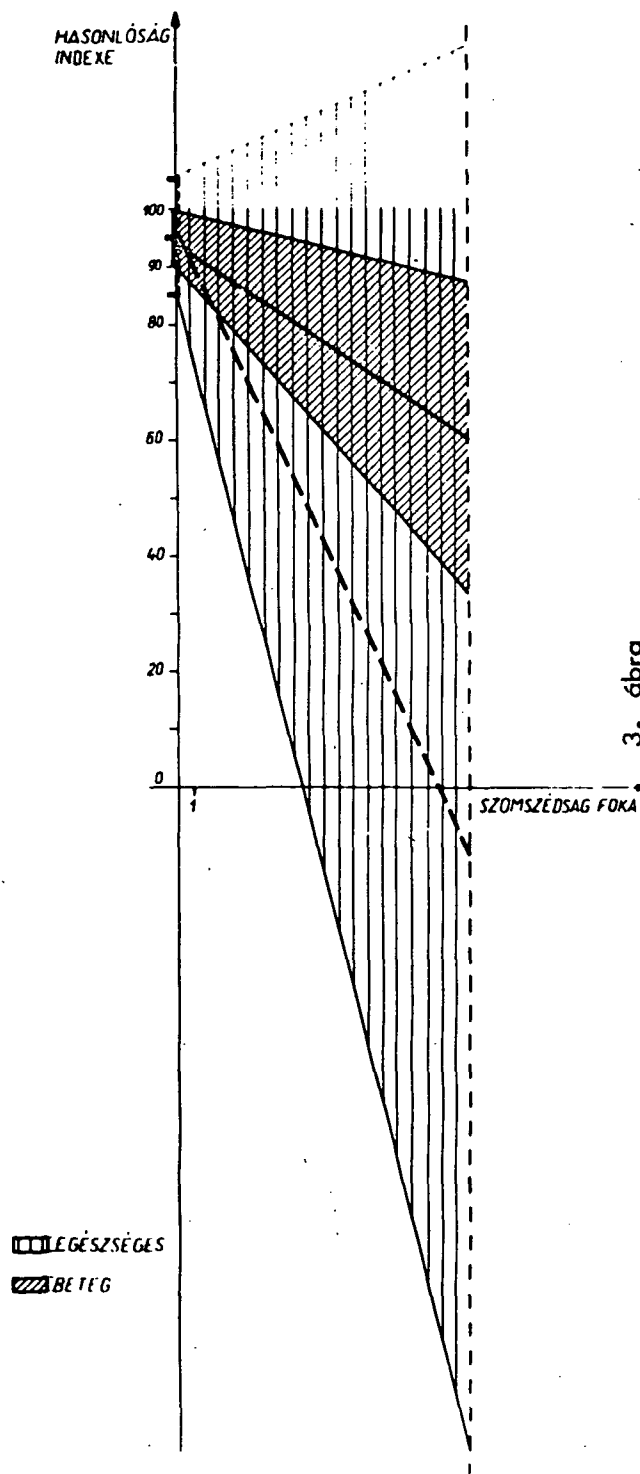
A teljesítménysűrűség spektrumok első három csúcsának egyes jellemző adatai az első szívhang intervallumára. (Egészséges és beteg nők folyamatos légzésben készített PCG felvételeinek kiértékelése alapján.)

Mindkét ábrán látható (1., 2. ábra), hogy a betegek esetében a második és a harmadik spektrumcsucs a frekvencia normalizált értékeit tekintve alacsonyabb frekvenciasávba esik. Az egészségesek harmadik spektrumcsucsa nem csupán középfrekvenciáját tekintve esik magasabb sávba, de energiatartalma is általában meghaladja a betegekét. Az elmondottakat az első három csucs burkolóját feltüntető alábbi diagramon is szemléltetjük.



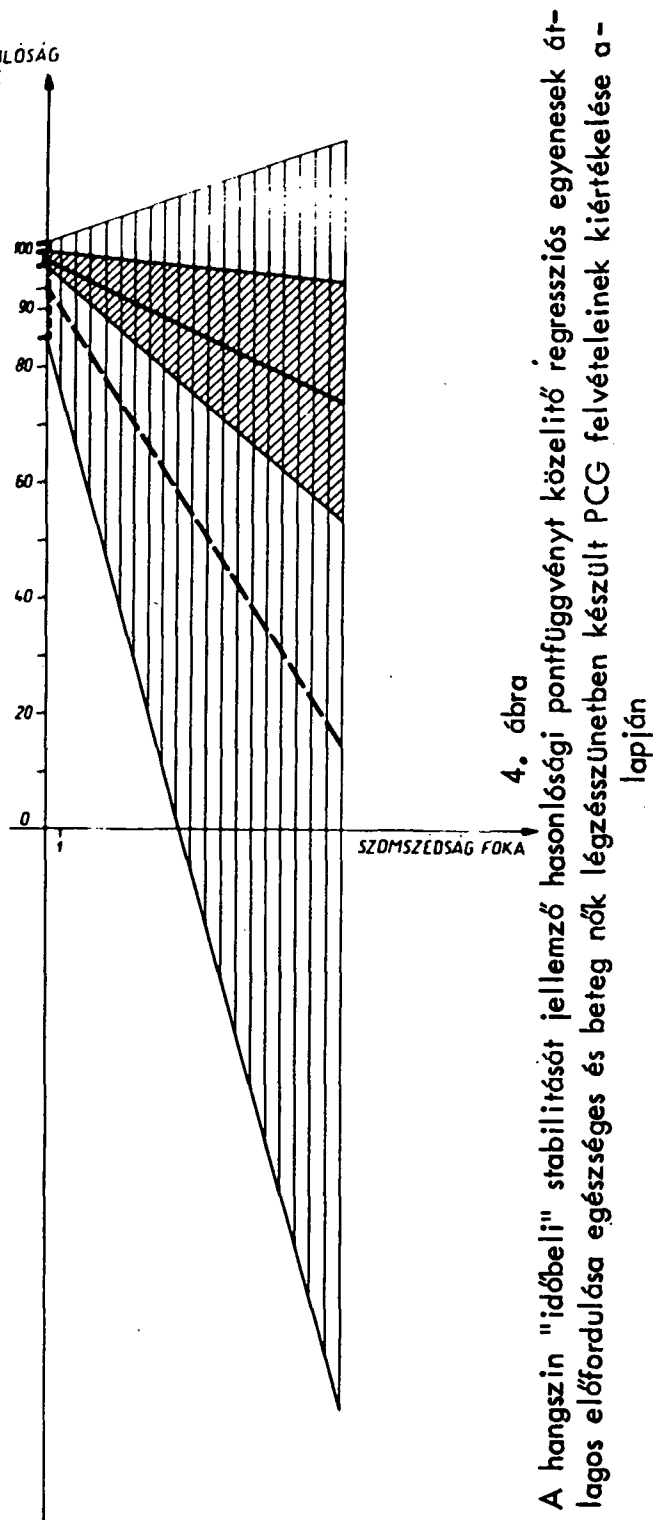
ad. 4.3/a. A 3. ábrán a férfiakra az akaratlagos légzés-visszatartásban készült felvételszakaszok feldolgozása alapján a 4.3 pontban definiált hasonlósági pontfüggvényt legjobb közelítő regressziós egyenesek átlagos lefutását szemléltetjük. A 4. ábra a nők esetében az egészséges- és a betegcsoport hasonló adatainak megjelenítését mutatja be. A betegekre általában jellemző a regressziós egyenesek átlagának meredekebb lefutása, azaz a szivciklusok hangszínének hasonlósága a revolúciók egymástól való távolságával arányosan az egészségesekéhez képest meredekebben csökken. Mind a nők, mind a férfiak esetében megfigyelhető azonban, hogy az egészségesekre jellemző sáv a betegekével közös tartományban, ennek szűkebb sávjában helyezkedik el. Megjegyezzük, hogy az egyes konkrét egyenesek meredeksége arányos volt a betegség súlyosságával.

Az ábrákon a tartományok közepén elhelyezkedő "átlagos regressziós egyeneseket", valamint a tartományok határait az egyes esetek adataiból számított átlag- és szórásértékek alapján határoztuk meg. Megjegyezzük itt, hogy a folyamatos légzésben készült felvételszakaszok hasonló kiértékelésénél a tartományok átfedése nagyobbnak mutatkozott.



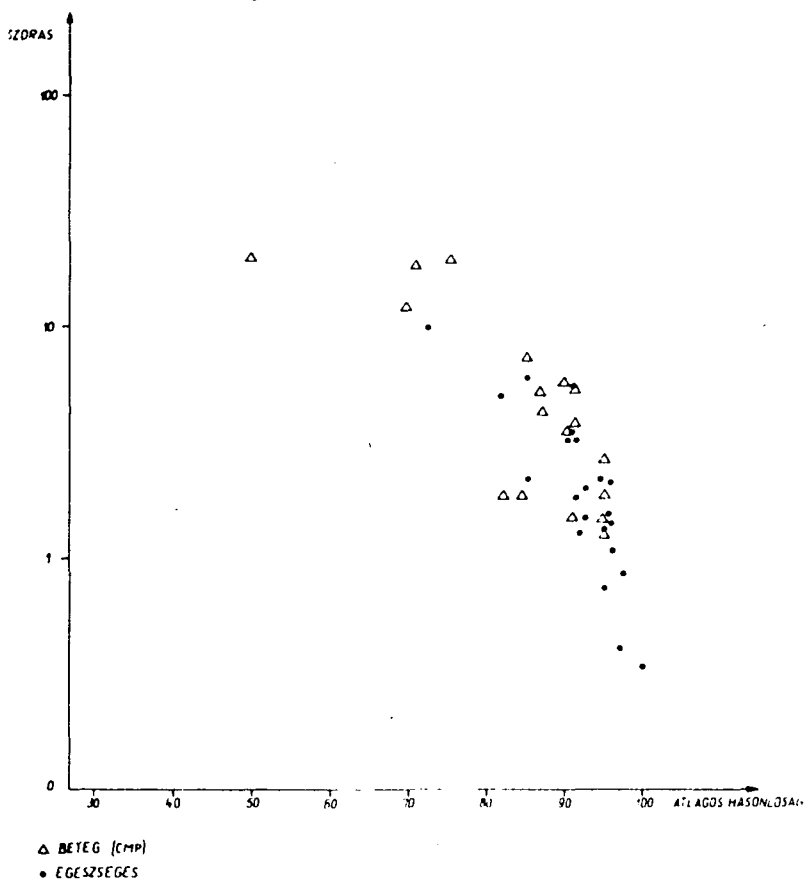
3. ábra
A hangszin "időbeli" stabilitását jellemző hasonlósági pontfüggvényt közelítő regressziós egyenesek átlagos előfordulása egészséges és beteg férfiak légzészűnetben készült PCG felvételeinek kiértékelése alapján

EGÉSZSÉGES
BETEG (MP)



4. ábra
A hangszin "időbeli" stabilitását jellemző hasonlósági pontfüggvényt közelítő regressziós egyenesek átlagos előfordulása egészséges és beteg nők légzészűnetben készült PCG felvételeinek kiértékelése alapján

ad. 4.3/b. Az 5. ábrán az előzőekben már definiált hasonlósági index átlagértéke és az ehhez tartozó szórásérték van feltüntetve a két tengely mentén - a légzésszünetes felvételek kiértékelése kapcsán nyert adatok alapján - minden vizsgált esetben egy pontot feleltetve meg.



5. ábra

A hasonlósági pontfüggvény átlagértéke és szórása. (Valamennyi vizsgált páciens adatai alapján)

Itt is látható az egészséges és a betegcsoportnak megfelelő ponthalmazok súlypontjainak szignifikáns elkülönülése. A folyamatos légzésben készült felvételek feldolgozása esetén a két ponthalmaz közötti átfedési tartomány nagyobb. (Ez részben magyarázható azzal a korábbi felismeréssel, hogy a légzési fázisokkal kapcsolatban, a folyamatos légzés során a hasonlósági függvény periodikus jellegűt mutat.) Megjegyezzük, hogy a vizsgált betegek esetében a nagyobb szórás- és kisebb hasonlóságértékek a súlyosabb eseteket jellemezték, azonban az esetek kis száma miatt a súlyossági fok megítéléséhez ez nem bizonyult elegendőnek.

6. Potenciális alkalmazás a diagnosisalkotásban

Amint ez a vizsgálati eredményeket összefoglaló ábrák áttekintése után nyilvánvaló, minden vizsgált parameterre igaz az, hogy teljesen szétváló előfordulási tartomány az egészségesek és a betegek (CMP) esetében az adott módszerrel nem volt kimutatható. Önmagában egyetlen ilyen parameter alapján a csoportok elkülönítése nem volna lehetséges biztonságos módon, azonban a különböző parameterek együttes vizsgálata, kiértékelése során az általunk kidolgozott metodika is hozzájárulhat a diagnózis valószínűsítéséhez. (Hozzá kell tenni, hogy mindezt első szívhang-intervallumok egy spektrális vizsgálatsorozata alapján állítjuk. A szívciklus további informatív szakaszait még nem vizsgáltuk, de feltételezhető, hogy az ilyen szakaszokból származtatott további adatok a becslést jelentősen javíthatják, a betegség súlyossága szerinti finomabb szelekciót tesznek lehetővé.)

Irodalom

- (1) Kálmán, P., Szlávik, F., Kozmann, Gy., Maros, I., Pártos, O., Vigyázó, Gy., Voith, L.: Az első szívhang számítógépes vizsgálata egészséges egyéneknél. Acta Medica, 1977-ben (előkészületben).
- (2) Kálmán, P., Vigyázó, Gy., Voith, L., Pártos, O.: Cardio-myopathiás betegek első szívhangjának számítógépes vizsgálata. Magyar Kardiológusok Társasága Tudományos Ülése, Balatonfüred, 1976.
- (3) Szlávik, F., Bolyky, J., Kozmann, Gy., Pártos, O., Kálmán, P., Vigyázó, Gy., Voith, L.: Eredmények a szívhang-jel felvételek hitelesítésében. Magyar Kardiológusok Társasága Tudományos Ülése, Balatonfüred, 1975.
- (4) Yoganathan, A.P., Gupta, R., Corcoran, W.H., Udawadia, F.E., Sarma, R., Bing, R.J.: Use of the fast Fourier transform for frequency analysis... Med. and Biol. Eng. No. 4. 1976.
- (5) Bendat, J.S., Piersol, A.G.: Random data: Analysis and Measurement Procedures Wiley - Interscience, New York, London, Sydney, Toronto 1971.

MTA Központi Fizikai Kutató Intézet és Országos Kardiológiai
Intézet

Ischaemiás szívbetegek meghatározása kardiohistogram és klinikai
kérdőív együttes vizsgálatával

B. Nagy András és Németh József

1. Bevezetés

A Délpesti Infarktus Regiszter adatai szerint az összhalálozás 53 %-a keringési rendszerbetegségekre vezethető vissza, ennek 40 %-a ischaemiás betegség következménye. Ez indokolja azokat a non-invaszív vizsgálati eljárások bevezetésére irányuló kutatásokat, amelyek lehetővé teszik ischaemiás szívbetegek korai felismerését.

Jelen vizsgálatunkban intenzív coronária örzőkben fekvő betegek kardiohistogramját és a betegfelvétel során kitöltött kérdőívét analizáltuk, megvizsgáltuk, hogy az így nyert adatok alapján az egyes betegségek elkülöníthetők-e. Vizsgálatainkat az ischaemiás szívbetegekre (ISCH), ezen belül az acut myocardialis infarctusban szenvedőkre (AMI) és ischaemiában nem szenvedő, egyéb okokból örzőkbe kerülőkre (EGYÉB) koncentráltuk. Az ISCH csoportokon belül külön osztályba soroltuk azokat az eseteket, amelyek biztosan nem AMI-k voltak (ISCH, NAMI).

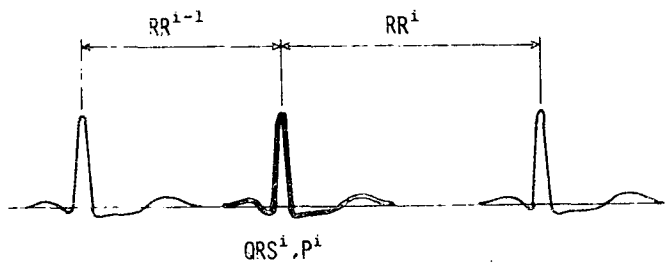
2. Adatfelvétel módja

A Délpesti Infarktus Regiszter területén működő örzőkbe felvett betegek közül 76 esetet vizsgáltunk. A szabályszerű betegfelvétel után az orvos kitöltötte az erre a célra konstruált 36 kérdésből (pontból) álló kérdőívet, amely őt a beteg kórtörténeti adatai felől, a felvételi állapotáról, a hagyományos 12 elvezetéses EKG értékeléséről, valamint az ugyancsak akkor elindított serologiai reakciók értékéről kérdezi. A hagyományos EKG elkészülte után rögzítették a kardiohistogram elkészítésének alapjául szolgáló standard végtagi elvezetést is. Ezen felvétel időtartama két perc volt, 50 mm/sec papirsebeség mellett. Az így kapott átlagosan kb. 200 revolúció RR intervallumának hosszát manuálisan mértük.

3. A kardiohistogram értékelése

Vizsgálatunkban sinus ritmos szívbetegek arrhythmiaival kombinált eseteit analizáltuk. Az egyes betegcsoportok kardiohistogramjainak egyszerű statisztikai paraméterekkel való jellemzésének érdekében az EKG regisztrátumból kiemeltük a tisztán sinus eredetű revolúciókat, ezeket TPA-i számítógépen futtatott, FOCAL nyelven megírt program segítségével értékeltük. A vizsgálat eredményét egyetlen számban, az átlagos RR intervallum hossza normalizált szórásban adtuk meg (σ).

Az ectopiás QRS komplexumok identifikálásának általunk felhasznált kritériumait az 1. ábrán foglaltuk össze. VES jelöli a kamrai extrasystolét, SVES a supraventricularis kamrai extrasystolét.

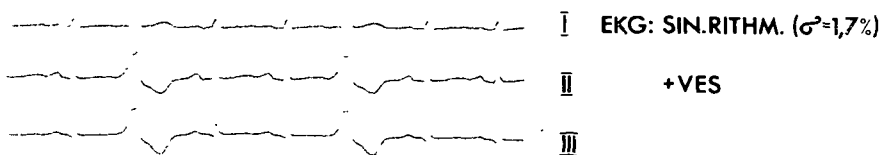


VES, SVES KRITÉRIUMOK

$$\begin{array}{l}
 \text{VES} \left\{ \begin{array}{l}
 RR^{i-1} \leq 0,9 \cdot \overline{RR}^i \\
 RR^i \geq 1,1 \cdot \overline{RR}^i \\
 QRS^i \geq 1,5 \cdot \overline{QRS}_N
 \end{array} \right. \\
 \\
 \text{SVES} \left\{ \begin{array}{l}
 RR^{i-1} \leq 0,9 \cdot \overline{RR}^i \\
 RR^i \geq 1,1 \cdot \overline{RR}^i \\
 QRS^i \leq 1,1 \cdot \overline{QRS}_N \\
 \quad \leq 0,9 \cdot \overline{QRS}_N \\
 P^i \leq 0
 \end{array} \right.
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{l}
 \overline{RR}^i = \frac{1}{5} \sum_{j=1}^5 RR^{i-j} \\
 \overline{QRS}_N = \frac{1}{5} \sum_{j=1}^5 QRS_{SR}^j
 \end{array}$$

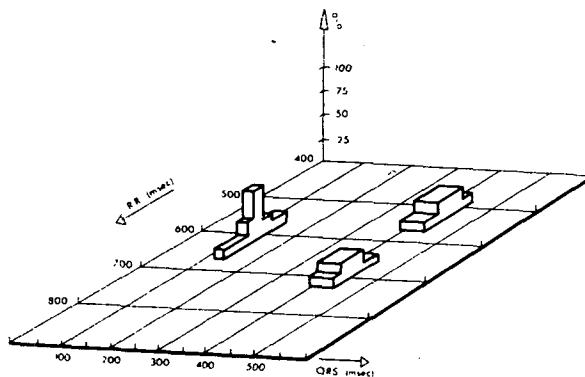
1. ábra

A 2. és 3. ábrán - példaként - két szívbeteg kardiohistogramját ábrázoltuk, a QRS időtartam figyelembevételével. A térbeli ábrázolásból jól látható a tisztán sinus eredetű revolúciók szétválása az ectopiás komplexusoktól.

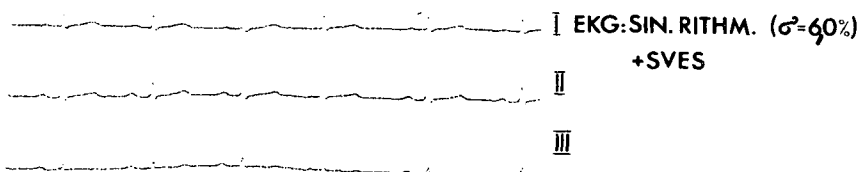


Sz.F. 45ÉVES NŐ

DG: ISCHAEMIA

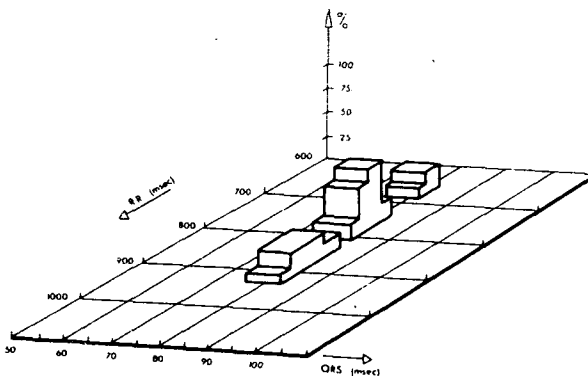


2. ábra



V.J. 61ÉVES FFI

DG: ANGINA PECT.
CORON. SCLER.



3. ábra

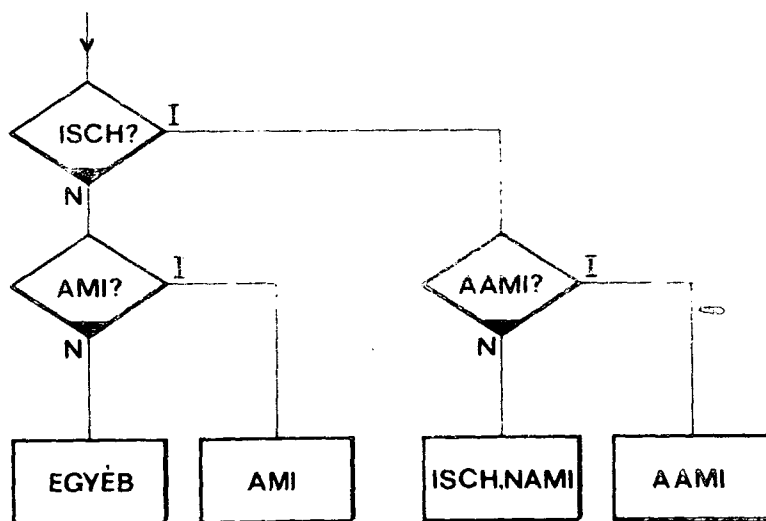
4. Az intenzív terápiás kardiológiai kérdőív (ITK) kiértékelése

Az ITK kiértékelése két lépésben történt. Először a 36 betegből álló tanító-anyagon állítottuk be az ODS jelű lineárisan szeparáló döntési algoritmus paramétereit, majd ezt követően a program az ellenőrző beteganyag és a tanító-anyag kérdőiveit betegségsztyályokba sorolta.

Az ODS algoritmus részleteit és matematikai háttérét az (1)-ben részleteztük, működéséről és másirányu felhasználásának eredményeiről e konferencián még beszámolunk (2).

A vizsgálat során mindkét beteganyagon a kérdőív validitásának (érvényességének) mértékéről kívántunk képet kapni az érzékenység és fajlagosság értékeinek meghatározásával. Jelen vizsgálatunk a kérdőív objektivitásának és megbízhatóságának ellenőrzésével nem foglalkozik.

A kérdőívek számítógépes kiértékelése során külön osztálynak tekintettük az AMI-ra jellemző, tipikus EKG elváltozásokat nem tartalmazó, az AMI korai stádiumára jellemző kórformákat (AAMI). A számítógépes kérdőív kiértékelés döntési strukturáját a 4. ábrán vázoltuk.



4. ábra

5. Eredmények

Az ODS program által megalkotott gépi diagnózis és a kardiohistogram analízis legfontosabb eredményeit az 1. Táblázatban összegeztük. A tanító- és ellenőrző anyag eredményei 5 %-on belül megegyező eredményeket mutattak.

A táblázatban a szokásos validizálási paramétereken túlmenően feltüntettük a gépi diagnózisok pontosságának valószínűségeit:

EREDMÉNYEK

I. KÉRDŐÍV (76 BETEG)

BETEGSÉG	ÉRZÉKENYSÉG %	FAJLAGOSSÁG %	BETEGEK SZÁMA	PREVALENCIA* %	P ₊ %	P ₋ %
AAMI	87	97	8	10	55/60°	98
AMI	94	98	18	18	91	99
ISCH.NAMI	88	86	33	42	82/86°	91
EGYÉB	82	93	17	30	83	92

II. HISTOGRAM ANALÍZIS

BETEGSÉG	ÉRZÉKENYSÉG %	FAJLAGOSSÁG %	BETEGEK SZÁMA	PREVALENCIA %	P ₊ %	P ₋ %
ISCH.	62	70	26	70	83	44

* EGY ÉVES BETEGFORGALOMBÓL
SZÁMOLVA

° KÉRDŐÍV ÉS HISTOGRAM
EGYÜTTES ALKALMAZÁSÁVAL

I. Táblázat

P₊ annak a valószínűsége, hogy a gépi diagnózis szerint betegnek tartott paciens valóban beteg,

P₋ jelöli azt a valószínűséget, hogy a vizsgált betegségeosztályból kizárt egyed valóban nem szenved a kérdéses betegségben.

A kardiohistogramok normalizált szórásának küszöbét 3 %-ban megállapítva, a histogramok analízise során ischaemiás betegek tartottuk mindazokat a pacienseket, akiknek normalizált szórása ezen küszöbérték alatt marad.

6. Megbeszélés

I. A kardiohistogram analízise értékes diagnosztikus módszernek bizonyult A. Reis (1967) vizsgálatai alapján: a vizsgált egészséges egyének, a szivizom hypertrophiában és a ritmuszavarban szenvedő egyének külön csoportokat képeznek.

A sinus ütem periodikus változása legtöbbször egészséges szívü egyének jellemzője. A "merev ritmus" (Funcke, 1914) szivbetegséget jelezhet. A fiatal korban oly gyakran tapasztalható sinus arrhythmia a koraival és az azzal együtt mindgyakoribbá váló szivbetegséggel (pl. koszorúér betegség) párhuzamosan csökken (Jordan, 1955), de a ritmus merevvé válása fiatal korban, sőt újszülött korban is jelezhet súlyos szivizom ártalmat. Előbbire példa az acut carditis, utóbbira a súlyos hypoxaemiában szenvedő koraszülöttek (Valimaki, 1974). Az RR intervallumok eloszlása egyszerűen jellemezhető annak szórásával és átlagértékével. Reis is ennek alapján tudta az egészséges, illetve a szivizom hypertrophiában szenvedő, valamint a ritmuszavarban szenvedő betegek kardiohistogramját különválasztani.

Mi nem törekedtünk a ritmuszavar analízisére: csupán a megfelelő VES, SVES kritériumokkal "lecsupaszított" sinus ritmus statisztikus jellemzőit vizsgáltuk, és azt tapasztaltuk, hogy ilymódon az ischaemiában szenvedők elkülöníthetők az EGYÉB kategóriába tartozóktól. Az AMI betegcsoport viszont ezzel a módszerrel az ISCH csoportból nem választható le. Ennek további vizsgálata terveink között szerepel.

II. A kérdőív segítségével a sürgős felvételre került betegek osztályba sorolhatók voltak: az egyes betegcsoportokra jellemző diagnosztikai profil alapján különválaszthatók az AMI-ban szenvedő, az ischaemiás, de nem AMI és a nem ischaemiás betegek. Hasznos eredménynek tekintjük, hogy az AMI csoporton belül külön felismerte az eljárás, kétségtelen EKG elváltozással (kóros Q hullám, kóros ST elevatio) járó kórformákon kívül a nem típusos EKG-val járó eseteket is (AMI korai stádiuma).

A serológiai reakciók diagnosztikus sulya igen alacsony: az adatlap alapján történő osztályba sorolását gyakorlatilag nem befo-

lyásolja. Az indirekt reakciók vártnál gyakoribb pozitivitását a laboratóriumi mérési hibákon kívül a relative gyakran előforduló egyéb társbetegség (pl. diabetes, bronchitis) okozhatta. A direkt serológiai reakciók aspecifikus pozitivitása is meglehetősen gyakori. Ezeknek többször jellemző a dinamikájuk, mint a felvételkor mért egyszeri értékük.

A két vizsgálati módszer együttes alkalmazása a gépi diagnózis találati biztonságát lényegesen nem fokozta (max. 4-5 % növekedést eredményezett), véleményünk szerint a kardiohistogram analízise elsősorban populációs szűréseknél (extrém kicsi prevalenciáknál) nyújthat előnyöket.

Összefoglalva: a kérdőíves vizsgálati módszert hasznos segítségnek tartjuk az intenzív őrzőkbe kerülő betegeknek osztályozására, az orvos számára további segítség a korai diagnózis felállításához, alkalmasnak látszik nem tipos esetek (AAMI) kielégítő pontosságu besorolására is.

A fentiekben részletezett elővizsgálatok eredményei alapján egyrészt a kardiológiai kérdőív továbbfejlesztését tűztük ki célul, másrészt tervezzük az RR időintervallumok idősorának analízisére kiterjeszteni vizsgálatainkat.

Irodalom

- (1) B.Nagy, A., Ghyczy, K.: Kérdőív felhasználása betegség és a vele kapcsolatos terápia meghatározására. KFKI-Rep-76-44, 1976.
- (2) Ghyczy, K., B.Nagy, A.: Klinikai kérdőívek automatikus értékelése (eredmények). Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 7. Kollokvium, Szeged, 1976.
- (3) Gutmann, J.: Elektronische Verfahren zur Ermittlung statistischer Masszahlen einiger medizinisch wichtiger Daten. Elektromedizin, Band 11/1966, Nr.2, 62-79.

- (4) Reis, A., Gutmann, J., Eichmeier, J.: Das Kardiohistogramm
- ein Hilfsmittel der Herz - und Kreislaufdiagnostic.
Zeitschrift für Kreislaufforschung. Band 56, 142-147, 1967.
- (5) Valimaki, I.A., Rautaharju, P.M., Roy, S.B., Scott, K.E.:
Heart Rate Patterns in Healthy Term and Premature Infants
and in Respiratory Distress Syndrome. Europ. J. Cardiology,
1974.1/4. 411-419.

MÁV Tüdőgyógyintézet és MTA Központi Fizikai Kutató Intézet

Klinikai kérdőívek automatikus értékelése (eredmények)

Ghyczy Kálmán és B. Nagy András

A múlt évben ezen a helyen kifejtettük, hogy egy - a klinikumon belüli - szűrővizsgálat céljára szolgáló önkitöltős kérdőívet használunk, és ennek alapján a teendők szempontjából csoportosítjuk a betegeket (1). Ez utóbbit neveztük operatív diagnózisnak. Munkánk során a diagnózis meghatározásának automatikus eszköze egy tanuló típusú döntési algoritmus volt, és a "tanítás" a hagyományos uton létrejött orvosi döntés.

Ismertettük, hogy 48 kísérleti személy kérdőívének feldolgozása során az esetek többségében ilyen módon el lehetett különíteni a beteget az egészségestől.

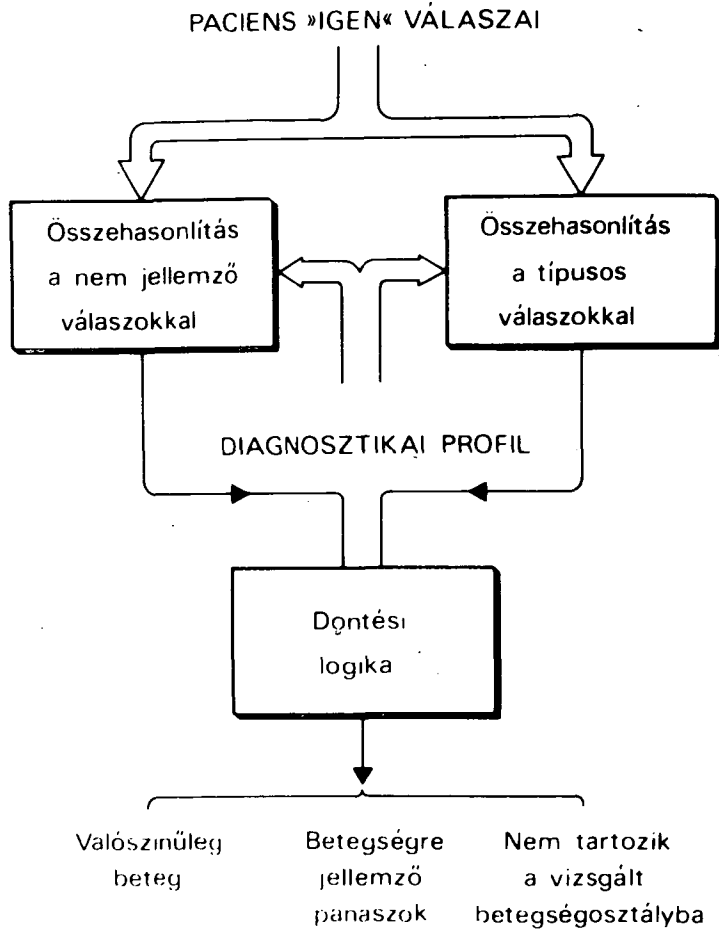
Most a diagnosztikai automatát magát, és az év folyamán keletkezett eredményeinket mutatjuk be.

A diagnosztikai automatát a Központi Fizikai Kutató Intézet TPA-i típusú számítógépén, egy ODS jelű Focal nyelven írt program valósítja meg. A program működése két szakaszos. Az első szakasz: adatfeldolgozás.

A "tanítás" idején a kérdőívekben előforduló "IGEN" válaszok relatív gyakoriságát kiszámítva, a program minden kérdőívponthoz (item) egy ún. diagnosztikai súlyt rendel. Ez a Kiske (kísérőkérdőív) esetében 117 db számot jelent, és magát ezt a számsort diagnosztikai profiának nevezzük.

Azokhoz a kérdőív pontokhoz - amelyekre a kérdéses betegségben szenvedők gyakrabban válaszolnak igennel, mint az abban nem szenvedők - az algoritmus pozitív előjelű diagnosztikai súlyt rendel. Ugyanakkor negatív diagnosztikai súlyal lát el minden olyan kérdőív pontot, ahol az igen válasz főleg a kérdéses betegségben nem szenvedőkre jellemző.

A működés második fázisában a program diagnosztikai algoritmusként viselkedik. Ez - alakzatfelismerési szóhasználat - egy "Committee Machine" szerkezetű döntési struktúra, és az adott paciens "IGEN" válaszait vizsgálja (1. ábra).



1. ábra

A program a válaszok és a kérdéses kórisme diagnosztikai profiljának illeszkedését elemzi. Ez szintén két szakaszban történik. Először a paciens minden olyan "IGEN" választát veszi sorra, ami a diagnosztikai profil pozitív előjelű értékeinek helyére jutott. Ha a válaszok diagnosztikai súlyának összege meghalad egy előre meghatározott küszöböt, akkor a vizsgáltat feltételesen az illető osztályba sorolja. Ellenkező esetben természetesen nem sorolja oda. A második lépésben megbízhatósági (konfidencia) vizsgálatot végez a program. Most a vizsgált személy azon "IGEN" válaszait értékeli, amelyek a diagnosztikai profil negatív súlyával esnek egybe. Ha az "IGEN"-ek véletlenszerűen helyezkednek el, úgy diagnosztikai súlyuk összege kisebb lesz a statisztikailag várható értéknél, és a program a korábbi feltételes besorolást "megerősíti". Ha az összeg a

várt értéket meghaladja, akkor az algoritmus ezeket az igen válaszokat egy másik osztály jellemző válaszaiként kezeli, és a páciens az éppen figyelembe vett osztályból kizárja.

Az adatok beadása után egy páciens hat betegségosztályra vonatkozó besorolása kb. 120 másodperc, és ez a szöveges, ill. számszerű adatok kiadásával együtt értendő.

A program egy esetelemzés során betegségosztályonként három paramétert határoz meg, és ad ki. Ezek:

- i/ a diagnosztikai százalék. Értéke a betegségekre jellemző egyéni "IGEN" válaszok diagnosztikai súlyainak összege százalékban kifejezve,
- ii/ a diagnosztikai küszöbérték az a diagnosztikai százalékérték, ami felett a páciens feltételelesen az illető osztályba sorolódik,
- iii/ a konfidencia faktorban a program a megbízhatósági vizsgálat eredményét foglalja össze: ha ez nagyobb, mint nulla, akkor a program a páciens besorolását megerősíti, ha kisebb, akkor a beteget a vizsgált osztályból kizárja.

Az első 134 eset eredményét egy KFKI riportban foglaltuk össze (2). A betegeket hat operatív diagnózisba soroltuk be, és az osztályok kiválasztásának egyedüli elve az volt, hogy miből van elegendő eset!

A Kiskét önálló diagnosztikai eszköznek tekintjük. Ezért két szempontból az értékmérését is elvégeztük. Ezek a szempontok: a megbízhatóság és az érvényesség.

A megbízhatóság (reliabilitás) vizsgálata teszt-reteszt korreláció számítása révén történt. A betegekkel ismételten kitöltetve a kérdőívet a korrelációt egyfelől a Pearson féle négymezős korrelációs tényezővel az $\text{un. cosinus} - \pi$ képlettel számítottuk. Az eredmény átlagosan 85 %-nak adódott. De másfelől magából a gépi módszerből is nyerhető ilyen adat, ugyancsak újra kitöltött kérdőívek révén. A két mintában (régie és új) meghatározva a diagnosztikai súlyt, annak változása lehet a korreláció mértéke. Fél év alatt egészségeseken csak 13 %-ot változott ez!

Mindkét számítás teljesen megnyugtatóan igazolja a Kiske megbízhatóságát.

Az érvényesség (validitás) vizsgálata a számított diagnózis és az orvosi vélemény összevetése révén történt. Ehhez a gépi módszer érzékenységét (szenzitivitás), ill. fajlagosságát (specifitás) számítottuk ki, referencia módszernek az orvosi döntést tekintettük.

223 paciens számítógépes osztályozásának legfontosabb eredményeit az I. Táblázatban foglaltuk össze.

Diagn. osztály	Érzékenység	Fajlagosság	D % küszöb
Pulmonológiai	89 %	98 %	60 %
Kardiológiai	95 %	86 %	35 %
Hypertonia	82 %	87 %	45 %
Gastroenter.*	62 %*	36 %*	80 %*
Neurosis	81 %	92 %	15 %
Egészséges	93 %	95 %	90 %
Nem egészséges	87 %	88 %	-

Megjegyzés: * A Kiske szeparáló tulajdonságai ezen betegségosztályt tekintve nem bizonyultak megfelelőnek.

I. Táblázat

Öt osztályban az érzékenység 81-95 %, a fajlagosság 86-98 %, és ezek után kérdőívünk érvényességét is kielégítőnek tartjuk.

Kérdőívek kialakítása során jó volna objektív módszerekre is támaszkodni. Tapasztaltuk, hogy a program működése során vég-

zett számítások kínálnak ilyen lehetőséget is. Pl. a gastroenterológiai esetekre vonatkozóan elkülönítő képessége gyenge, mert főleg bizonyos panaszok hiánya alapján sorolja oda az esetet. Tehát ilyen célra vagy nem szabad felhasználni, vagy a kérdőívet kell megfelelő kérdésekkel bővíteni (és újra validizálni).

Kiszámítható, hogy melyek a legfontosabb kérdések egy-egy osztályra vonatkozóan, ill. a kérdések fontossági sorrendje. Kiderül, hogy - az éppen adott beteganyag mellett - mit lehet kihagyni a kérdőívből: ha t.i. egyik osztályban sincs kellő súlya a kérdésnek.

Felismertük azt a már előzőleg is sejtett, és közben az irodalomban is megtalált elvet, hogy a kommunikáció formája milyen lényegesen befolyásolja annak tartalmát.

A nyelv nemcsak gondolatközlési eszköz, hanem fontos szerepet játszik a gondolat megformálásában is. A különböző nyelvet beszélők a valóságot is más-más módon érzékelik. A beszéd mellett az írásbeliség szinte, mint másik nyelv jelenik meg. Ráadásul ezen írásbeli érintkezés szókinccse szegényes. Ezért tartjuk céltalannak a kérdőív pontjainak ellenőrzését interjú révén, és így az értékeléskor sem az "IGEN" válaszok tartalmából indulunk ki, hanem a kérdésre - mint ingerre adott - válaszok mintázatából.

A diagnosztikai automatát egyszerűsítve egy - az eddigieket szemléltető - modellhez jutunk.

A diagnosztikai profil "analóg" értékei digitalizálhatók. Így egy bizonyos szinten aluli értékeket elhanyagolva a többi előjele szerint mind a "+1", ill. "-1" értéket veszi fel. Osztályonként tehát két sablon készíthető el, egy a "+" és egy "-" értékekkel.

A diagnózis számításakor a paciens adatlapjának és a "+" sablonnak illeszkedését optikailag vizsgálva a "találatok" (egybeeső jelek) számát egy küszöbértékhez hasonlítjuk.

Felette feltételesen az illető osztályba soroljuk az esetet, majd a "-" sablonnal konfidencia vizsgálatot végzünk. Szintén a "ta-

lálátokat" számoljuk össze. A két szám hányadosát képezve és ezt egy osztályonként változó küszöbhez hasonlítva a besorolás (küszöb feletti érték esetén) "megerősíthető".

Az első 223 eset feldolgozása után a gépi diagnosztika rendszeres szolgáltatássá vált a szanatóriumi osztályon.

Irodalom

- (1) Ghyczy, K., B.Nagy, A.: Kérdőívek alkalmazása operatív diagnózisok meghozatalában. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 6. Kollokvium, Szeged, 1975.
- (2) B.Nagy, A., Ghyczy, K.: Kérdőív felhasználása betegség és a vele kapcsolatos terápia meghatározására. KFKI Report - 76-44, 1976.
- (3) Herschberg, F.L., Englebart, C., Harrison, R., Rockart, J.F., McCandy, R.B.: The Medical History Question as a Health Screening Test. Arch, Int.Med. 127. 1971. 226-272 pp.
- (4) Brodman, K., Van Woerkom, A.J.: Computer-Aided Diagnostic Screening for 100 Common Diseases. Jama 197. 1966. 901-905 pp.

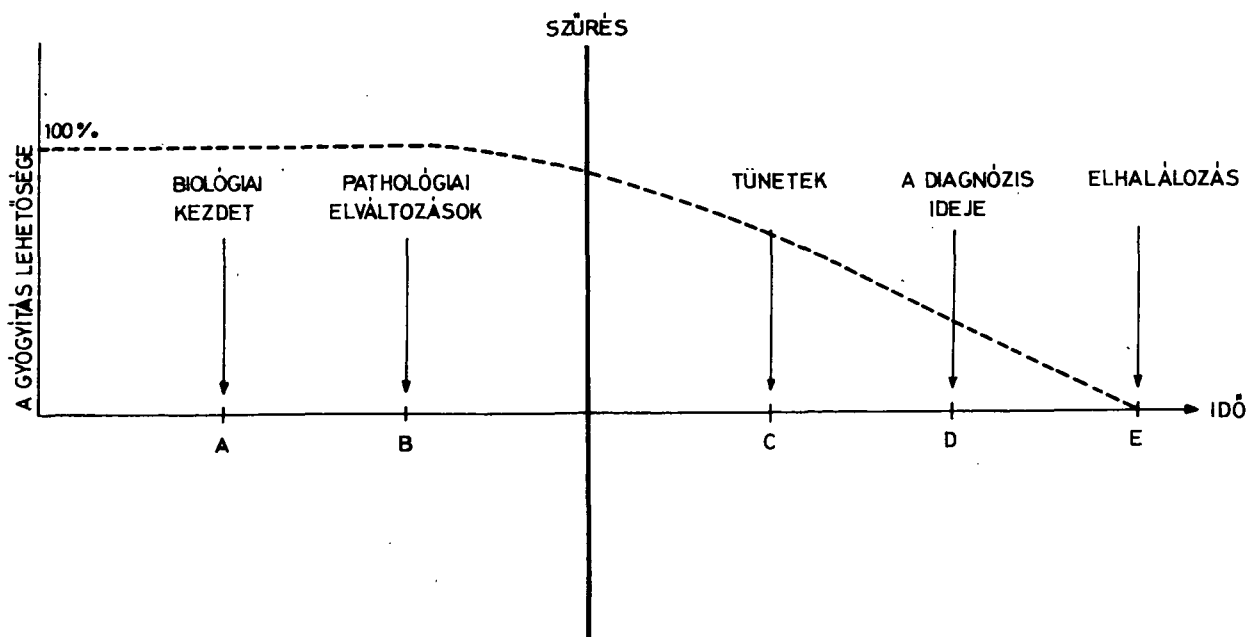
Onkológiai Gondozó Aika és Keszthelyi Agrártudományi Egyetem
Matematika Tanszéke

Számítógép alkalmazása onkológiai szűrővizsgálatoknál, különös tekintettel további összefüggés-vizsgálatok lehetőségére

Karácsony István és Bartos Attila

Az onkológiai munkának mind kiterjedésében, mind fontosságában egyik leglényegesebb része a rákszűrővizsgálat. Az onkológiai szűrővizsgálat célja tulajdonképpen a megelőzés, szem előtt tartva azt az ismert tényt, hogy a daganatos sejtek nem egyik percről a másikra, hanem hosszabb körfejlődés eredményeként alakulnak ki. A rákszűrés arra irányul, hogy az ún. praeblastomás stádiumban (rákmegelőző állapotban) felismerjük a betegséget, mert ekkor az még könnyűszerrel gyógyítható. Különösen kedvező helyzetben vagyunk a genitális szervek, elsősorban a portió elváltozásait illetően. Itt szinte a szemünk előtt játszódnak le a jelenségek.

A gyógyítás lehetősége azon mulik, hogy milyen korai stádiumban ismerjük fel az elváltozásokat.



1. ábra

A vízszintes (idő) tengelyen tüntettük fel a rákosan megbetegedett szervezet egy-egy állomását. Az ábra szemléletesen mutatja, hogy különösen a tünetek jelentkezése előtt van nagy jelentőségük a szűrővizsgálatoknak, hiszen ekkor a gyógyítás kilátásai még igen kedvezőek. Az arányszám később, a tünetek jelentkezése után, rohamosan csökken (főként a méhnyakrákra vonatkozóan).

A rákszűrővizsgálat feltételei:

1. a rendelés objektív (tárgyi, személyi) szükségleteinek kielégítése,
2. a vizsgálatokon való megjelenés megoldása (elősegítése).

Az objektív feltételekhez tartozik az adatok olyan megfelelő tárolása, hogy azok bármikor hozzáférhetőek és feldolgozhatók legyenek.

Milyen is a jó dokumentáció?

1. Egyszerű, áttekinthető, világos, egyértelmű,
2. Kitöltése egyszerű és gyors,
3. Könnyen tárolható,
4. Minden lényeges adatot tartalmaz,
5. Magában foglalja azokat az információkat, melyek fontossága esetleg csak később derül ki,
6. Megbízható adatokat szolgáltat,
7. Segítségével az anyag későbbi feldolgozása könnyen megoldható.

A gépi adattárolási formának három típusa ismeretes:

1. a lyukkártya-rendszer,
2. a lyukszalag (háttérmemóriával) és
3. a display.

Régóta intenzív munka folyik a korszerű adattárolási és feldolgozási módszerek kidolgozására (HEITE, ZELEN, hazánkban KOVÁCS, GAÁL, ÁDÁM).

Az említett szerzők feldolgozási módszerként a lyukkártyát választották. Mi viszont a lyukszalagot - megfelelő háttérmemóriával -, mert sok adatnak az együtt tárolása e módszer segítségével egyszerű és viszonylag könnyű.

A későbbi feldolgozás sikere a kódrendszer jó összeállításán múlik. Tudni kell, hogy nem orvosi információk, hanem kódok kerülnek a számítógépbe. Ennek megfelelően a kódokat az orvosi igé-nyek és a számítástechnikai lehetőségek figyelembevételével kellett összeállítani. Ismételten hangsúlyoznunk kell, hogy a számítógépi nyilvántartás és feldolgozás sikerének az alapja a munka pontos meg-tervezése, és a gondos, orvosi szakértelemmel összeállított bemenő adatok használata (NEURATH, RAVEN, SINGER, RUFFNER, KOVÁCS).

Ennek alapján a kódok összeállítását két aspektus szerint végez-tük. Egyrészt szaklogikus szempont szerint, amikor is figyelni kellett, hogy egyes elemek együtt járnak-e vagy sem, ill. nem is járhatnak e-gyütt, másrészt számlogikus, aritmetikai aspektus szerint, amikor egyes jelenségeket egy természetes számmal jelöltünk, ahol súlyossági fokoza-tot is lehetett megadni. (Az előbbire példa a családi anamnézis kódolá-sa, az utóbbira a nőgyógyászati panasz kategória, ahol a válaszadási lehetőség 17-féle, s ezek súlyossági fokozatot is jelentenek.)

Az új szűrőlap alkalmazása

Újtipusu szűrőlapunk 4 főrészből áll:

1. az azonosítás,
2. az anamnézis (kórelőzmény),
3. a leleti rész,
4. a diagnózis csoportok.

A bemutatott szűrőlap kitöltése a mellékelt kód-kulcs segítségével nem okoz nehézséget. Az ezzel foglalkozó személyzet a kódkulcs alkalmazásába rövid gyakorlat után belejön.

Az első néhány százas széria kitöltése után a következőket mond-hatjuk: a rákszűrővizsgálat átlagideje a korábbinak egyharmadával csök-kent, ugyanakkor az újtipusu szűrőlap lényegesen több információt tartal-maz, mint a régebbi.

Megjegyezzük még, hogy szűrőlapunk két célt szolgál: egyrészt az anyag lyukszalagra viteléhez alkalmas adattárolási formát jelent, más-részt a beteg követésére a hagyományos módon alkalmas. Ismételt szűré-sek, a beteg állapotában talált változások, kontrollvizsgálati eredmények a szűrőlapon rögzíthetők, ill. a beteg gyógyulása vagy halála után ide az egész epikrízis (kórlefolyás) beírható.

A kitöltött és összegyűjtött szűrőlapokat a gondozóban tároljuk és rendszeres időközönként feljuttatjuk a számítóközpontba, ahol az anyagot lyukszalagra viszik, és az adatokat a számítógép háttérmemóriájában tárolják.

A feldolgozásra és az összefüggések meghatározására többféle matematikai módszer alkalmazható, nevezetesen: cluster analízis, faktoranalízis és regresszióanalízis.

Cluster analízis

Lényegében számítógépes osztályozás, amely lehetővé teszi, hogy egyszerre több ismérv szerint végezzünk csoportokba sorolást. Ezt az osztályozási eljárást a számítógépek segítségül vétele miatt automatikus osztályozásnak, numerikus taxonómiának vagy cluster analízisnek is nevezik. Ha rendelkezésünkre állnak a betegek (vagy szűrésen részt vett egyedek) osztályozásra kiválasztott mutatói, akkor a számítógép a nagyszámu beteganyagot mutatók szerint csoportokba (clusterekbe) sorolja.

Ha az osztályozás alapjául szolgáló ismérvek száma sok, akkor előzőleg célszerű az egymással kapcsolatban levő ismérveket közös faktorokba összevonni és az osztályozást a faktoranalízissel kapott közös faktorok faktorértékei alapján végezni. Magyarországon néhány számítógép rendelkezik a cluster analízis gépi programjával.

Faktoranalízis

Azt tételezzük fel, hogy adott N számú beteg, akikről n számú ismérvet mértünk. Az ismérvek között korrelációt tételezünk fel. A korrelációt feltevésünk szerint több faktor hatása idézi elő. A faktor lehet: közös faktor, specifikus faktor és hibafaktor. A faktorok eltérő súllyal (faktorsúlyokkal) részesednek a megfigyelt jelenségekben. A faktorsúlyok tájékoztatást adnak az összefüggés mértékéről.

A modellről feltételezzük a linearitást (ill. alkalmas transzformációval linearizáljuk), továbbá a faktorok egymástól való függetlenségét.

A faktoranalízis segítségével a sok tényezőből kiválogathatjuk a legfontosabbakat, amelyek között már megnyugtató módon tudunk regresszióanalízissel összefüggéseket felírni, értelmezni.

Regresszióanalízis

Amikor már meghatároztuk a fontos faktorokat, amelyek között nincs multikollinearitás, sztochasztikus kapcsolatokat határozhatunk meg, melyekből fontos információkat szerezhetünk. A kapcsolatok lehetnek lineárisak és nemlineárisak, lehetnek továbbá egyváltozósak (egy független változó és egy függő változó van) és több változósak (több független változó van). Nézzük ezeket külön-külön egy-egy példán.

Az egyváltozós lineáris regresszió egyenlete:

$$\hat{Y} = a + b \cdot X$$

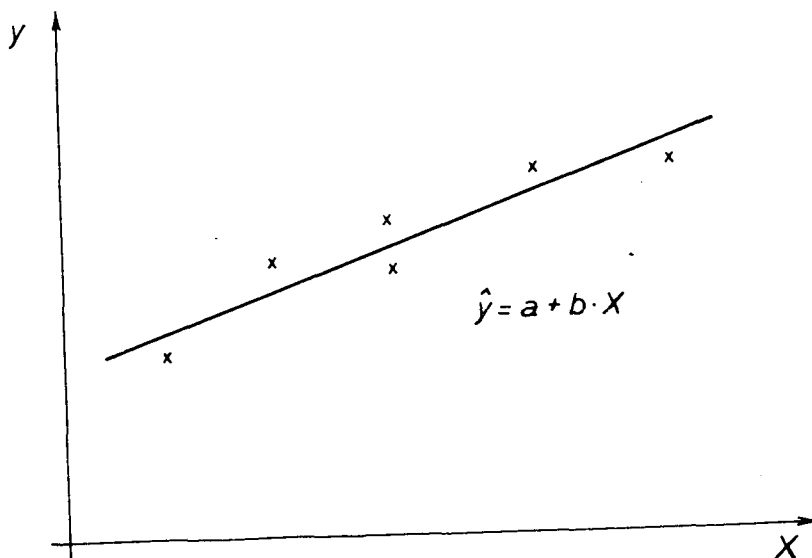
Itt a b lineáris regressziós együttható megmutatja, hogy ha az X független változó egy egységgel nő, akkor az Y függő változó hány egységgel változik. A lineáris kapcsolatok esetében kiszámíthatjuk a korrelációs együtthatót (r) és a determinációs tényezőt (r^2) is.

A többváltozós lineáris regressziós függvény egyenlete:

$$\hat{Y} = a + b_1 X_1 + b_2 X_2 + \dots + b_n X_n$$

Ebben az esetben például a b_1 regressziós együttható azt mutatja, hogy ha az X_1 független változó egy egységgel nő, akkor hány egységgel változik az Y függő változó, miközben a többi független változó értéke konstans, azaz azonos szinten marad.

Az egyváltozós lineáris regressziós függvény képe, feltüntetve az eredeti megfigyelési értékeket is, a következő



2. ábra

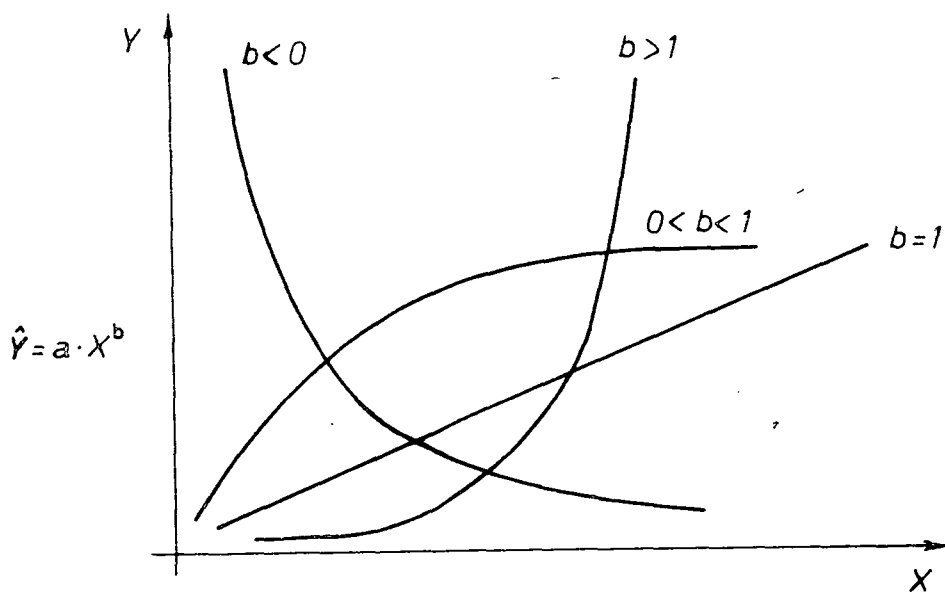
A nemlineáris egyváltozós függvények, melyek sztochasztikus kapcsolatok leírására a leggyakrabban alkalmazottak:

Másodfoku $\hat{Y} = a + b \cdot X + c \cdot X^2$

Hatványfüggvény $\hat{Y} = a \cdot X^b$

Exponenciális $\hat{Y} = a \cdot b^X$

Különösen gyakran találkozhatunk a regressziós hatványfüggvénnyel, ugyanis nagyon sokféle lehet az alakja, másrészt pedig jól értelmezhető a kitevője, ami az elaszticitási mutató. Ez megmutatja, hogy ha az X független változó 1 %-kal nő, hány %-kal változik az Y függő változó. A regressziós hatványfüggvény képei a kitevő nagysága szerint:



3. ábra

Amikor nemlineáris regressziós függvényt illesztünk kapcsolatok leírására, a kapcsolat jóságának ellenőrzésére használatos korrelációs hányados nagysága alapján kell dönteni az alkalmazandó függvény típusáról.

A korrelációs hányados az illesztés jóságának közvetett mutatója a következő alakú:

$$R = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y}_i)^2}}$$

A többváltozós nemlineáris kapcsolatok már ritkábban alkalmazott kapcsolatleírási formák. Talán leggyakrabban a hatványfüggvénnyel találkozhatunk, melynek paraméterei jól értelmezhetők, s elkészítése révén fontos információkhoz juthatunk:

$$\hat{Y} = a \cdot X_1^b \cdot X_2^b \cdot \dots \cdot X_n^b$$

Itt az elaszticitási mutatók hasonlóképpen értelmezhetők, mint az egyváltozós esetben, hozzátéve, hogy a többi független változónak konstansnak kell maradni, miközben valamelyik független változó 1 %-kal nő.

50. Jobb emlő cytológiai vizsgálata:

51. Bal emlő cytológiai vizsgálata:

52. Klinikai diagnózis:

53. A külső nemiszervek elv. hyst. diagnózisa:

54. A hüvely " " "

55. A portió " " "

56. Az endometrium " " "

57. Az adnexák " " "

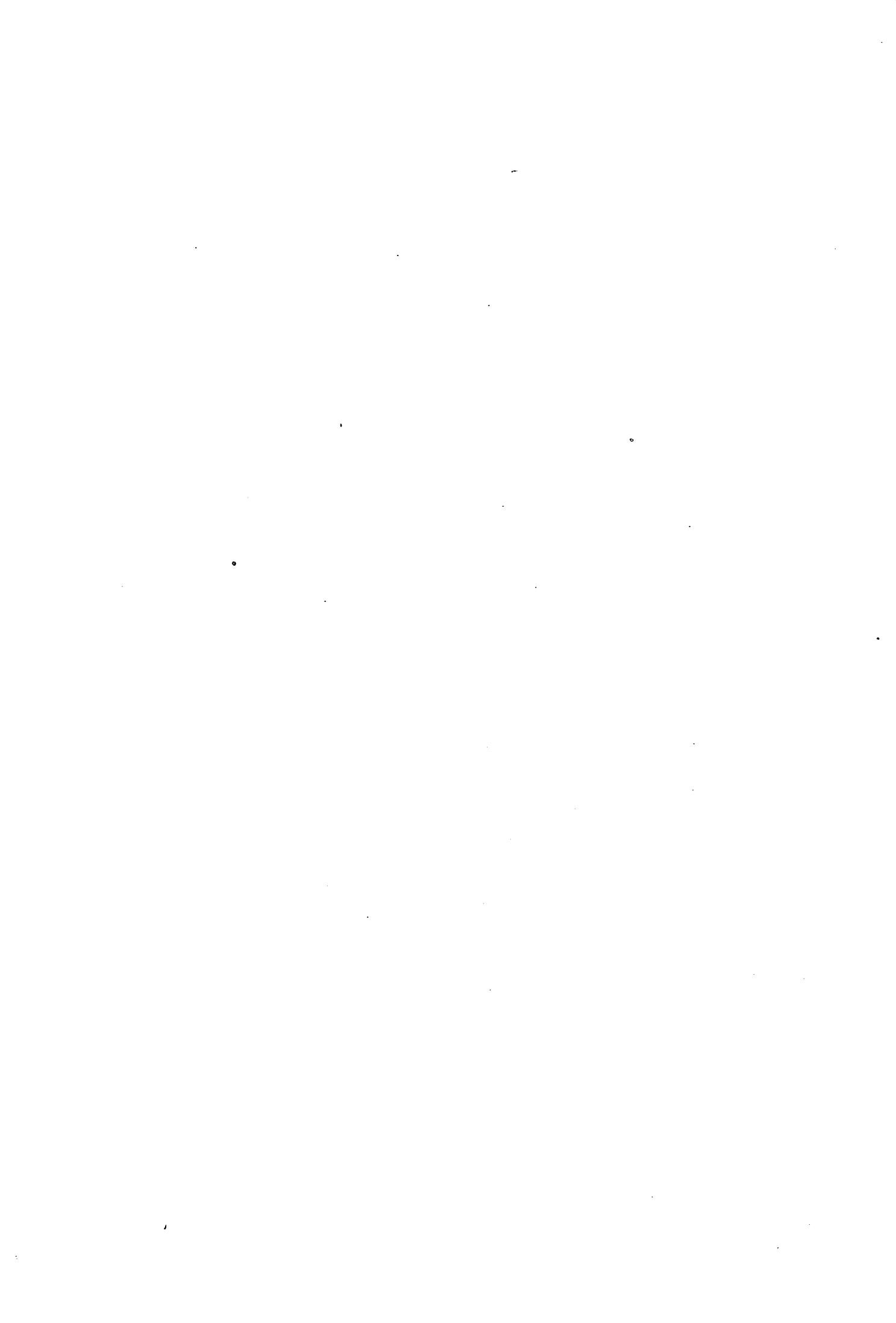
58. A jobb emlő " " "

59. A bal emlő " " "

60. Megjegyzés:

A kódkulcs egyik oldala

- 14./ Életkor az első szüléskör: egyértelműen kétjegyű szám.
- 15./ Munkakör: 1. háztartásbeli,
2. szellemi dolgozó,
3. mezőgazdasági dolgozó,
4. egyéb helyen dolgozó,
5. ipari egyéb "
6. az ipar mechanikai ágában dolgozó,
7. hőszugárzásnak kitett ipari "
8. sugárforrás közelében "
9. vegyi anyagokkal foglalk. " .
- 16./ Szülések száma: egyértelműen egy-vagy kétjegyű szám.
- 17./ A szülések lefolyása:
1. spontán szülés,
2. császármetszés,
3. hüvelyi műtétes szülés /fogó, vákuum, extr./.
- 18./ Magzat, újszülött állapota: /természetesen itt is az utolsó három szülésről van szó/
1. élő érett újszülött,
2. élő koraszülött,
3. halott érett újszülött,
4. halott koraszülött,
5. ikerszülés,
6. ha az újszülött fejlődési zavarral jött a világra.
- 19./ Művi ab-k száma: egyértelműen egy- vagy kétjegyű szám.
- 20./ Spontán ab-k száma: egyértelműen egy- vagy kétjegyű szám.
- 21./ Diagnosztikus abrasiók, kimetszések, punkciók száma: egy- vagy kétjegyű szám.
- 22./ Korábban végzett nőgyógyászati műtétek száma: egyértelműen egy- vagy kétjegyű szám.
- 23./ Volt-e korábban valami elváltozás /"seb"/ a méhszájon:
0. nem
1. igen



Országos "Korányi" Tbc és Pulmonológiai Intézet

Lakosságsszűrés és a keletkező adatok validálása

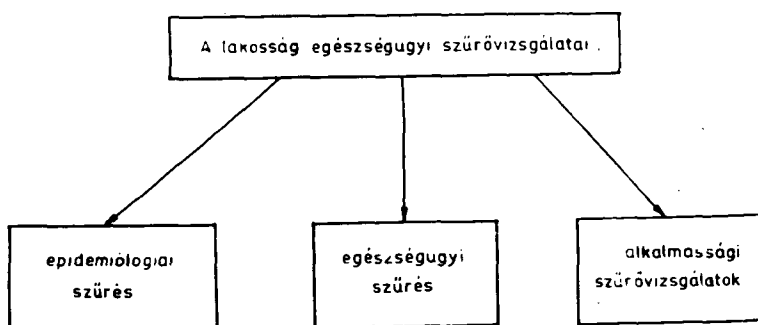
Hofhauser Béla

Intézetünk, az Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézet a szervezője és irányítója a hazánkban működő legkiterjedtebb egészségügyi szűrő-vizsgáló hálózatnak: a röntgen ernyőfénykép hálózatnak. Intézetünk célul tűzte ki e hálózat általánosabb célokra történő átszervezését és továbbfejlesztését, a lakosság egészségügyi szűrővizsgálata érdekében.

Mit értünk a lakosság egészségügyi szűrővizsgálatán?

A lakosság egészségügyi szűrővizsgálata az egészségügyi ellátás olyan aktivitása, amely azon embereket célozza, akik saját kezdeményezésből az egészségügyi ellátást nem keresték volna fel, de annak beavatkozására objektíve szükségük lehet.

A lakosság egészségügyi szűrővizsgálatait, céljuk szerint három csoportba sorolhatjuk (1. ábra).



1. ábra

1. Az epidemiológiai szűrés célja: meghatározott betegségek járványtani paramétereinek meghatározása és esetleg a vizsgálat egyszeri vagy többszöri megisméltése esetén annak követése.
2. Az egészségügyi szűrés alapvető célja: a betegségek korai stádiumban való felismerése, megelőzése, a preventív medicina alkalmazása.
3. Az alkalmassági szűrővizsgálat célja: annak megállapítása, hogy a vizsgált személy egészségi állapota lehetővé teszi-e egy bizonyos meghatározott tevékenység gyakorlását. A szűrések meghatározására még két további jellemző használatos: egyrészt, hogy kikre terjed ki a vizsgálat, másrészt pedig, hogy a szűrés az egészségi állapot milyen paramétereit célozza. Tömeges szűrésről beszélünk, ha az a lakosság nagy tömegeire, esetleg egészére kiterjed. Az un. szelektív szűréssel viszont bizonyos szűkebb körben definiált lakosságcsoportokat vizsgálnak. Az egyfázisú szűrésen egyetlen betegség vagy egyetlen szerv kóros elváltozásának megállapítása a cél. A többfázisú vagy komplex szűrés több betegségre és/vagy több szervre irányul.

A cél szerinti három fő szűrési forma a vizsgált személy és az egészségügyi alapellátás szempontjából másodrangú. Például, ha valamilyen szűrési vizsgálaton felfedeznek egy premorbid állapotot vagy egy kialakult, de nem kezelt betegséget, akkor meg kell indítani a szűrésen kiemelt beteg ellátását, az epidemiológiai statisztikában egy újabb esetet regisztrálnak, és esetleg kiderül, hogy bizonyos tevékenységek folytatására a kiemelt beteg alkalmatlan.

A szűrés tervezése és szervezése szempontjából viszont fontos szerepe van ennek a klasszifikálásnak. A tervezett szűrés céljának kijelölésekor pontosan meg kell határozni, hogy milyen fajta szűrést akarunk megvalósítani, mert ez jelentősen befolyásolja a szűrés szervezését, módszerét, kiértékelését stb. Intézetünk célja olyan rizikócsoportokat szűrő komplex szűrőállomások kifejlesztése, amelyek képesek a három fő cél ésszerű mértékben való kielégítésére.

Mivel tömeges vizsgálatról van szó, a számítógép feladata az összes rutinszerű standardizált aktivitás szervezése, irányítása és dokumentálása lehet.

Az orvosi adatok elemzésének alapvető nehézsége az információ-tartalom nagyfokú bizonytalansága. A különböző adatok eltérő és mind ez ideig jórészt ismeretlen mértékben hordoznak az orvosi célok-nak megfelelő, azaz érvényes (valid) információt. Különösen élesen szembetűnik ez a lakosságszűrésnél, ahol kevés adatból kell sok információ-t nyerni. Ezért a fejlesztés első lépésénél a komplex szűrőállomásokon javasoljuk, hogy az előállt adatokat kötegetelt (batch) üzemmódban dolgozzuk fel és elemezzük.

A lakosságszűrés jelenlegi megvalósítási szintjén a kérdőív a vizsgált személyekről szerzett információk dokumentációja. A kérdőíven lényegében háromféle adat-típust különböztethetünk meg:

1. A szűrt személy perszonáliái, amely az azonosításhoz és a szervezéshez szükséges,
2. Objektív mérési eredmények (például fizikális adatok, labor eredmények stb.),
3. Szóbeli standardizált kérdésekre adott válaszok. E kérdések például a szociális helyzet, a munkakörülmények, a veszélyeztetettség, az orvosi anamnézis és a státusz meghatározását szolgálhatják.

A mérési eredmények jellege statisztikai szempontból jórészt arány- és intervallum-típusúak, kis részük ordinális. A kérdésekre adott válaszok viszont túlnyomórészt nominális típusú adatok, és csak kis részben ordinálisak. A szűrést követő kivizsgálás diagnózisa szintén nominális. Ismeretes, hogy a nominális adatokon korrelációszámítás nem végezhető, ezért más, a célnak megfelelő vizsgálati eljárást kell alkalmazni.

Végezzünk el egy bizonyos szűrési cél érdekében kérdésekből, mérésekből álló tesztet, melynek eredménye pozitív vagy negatív lehet. Az objektív valóság legyen Y , a teszt eredménye pedig X (2. ábra). Az így felállítható ismert kontingencia-tábla már sokkal jobb lehetőségeket nyújt a vizsgálathoz. "a" jelenti a valódi (true) pozitív, "b" a téves (false) pozitív, "c" a téves (false) negatív, "d" pedig a valódi (true) negatív teszt-eredmények számát. Ezekkel az értékekkel megadható a teszt két fontos jellemzője: a fajlagosság és az érzékenység. A szűrési teszt módosításakor viszont nehéz eldönteni, hogy e jellemzők közül melyiket növeljük. Az egyik javítása általában csak a másik rovására történhet, tehát hiányzik egy objektív kritérium a teszt módosítására. Feladatunk az, hogy a szűrésből a célnak megfelelően minél több információt szerezzünk és azt ennek megfelelően módosítsuk.

		Y objektív valóság	
		+	-
X teszt	+	a TP	b FP
	-	c FN	d TN

Érzékenység $\triangleq a / (a + c)$

Fajlagosság $\triangleq d / (d + b)$

2. ábra

A kölcsönös információ és az információs mérték segítségével lehetőségünk van egy egységes mérték bevezetésére, mellyel a szűrés hatékonyságát egyetlen mérőszámmal jellemezhetjük (3. ábra). A kölcsönös információ "I" megadja, hogy két eredmény között mekkora az információ-kapcsolat mértéke.

$$I\{X, Y\} = H\{Y\} - H\{Y|X\}$$

ahol $H\{Y\}$ az objektív valóság entrópiája, és $H\{Y|X\}$ Y-nak X-re vonatkozó feltételes entrópiája.

Kölcsönös információ

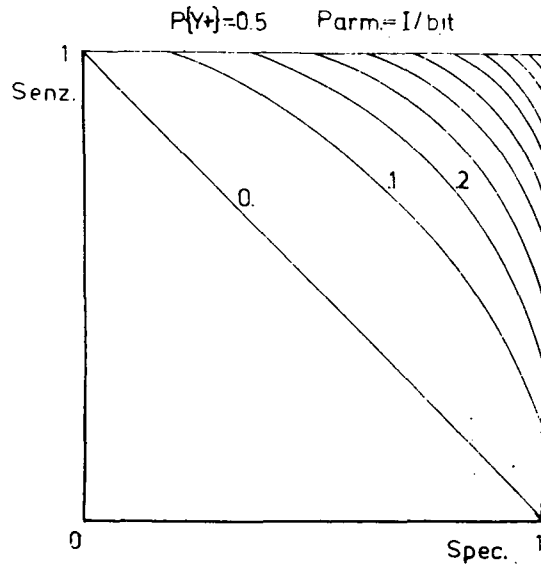
$$I\{X;Y\} = H\{Y\} - H\{Y|X\}$$

Információs mérték vagy bizonytalansági koefficiens

$$U\{X;Y\} = \frac{I\{X;Y\}}{H\{Y\}}$$

3. ábra

Ha a szenzitivitás-specifititás koordináta-rendszerben ábrázoljuk az izoinformációs görbéket, melyeknek paramétere a kölcsönös információ, akkor az összefüggés érzékelhetőbbé válik. A görbék alakja az apriori $P\{Y+\}$ valószínűségétől függ. A 4. ábrában $P\{Y+\} = 0,5$ értékkel ábrázoltuk az izoinformációs görbéket.



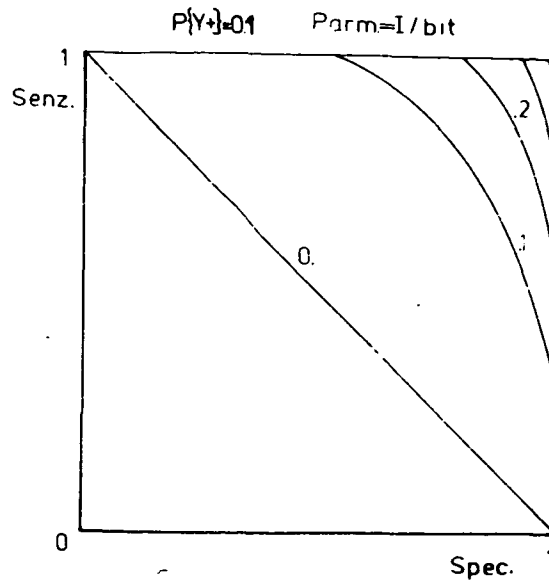
4. ábra

Ha $P\{Y+\}$ más értéket vesz fel, akkor a görbék már nem szimmetrikusak a pozitív átlóra. Az 5. ábrán $P\{Y+\} = 0,1$ -hez ábrázoltuk az izoinformációs görbéket.

Ha a kölcsönös információt normáljuk, akkor a különböző apriori valószínűségektől függetlenül a különböző értékeket össze tudjuk hasonlítani.

Ezt a bizonytalansági együtthatóval érhetjük el.

$$U\{X, Y\} = \frac{H\{Y\} - H\{Y|X\}}{H\{Y\}}$$



5. ábra

A különböző tesztek és az egyes betegségek között kiszámíthatjuk a bizonytalansági koefficiensét. Ennek értéke objektíven megmutatja, hogy melyek az adekvát és melyek a felesleges részei a kérdőívnek, mely pontok kielégítőek, hol kell tovább lépni, új lehetőségek után kutatni.

A kölcsönös információ és az információs mérték számításához szükség van a megfelelő kontingenciatábla ismeretére.

A szűrés és továbbvizsgálás során a kontingenciatáblához az "a" és "b" értékét megkapjuk. Az igaz és téves negatívokat, a "c"-t és "d"-t mintavételezéssel az X negatívok közül meg lehet becsleni. Ez azt jelenti, hogy az X negatívból vett mintát mint kontrollcsoportot ugyanúgy kezeljük, mint az X pozitívot, azaz kivizsgáljuk. Fontos még azt is tudni, hogy milyen érvényességű volt a teszt végrehajtása, kivitele. Ezt egy szűrő-orvos validálhatja úgy, hogy a szűrési vizsgálat után közvetlenül meghatározott mintán megismétli a szűrést. Így három fajta dokumentum áll elő: minden szűrt személyről a szűrési kérdőív, a szűrő-orvos által elvégzett kontroll eredményei és a továbbvizsgáltak dokumentuma. Ezen információk ismeretében megadható a szűrés végrehajtásának és módszerének érvényessége, validitása.

Tekintettel arra, hogy minden vizsgálat több-kevesebb anyagi és munkaerő ráfordítást követel, tudni kell, hogy mekkora legyen a minta.

A mintavételezés nagyságát a matematikai statisztika módszerével meg lehet határozni. Feltételezzük, hogy azonos tulajdonságu emberek csoportjában egy betegség eloszlása normális eloszlást követ.

Ilyen esetben véges, adott mennyiségű alapsokaságból történő mintavételezéskor előre kikötött relatív becslési hiba, megbízhatósági szint és előfordulási valószínűség esetén a mintavétel szükséges nagysága következőképpen számítható (6. ábra):

$$n = \frac{\lambda^2 (1 - P)}{P \cdot \varepsilon^2 \left(1 + \frac{\lambda^2 (1 - P)}{P \cdot \varepsilon^2 N} \right)}$$

$$n = \frac{\lambda^2 (1 - P)}{P \cdot \varepsilon^2 \left(1 + \frac{\lambda^2 (1 - P)}{P \cdot \varepsilon^2 N} \right)}$$

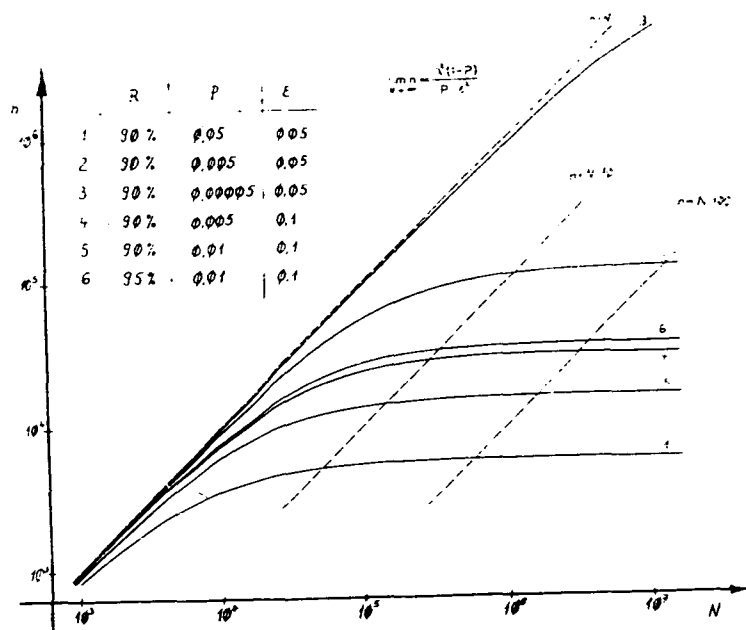
- n a szükséges minimális mintavétel
- p a tulajdonság előfordulásának valószínűsége
- ε a becslés relatív hibája
- λ a teszt megbízhatósági szintjének mértéke
- N a sokaságban lévő egyedek száma

6. ábra

Az alapsokaság és a mintavétel kapcsolatát a 7. ábra szemlélteti. A $n = f(N)$ függvény menetére érvényes, hogy $N \rightarrow \infty$ esetén n értéke szigorúan monoton növekedve a

$$\lambda^2 \cdot (1 - P) / (P \cdot \varepsilon^2)$$

határértékhez tart. A paraméterek közül P és ε a gyakorlatban adottak.



7. ábra

A szűrés általában olyan betegekre irányul - az ésszerű találati arány elérése érdekében - akiknél az apriori valószínűség 1/1000 felett van. A szűrésen alkalmazott kérdések és mérések pontossága 5-10 % körül van, és ezért a becslést sem érdemes pontosabbá tenni. A szignifikancia szint megválasztása első lépésben legalább 90-95 % kell, hogy legyen.

A mintavételezés annál kedvezőbb, minél szélesebb alapsokaságból minél kisebb arányban kell a kontrollvizsgálatokat elvégezni. A mintavételezés arányának szemléltetését segítik az $n = N/10$ és $n = N/100$ segédegyenesek.

Azonos célkitűzéssel, egységes módszerrel, dokumentálással és kiértékeléssel végrehajtott szűréseken elérhető az, hogy $10^5 - 10^6$ nagyságu alapsokaságról szerezzünk adatokat. Ebben az esetben a gyakorlatban adott P és E mellett ez már csak minden 50-100. vizsgált személy kontrollját jelenti. Ilyen mintavételezési arány esetén a vizsgálatok végrehajthatók.

A röviden vázolt elemzési eljárás lehetővé teszi a szűrés adatok érvényességének objektív vizsgálatát. Ezzel lehetőség nyílik a szűrés módszerek fejlesztésére. Tudjuk, hogy a gyakorlati megvalósítás sok nehézséget tartogat számunkra, de meggyőződésünk, hogy azonos célkitűzéssel és egységes módszerekkel jelentős eredményeket lehet elérni ebben a bonyolult problémakörben.

PTE Közgazdaságtudományi Kar és POTE Egészségügyi Szerve-
zéstani Intézet

Cardiovascularis kérdőíves előszűrés adatainak számítógépes elem-
zése, standardizált metodika kidolgozása

Csébfalvi Gy. és Szilárd I.P.

Az egészségügyünket jellemző preventív szemlélet többek között a lakosság egészére kiterjedő, rendszeres, komplex szűrővizsgálatok bevezetését is jelenti. A jelenlegi adottságokat - objektív és szubjektív feltételeket - tekintve ez klasszikus módszerekkel: tényleges orvosi vizsgálattal ma még megvalósíthatatlan.

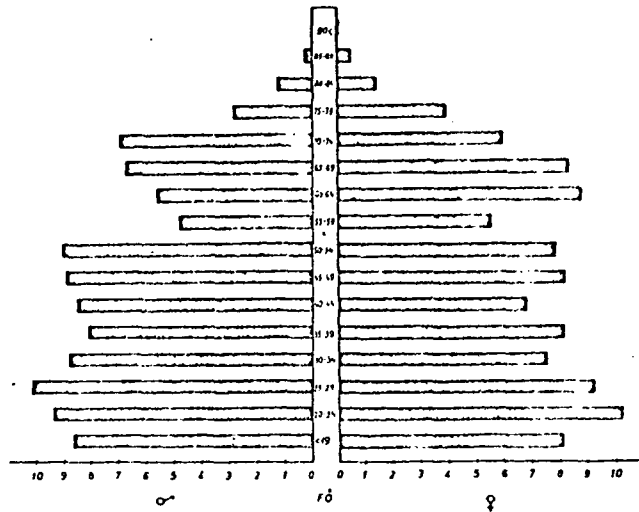
A POTE Egészségügyi Szervezési Intézetében évek óta folytatunk olyan céltudatos kutatómunkát, mely a szűrővizsgálatokkal szemben támasztott alapvető követelmények megtartása mellett (nagy szenzitivitás, megfelelő specificitás), a magasan kvalifikált orvosi munkaóra-igényt csökkenti, illetőleg ennek effektivitását növeli. A kérdőíves előszűrés (6) Intézetünkben kialakított módszere lehetővé teszi egészségügyi közép-káderek nagyobb mérvű bevonását a vizsgálatba, s ezen túlmenően az értékelés és a sürgősségi sorrend felállítása számítógépes adatfeldolgozással történhet.

A cardiovascularis betegségcsoport, valamint a kapcsolódó pulmo- és nephropathiák magas részesedési aránya az összmorbiditásból indokoltá teszi a speciálisan csak erre a betegségcsoportra koncentrált előszűrés kísérleti jellegű elvégzését.

Az előszűrést a Pécs-Rácvárosi (44.sz.) orvosi körzetben végeztük. Az előkészítés a szűrés lebonyolításának megszervezésén kívül az érintett lakosság értesítését, valamint a szűrés céljáról való felvilágosítását is magában foglalta.

A vizsgált lakosság kor és nem szerinti megoszlását az 1. ábrán szemléltetjük. A vizsgálatban résztvett 1116 nő és 965 férfi. A

PÉCS RÁCVÁROSI ORVOSI KÖRZET FELNŐTT LAKOSSÁGÁNAK
KOR ÉS NEM SZERINTI MEGOSZLÁSA (1975)



1. ábra

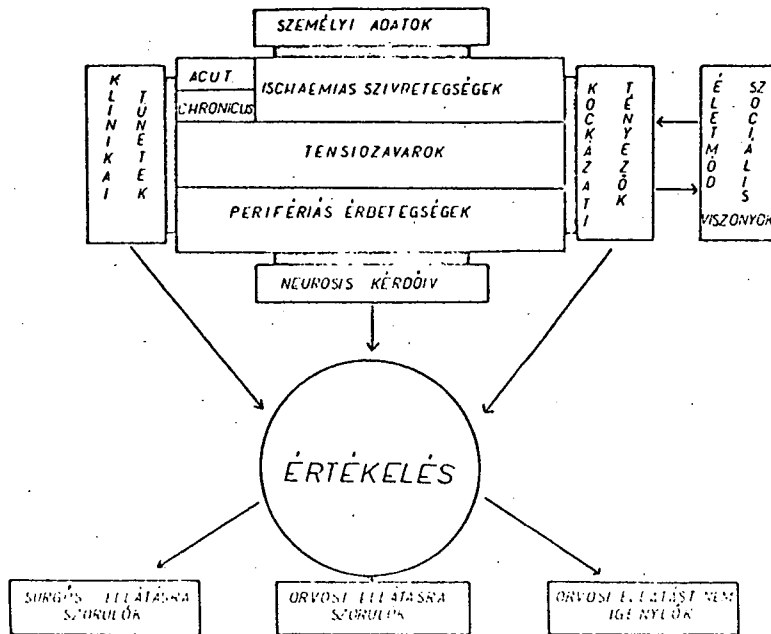
nők átlagos életkora 45,1 év, míg a férfiaké 43,7 év volt. A 2081 szűrővizsgálati lapból további feldolgozásra 2070 volt alkalmas.

Magát az előszűrést V. évf. orvostanhallgatók végezték. Előzetes értesítés után a vizsgáltakat lakásukon keresték fel, szükség esetén segédkeztek a kérdőív megválaszolásánál, s egyben vérnyomásmérést is végeztek. Ennek eredményét a kérdőíven rögzítették. A vérnyomást 5 perc ülőhelyzetben töltött nyugalmi periódus után, az anaeroid vérnyomásmérővel mérték.

A szűrésre kidolgozott komplex kérdőív felépítését a 2. ábra szemlélteti.

A betegségcsoportba tartozó kórképek klinikai tüneteinek kívül rákérdeztünk a feltételezett kockázati tényezőkre is, a párhuzamosan végzett psychodiagnosztikai tesztként kitöltöttük az Os-váth-féle 20 pontos önjellemző panaszleltárt. Az értékelés első megközelítésben csak a szubjektív klinikai panaszokra adott válaszok alapján történt, melyeket becslés, illetőleg klinikai tapasztalat alapján egy-, két- és háromjegyű számmal súlyoztunk.

KÉRDŐIVES ELŐSZÜRÉS ÉRTEKELÉSI VÁZLATA



2. ábra

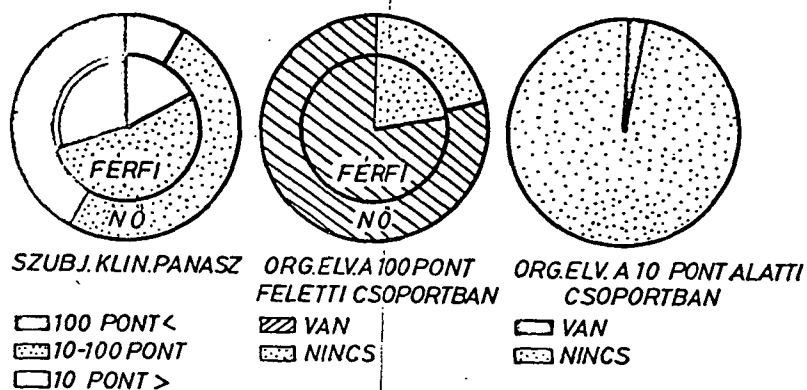
Munkahipotézisünk szerint az összérték alapján háromjegyű kategóriába jutó esetek rövid időn belül orvosi vizsgálatot igényelnek.

Az első - még nem gépi adatfeldolgozással végzett - értékelés alapján sürgős orvosi vizsgálatot igénylők 74 %-át, s az egyértelműen egészségesnek nyilvánítottak 20 %-át felülvizsgáltuk (3. ábra), s ennek alapján a kérdőív validitását, azaz a kapott korrekt értékeknek az öszvizsgálaton belüli százalékos arányát 88 %-osnak, szenzitivitását 96 %-osnak, specificitását 82 %-osnak találtuk (4. ábra).

A kérdőives előszűrés értékelése matematikai modelljének kidolgozásánál az orvosilag felülvizsgált 773 fős populáció adataira támaszkodtunk. A továbbiakban ezt ismertetjük.

A matematikai modell diszkriminancia analízisen (DA) alapul. A DA két populáció szétválasztására alkalmas eljárás több kvantitativ, illetőleg kvalitatív tulajdonság együttes figyelembevételével. A DA programjai FORTRAN nyelven készültek, az ESZ/DOS operációs rendszer felügyelete alatt R-20-as berendezésen futottak.

**A SZUBJEKTIV KLINIKAI PANASZOK SÚLYOSSÁGA,
VALAMINT AZ OBJEKTIV KLINIKAI ELVÁLTOZÁS %-OS
GYAKORISÁGA A VIZSGÁLT LAKOSSÁG KÖRÉBEN**



3. ábra

**A CARDIOVASCULARIS ELŐSZÜRÉS KÉRDŐÍVÉNEK
MEGBIZHATÓSÁGI VIZSGÁLATA (100 FŐRE SZÁMITVA)**

ORVOSI VIZSG. TESZT	POZITIV	NEGATIV	Σ
POZITIV	79	21	100
NEGATIV	3	97	100
Σ	82	118	200

VALIDITÁS: 88 %
SENZIBILITÁS: 95 %
SPECIFICITÁS: 82%

4. ábra

A P_1 (a felülvizsgálat szerint egészséges) és a P_2 (a felülvizsgálat szerint beteg) populáció elemszáma 305, illetve 468 fő.

A módszertani vizsgálat a szubjektív klinikai panaszokra és a gyógyszeresedésre irányuló kérdésekre adott válaszok, valamint a vérnyomásmérés eredményéből adódó, összesen 28 adat figyelembevételével történt. Az egyes adatokat binárisan kódoltuk, illetőleg binarizáltuk. A vizsgálat során az orvosilag felülvizsgált lakosokat az

$$\underline{X} = (X_1, X_2, \dots, X_m), y$$

adatokkal jellemeztük, ahol

\underline{X} a binárisan kódolt válaszok vektora (a továbbiakban válaszvektor), és

y a felülvizsgálat eredményét jelző kvalitatív változó.

$y = \begin{cases} 1 & \text{ha a felülvizsgálat eredménye negatív} \\ 2 & \text{ha a felülvizsgálat eredménye pozitív.} \end{cases}$

DA segítségével a következő kérdésre kerestünk választ:

1. A válaszvektorok alapján kimutatható-e szignifikáns különbség a két populáció között?

2. Milyen tévedési valószínűséggel lehet a válaszvektorokból a felülvizsgálat eredményére következtetni?

3. Az egyes kérdésekre adott válaszok - egymáshoz viszonyítva - mennyire jelentősek a két populáció szétválasztása szempontjából?

4. Milyen eljárás segítségével lehet a legkisebb tévedési valószínűséggel eldönteni, hogy egy újabb megfigyelt személy az egészséges, illetőleg a beteg populációba sorolandó-e?

A számítógépes elemzés eddigi szakaszában vizsgálataink alapvetően a felvétel során szerepeltetett kérdések diszkrimináló jellegének meghatározására, és ennek alapján új, nagyobb validitású kérdőív kidolgozására irányultak.

A vizsgálat során öt eljárás alkalmazhatóságát vizsgáltuk. Az eljárásokat az jellemzi, hogy viszonylag nagy változós számig számítástechnikailag jól kezelhetők, és nem igényelnek iteratív becslési technikát.

A vizsgált módszerek közül kettő az ún. Bahadur-féle reparametrizáción alapul, tehát kifejezetten bináris változók vizsgálatára alkalmas. Jelölje $\pi_i(\underline{X})$, ($i=1,2$) annak a valószínűségét, hogy az $\underline{X} = (X_1, X_2, \dots, X_m)$ válaszvektorral jellemzett személy az i -edik ($i=1,2$) populációba tartozik. Bahadur (1) megmutatta, hogy a $\pi_i(\underline{X})$, ($i=1,2$) multinomiális valószínűség a következőképpen állítható elő:

Legyen: $\underline{X} = (X_1, X_2, \dots, X_m)$ a válaszvektornak megfelelő valószínűségi vektorváltozó, $p_{ij} = E_i(X_j)$ az X_j változó várható értéke az i -edik populációban ($i=1,2$, $j=1,2,\dots,m$),

$$Z_{ij} = (X_j - p_{ij}) / \sqrt{p_{ij}(1-p_{ij})},$$

$$r_{i(jk)} = E(Z_{ij} Z_{ik}),$$

$$r_{i(jkl)} = E(Z_{ij} Z_{ik} Z_{il}),$$

$$\vdots \quad \quad \quad \vdots$$

$$r_{i(12\dots m)} = E(Z_{i1} Z_{i2} \dots Z_{im}).$$

Ekkor

$$\pi_i(\underline{X}) = \prod_{j=1}^m p_{ij}^{X_j} (1-p_{ij})^{1-X_j} \left[1 + \sum_{j < k} r_{i(jk)} Z_{ij} Z_{ik} + \dots \right],$$

A Bahadur-féle reparametrizáció a $\pi_i(\underline{X})$, ($i=1,2$) multinomiális valószínűséget

- a p_{ij} várható értékek, illetőleg
- a változók közötti sztohasztikus kapcsolatokat jellemző $r_{i(jk)}$ korrelációs együtthatók függvényeként adja meg.

A Bahadur-féle reparametrizáción alapuló eljárások a $\pi_i(\underline{X})$, ($i=1,1$) multinomiális valószínűségeket első, illetőleg másodrendű formulával közelítik. (Az eljárásokra a továbbiakban a B1, illetve a B2 jelölésekkel hivatkozunk.)

Elsőrendű közelítő formulát kapunk, ha az összefüggésben a korrelációs együtthatókat tartalmazó tényezőket elhagyjuk. Ez ekvivalens annak a feltételezésével, hogy a vizsgált változók korrelálatlanok (függetlenek).

Másodrendű közelítő formulához jutunk, ha a fenti összefüggésben csak a kettőnél több változóra vonatkozó korrelációs együtthatókat tartalmazó tagokat hagyjuk el. A közelítő formula a $\pi_i(\underline{X})$, ($i=1,2$) valószínűségek becslt értékének meghatározásakor a változók közötti korrelációs kapcsolatokat is figyelembe veszi.

A másik három eljárás

- a Fisher-féle (2) lineáris (FL),
- a Marks-féle (3) ún. "legjobb" lineáris (LL), illetőleg
- a kvadratikus (QD)

eljárás binarizált változata.

A három eljárás abban az esetben optimális, ha a válaszvektorok populációkénti eloszlása többváltozós normális eloszlással közelíthető. Az általános használt Fisher-féle eljárás feltételezi, hogy az egyes populációkat jellemző kovariancia mátrixok egyenlőek. Ha a feltevés fennáll, akkor az LL, illetve a QD eljárás az FL eljárásra redukálódik.

Ha a feltevés nem áll fenn, akkor az LL, illetőleg a QD eljárások - a téves besorolások valószínűségét tekintve - általában kedvezőbb eredményeket szolgáltatnak. LL a hiba valószínűségét minimalizálja.

A vizsgált eljárások ($\mu = B1, B2, FL, LL, QD$) az

$$L(\underline{X}, \mu) = \log \left[\frac{\pi_2(\underline{X}, \mu)}{\pi_1(\underline{X}, \mu)} \right]$$

ún. log likelihood hányadost becsülik.

Az FL, LL, QD eljárások a log likelihood hányadost a válaszok lineáris, illetőleg kvadratikus függvényével közelítik. A B1, B2 eljárások esetében a hányados meghatározása a $\prod_i \pi_i(X, \mu)$, ($i=1,2$, $\mu=B1, B2$), multinomiális valószínűségek alapján történt. (5., 6. ábra)

LINEÁRIS DISZKRIMINANCIA FÜGGVÉNY

$$L(X, LDF) = X' S' (\bar{X}_2 - \bar{X}_1) - \frac{1}{2} (\bar{X}_2 - \bar{X}_1)' S' (\bar{X}_2 - \bar{X}_1)$$

ahol: X a vizsgált személy sz.kl.p.-ának vektora,
 X' a sz.kl.p.-ok vektorának transzponáltja,
 \bar{X}_1, \bar{X}_2 az egyes sz.kl.p.-ok populációnkénti várható értékének vektora,
 S' az összesített kovariancia mátrix inverze.

SZ.KL.P. = SZUBJEKTIV KLINIKAI PANASZ + RR

5. ábra

KVADRATIKUS DISZKRIMINANCIA FÜGGVÉNY

$$L(X, QDF) = \frac{1}{2} X' (S_1^{-1} - S_2^{-1}) X + (\bar{X}_1' S_1^{-1} \bar{X}_1 - \bar{X}_2' S_2^{-1} \bar{X}_2) X - \frac{1}{2} (\bar{X}_2' S_2^{-1} \bar{X}_2 - \bar{X}_1' S_1^{-1} \bar{X}_1)$$

ahol: X a vizsgált személy sz.kl.p.-ának vektora,
 X' a sz.kl.p.-ok vektorának transzponáltja,
 \bar{X}_1, \bar{X}_2 az egyes sz.kl.p.-ok populációnkénti várható értékének vektora,
 S_1^{-1}, S_2^{-1} az egyes populációk kovariancia mátrixának inverze.

SZ.KL.P. = SZUBJEKTIV KLINIKAI PANASZ + RR

6. ábra

Az egyének besorolására az un. Bayes-féle szabályt használtuk:

Jelölje: $B(\underline{X}, \mu)$, $\mu = B1, B2, FL, LL, QD$
annak a valószínűségét, hogy az \underline{X} válaszvektorral jellemzett személy a 2. (beteg) populációba tartozik, akkor

$$B(\underline{X}, \mu) = \begin{cases} 1 & \text{ha } L(\underline{X}, \mu) \\ 1 - \pi & \text{ha } L(\underline{X}, \mu) \\ 0 & \text{ha } L(\underline{X}, \mu) \end{cases} = \log \left[\frac{\pi}{1 - \pi} \right]$$

ahol π annak az a priori valószínűsége, hogy a vizsgált személy az 1. (egészséges) populációba tartozik. A módszertani vizsgálat $\pi = 0,5$ feltételezésével történt. (Ha az a priori valószínűségeket a vizsgált populáció sajátosságainak megfelelően állítjuk be, akkor a téves besorolások valószínűsége csökkenthető.)

Az egyes eljárások jellemző paramétereinek meghatározása, illetőleg az eljárások tesztelése egymástól független, véletlen minták alapján történt.

Az egyes kérdések diszkrimináló jellegének vizsgálatára az FL, illetve az LL eljárást használtuk. A két populáció Mahalanobis-féle általánosított távolsága: $\Delta^2 = 2,2$.

A 28 kérdésből 19-nél találtunk jó, illetőleg megfelelő elkülönítő képességet, 9 nem rendelkezett elfogadható mértékben ilyen tulajdonsággal (pl. fejfájás, bokaduzzanat, palpációérzés).

Jelentős adat, hogy a vérnyomásmérés diszkrimináló hatása 36%. Az eredeti, teljes kérdéscsoport (28 adat) figyelembevételével történt számítógépes futtatás során (FL és QD) igen jó megbízhatósági értékeket kaptunk:

Függvény	Validitás	Szenzitivitás	Specificitás
FL	77 %	74 %	80 %
QD	80 %	75 %	87 %

A nem szignifikáns hatású kérdések elhagyása után a számítást az összes eljárás figyelembevételével megismételtük.

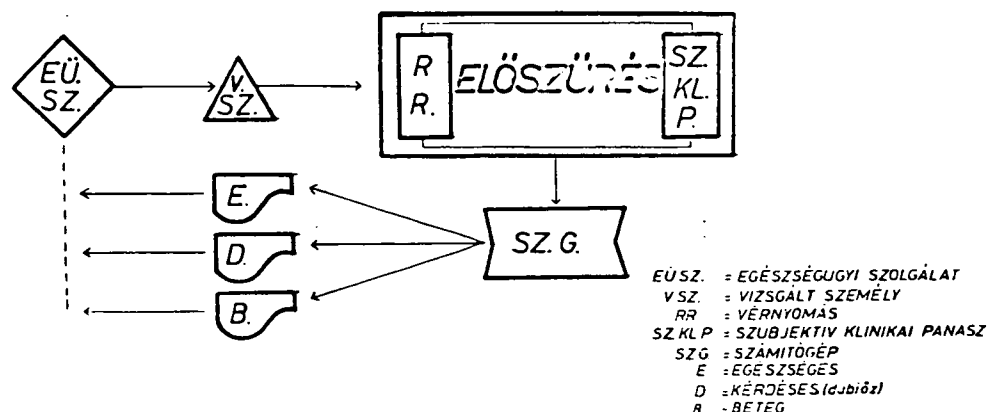
Az FL és a QD eljárások megbízhatósága lényegében nem változott. Az LL eljárás megbízhatósága valamivel jobb, mint az FL eljárásé, de a QD eljárás megbízhatóságát nem éri el.

A B1 eljárás megbízhatósága - a viszonylag laza korrelációs kapcsolatok ellenére - lényegesen kedvezőtlenebb, a B2 eljárásé valamivel kedvezőbb mint az FL eljárásé.

A vizsgált eljárásokra általában jellemző, hogy specifikitásuk lényegesen kedvezőbb, mint a szenzitivitásuk. A szűrővizsgálatokkal szemben támasztott alapvető követelményeknek viszont legjobban egy nagy szenzitivitású és megfelelő specifikitású eljárás felel meg. Célkitűzéseinknek megfelelően az eredeti LL eljárást módosítottuk, vagyis rögzített specifikitás mellett, a szenzitivitást maximalizáltuk. 70 %-os specifikitás mellett az eredményül adódó diszkriminancia függvény validitása 76 %, szenzitivitása 80%, de a specifikitás rovására a szenzitivitás 90 %-ig növelhető. A váltoszám csökkenése lehetőséget nyújt arra, hogy a további vizsgálatok során iteratív becslési módszereket igénylő eljárások (maximum likelihood, ill. minimum X^2 logit) alkalmazhatóságát is megvizsgáljuk.

Eddigi tapasztalataink és eredményeink alapján elmondhatjuk, hogy módszerünk alapján a cardiovascularis betegségcsoport számítógépes értékeléssel egybekapcsolt kérdőíves előszűrési rendszere a (7. ábrán) látható modell formájában kialakítható.

SZÁMITÓGÉPES ÉRTÉKELÉSEL KAPCSOLT KÉRDŐÍVES ELŐSZÜRÉS MODELLJE



7. ábra

Irodalom

- (1) Bahadur, R.R.: A Representation of the Joint Distribution of Responses to n Dichotomous Items, in H. Solomon, ed., Studies in Item Analysis and Prediction, Stanford: Stanford University Press, 1961, 158-68.
- (2) Fisher, R.A.: The Use of Measurements in Taxonomic Problems, Annals of Eugenics (September 1936) 179-88.
- (3) Marks, S.: Discriminant Functions When Covariance Matrices are Unequal, JASA, 69, 555-559.
- (4) Moore, D.H.: Evaluation of Five Discrimination Procedures for Binary Variables, JASA, 68, 399-404.
- (5) Anderson, T.W.: An Introduction to Multivariate Statistical Analysis, New York: John Wiley and Sons, Inc., 1958.
- (6) Szilárd, I. és mtsai: Első tapasztalatunk a cardiovascularis betegségcsoport kérdőíves előszűrésével kapcsolatosan egy városi körzetben (előadás, Szeged, 1975. AMagyar Egészségügyi Szervezők Tudományos Egyesületének Kongresszusa).



Egészségügyi Minisztérium Egészségpolitikai
Főosztály

Rendszerszemléletű környezeti előkészítés a számítástechnika
hatékony felhasználása érdekében

Szendrő Józsefné

Minden célszerűen irányított tevékenységnek meg kell ismerünk a hatékonyságát. A számítástechnika újdonsága, bonyolultsága, költséges volta megkívánja, hogy minél jobb módszereket dolgozzunk ki hatékony felhasználásának biztosítására és mérésére.

A számítástechnika felhasználásával foglalkozóknak, - ha minőségében megfelelő, megbízható eredményhez akarnak jutni - szervezési munkájukat a rendszerszemléletű környezeti előkészítéssel kell megkezdniük.

Ennek az előkészítő tevékenységnek munkálatai bonyolultak, szerteágazó szakértelmet kívánnak meg és team munka nélkül megoldhatatlanok.

Napjainkban a számítástechnika hatékonyságát a gép oldaláról, a gépet körülvevő közvetlen környezetben mérik le. Igaz, hogy ez is része a hatékonyságnak, de nem itt dől el a számítástechnika hatékony felhasználásának kérdése. A döntő tényezőket a gép közvetlen környezetén túli környezetben kell megkeresni. Az itt uralkodó szervezettség, szemlélet, a segítő és gátló tényezők, melyek akár objektívek, akár szubjektívek, alapjaiban meghatározzák a további munkafolyamatok eredményességét vagy eredménytelenségét.

Hasonlattanálva ez azt jelenti, hogy az acélból készült áruk használhatóságát elsősorban az öntéskor kialakult minőség határozza meg. Bármennyire korszerű a feldolgozás többi folyamata, az öntés minőségi hibáit számottevően nem tudja korrigálni, sőt a rejtett hibák miatt gyakran bekövetkezik az is, hogy minden további munkaráfordítás kárba vész.

Az ilyen típusu, a társadalom számára értelmetlenül, feleslegesen végzett munkára mondják kissé gunyosan a közgazdászok, hogy ha a feleslegesen felhasznált munkaidejében a dolgozó tétlenül ülne, a társadalom számára hasznosabb tevékenységet folytatna. A cél elérhetősége nélkül végzett munka a dolgozó munkaidején túl jelentős járulékos költséget felemészt. És ehhez még hozzá kell számolni a hasznos tevékenység kiesését is.

A kedvezőtlen következmények kialakulásának megelőzése céljából a számítástechnikát adatokkal kiszolgáló, valamint a felhasználó környezetet be kell vonni értékelési rendszerünkbe.

A számítástechnika hatékony felhasználását biztosítja és ezért mérésébe, vizsgálatába beletartozik:

- a környezet szakszerű előkészítése,
- a feldolgozás hatékonysága és
- az eredmény használhatósága.

E három átfogó területből alig foglalkozunk az elsővel, elfogadhatóan foglalkozunk a középsővel és keveset a felhasználás eredményességével.

A témát tovább boncolva láthatóvá válik, hogy a számítástechnikát működtető részleg, kutatóhely belső szervezettsége gondosan előkészített munka eredménye. A számítástechnika közvetlen környezetében magas szinten képzett szakemberek dolgoznak. A legtermészetesebb állapotnak tartjuk ezt. Már normák is kialakultak arra vonatkozóan, hogy az egyes számítóközpont-típusokhoz milyen összetételű szakembergárda szükséges.

Nem mondható el ez arról a területről, ahol a feldolgozásra kerülő adatok keletkeznek. Erre a számítógép közvetlen környezetén túli környezetre nem fordítunk kellő gondot, korszerű szervezését elhanyagoljuk. Azoknak a szakembereknek, akiknek számítástechnikai ismeretük, felkészültségük megalapozott, többnyire nem jutott idejük arra, hogy ezzel a környezettel a kívánalmaknak megfelelően foglalkozzanak. Ezen a helyzeten feltétlenül változtatni kell, mert itt dől el a számítástechnika felhasználásának hatékonysága.

A számítástechnikát alkalmazók a gyors "eredmény" elérése érdekében elfelejtik, hogy könnyelműség a korszerűtlenül szervezett, esetenként spontán alakult folyamatok megfigyelését, mérését számítógépre vinni. Tartós eredmény ezzel a módszerrel nem érhető el. Így a számítógép kihasználása órában megfelelően, de hatékonyságban a kívánt szint alatt stabilizálódik.

Hangsúlyozni kívánom, hogy a szervezési munkát a gazdasági informatikában kidolgozott elvek tanulmányozásával kell elkezdni. Igaz, hogy ez a vállalatok számítógépes információ-rendszerének szervezésére került kimunkálásra, de alkotni képes, és az egészségügyet ismerő szakemberek kezében megfelelően adaptálható az egészségügy intézményeire és egész szervezetére.

Nézzük meg, hogy milyen feladatok előtt áll az egészségügy és miért olyan fontos, hogy a számítástechnika széles körben alkalmazásra kerüljön?

- A társadalom-egészségügyhöz kapcsolódó kutatásokat jellemzően kis mintán végzik a kutatók. A kedvezőtlen körülmények miatt a mintavételnél sem tudják minden esetben végig vinni a kiválasztás megbízhatóságának elvét. E mintákból kapott eredmények, majd az ebből levont következtetések veszélyt rejtnek magukban. Ha például a kutatott témában más forrásból adattal nem rendelkeznek, adott esetben vezetői döntés alapját képezheti a kutatás eredménye. A kutatók helyzete nem irigylésre méltó, mert kénytelenek kísérleteiket, megfigyeléseiket olyan méretben elvégezni, ami egy vagy néhány ember fizikai lehetőségét nem haladja meg. A számítástechnika hozzáférhetőségének növekedésével, széles körű alkalmazásával ez a reális kényszer megszűnik.
- A nagy tömegben előforduló eseményeket teljeskörűen, vagy reprezentáló méretben megfigyelni nem könnyű munka. A kutatáshoz szükséges megbízható adatbázis megtervezése, megszervezése sokoldalú elméleti felkészültséget és szervezési gyakorlatot kíván meg. Az egészségügyre az ilyen méretű társadalom-egészségügyi kutatások várnak.
- A számítástechnika hatékony kihasználását rontja az a tény, hogy az elvileg kidolgozott és felhasználásra váró számítások jelentős része a gyakorlati alkalmazásig nem jut el. Ennek

általános okaként megnevezhető az, hogy ritkán lehet megszerezni a számításokhoz szükséges valóságos adatokat. Sajnos akik az elvi megoldások gyakorlati alkalmazásához értenek, kevesen vannak, és még kevesebben azok, akik a szükséges adatbázis megtervezésében, megszervezésében szívesen munkálkodnak.

A megbízható és a célnak megfelelően kialakított adatbázis megteremtésén áll, vagy bukik a kutatómunka eredményessége. Ez a tevékenység munkaigényes, nem látványos és a társadalmi megbecsülése sem éri el az elvárható szintet.

- A modellmódszer alkalmazását a társadalom-egészségügyhöz kapcsolódó kísérleteknél is fontosnak tartjuk. De e területen laboratóriumi kísérletezés alig végezhető. A kísérleteket úgy kell megoldani, hogy közben a gyógyító-megelőző ellátás ne szenvedjen csorbát. Ezért a kísérlet előkészítése, állandó ellenőrzése, a laboratóriumi munkához viszonyítva nehezebb, és magasabbszintű szervezettséget kíván meg. Ha a kísérleti munkát nem sikerül megfelelő körültekintéssel végezni, azt a környezetet, amelyben kísérletünket elrontottuk nem lehet produkálni és ezért nem lehet a kísérletet azonos körülmények között ismételni.

Megállapítható az is, hogy az egészségügy a kutatók számára feltáratlan kincsesbánya. Az egységes egészségügyi ellátás keretében a jelenségek tömeges megfigyelésére elméletben adott a lehetőség, de az előfeltételeket meg kell teremteni.

- Az egészségügyet, mint kibernetikai rendszert kell felfogni, amelyben az élő szervezet kibernetikai rendszerével és az egészségügy szervezetének kibernetikai rendszerével együttesen találkozunk. Ez utóbbi közel áll a gazdasági rendszerekhez, amellyel - mint említettem - a gazdasági informatika elmélete és gyakorlata foglalkozik. Az informatika elmélete, mint ismeretes a kibernetika elméletének, a rendszerelméletnek a gazdasági életre történt kidolgozása, továbbfejlesztése.
- Az ember mint biológiai lény, önmagában jól körülhatárolható rendszert alkot. Az egyén környezete, a társadalom is rendszert képez, melynek alkotó elemei a biológiai lények, az emberek. De ez a társadalmi környezet befolyásolja az ember tulajdonságait az elemek közötti kapcsolatok és ez kihat a biológiai viselkedésre is. A biológiai kutatások szükséges volta régen elismert az egészségügyben, de az egészségügyi szervezés kutatási szükséglete napjainkban kezd kibontakozni. Ennek további támogatása előadásom egyik alapvető célja.

Az új élet megjelenését a születést, ennek teljes folyamatát biológiai eseménynek tartjuk. A világon mindenütt, de hazánkban is nagy apparátussal és pontosan figyelik ezt a társadalom számára oly fontos folyamatot. Nálunk e folyamatnál a következő kitüntetett tulajdonságokat figyelik meg:

spontán abortus
művi abortus
halva-szülés
élveszülés
perinatális halálozás.

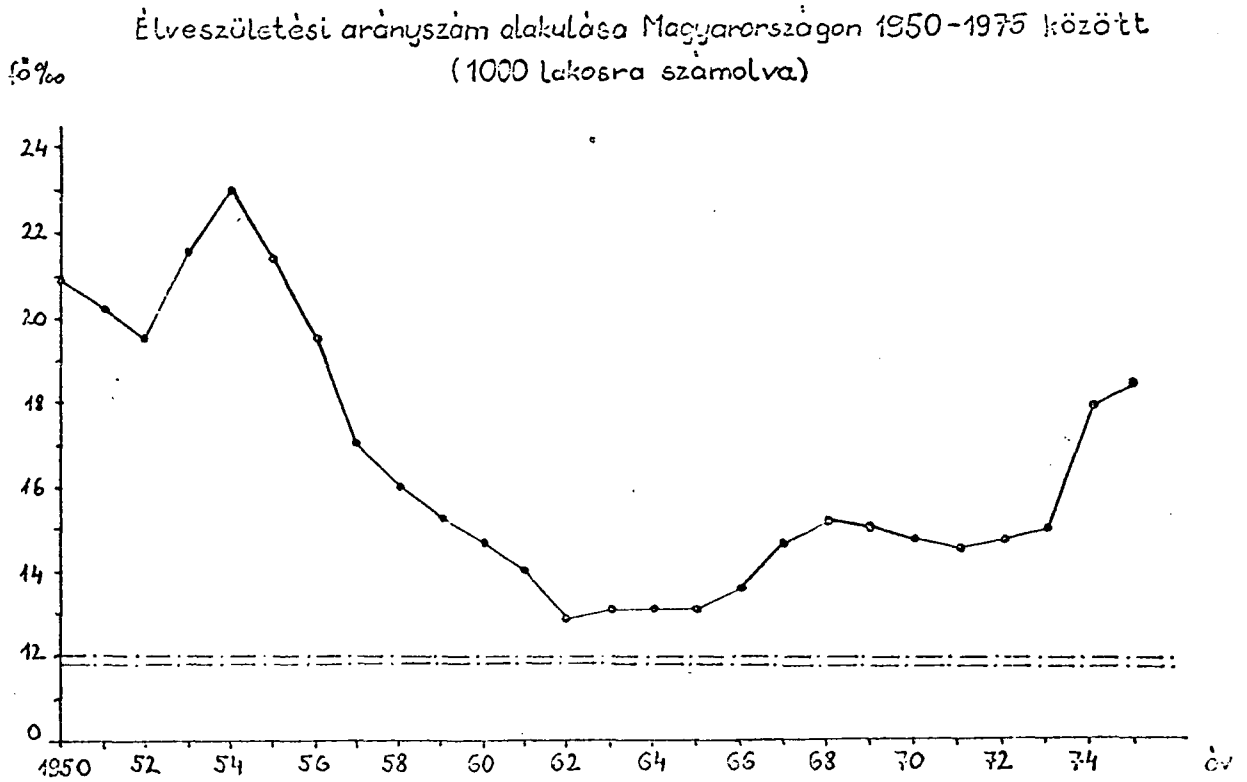
Ezeknek a kitüntetett tulajdonságoknak állandó figyelése biztosítja, hogy permanensen tájékozódjunk a folyamat állásáról, a beavatkozás szükségességéről, a megtett intézkedések hatásáról.

Meg kell jegyezni, hogy a Központi Statisztikai Hivatalban magasan kvalifikált szakembergárda foglalkozik ezzel a rendszerrel. Bár magát a rendszert több évtizede kidolgozott, szigorú következetességgel gondozzák, karbantartják, de ezzel együtt fejlesztik is. Ma már számítógép felhasználásával dolgozzák fel az adatokat, de erre a rendszerre még nem mondhatjuk, hogy a számítástechnika adta lehetőségek teljes kihasználására tervezték meg.

Vizsgáljuk meg az elmúlt három évtized élveszületési arányszámát, annak alakulását. Láthatóvá válik, hogy a legmagasabb csúcspont 1954-ben volt, ezer lakosra 23,0 élveszületési arányszómmal, ami 223.000 újszülöttet jelentett. A legalacsonyabb élveszületési arányszám 12,9 ezrelék volt 1962-ben, ami abszolutszámban 130.000 újszülöttet jelentett. Ez a két szélső érték mintegy 40 %-os kilengést takar (1. ábra).

Ha megvizsgáljuk a 15-39^{*} éves nők arányát, akik szülésre képesek, kiderül, hogy 1955 és 1968 között a nők számának 35,5 %-át adták. Ez azt jelenti, hogy a szülőképes kor adott volt. A társadalmi hatás váltotta ki a nagymérvű kilengést. A biológiai hatásnak tulajdonítható, hogy még abban az időszakban is, amikor a terhességtől való megvólásnak alig volt korlátja hazánkban, mégis megszületett 130.000 gyermek. Viszont az észlelt terhesség kötelező megszületésének időszakában maximumként 223.000 gyermek született meg egy évben. Ez a szám arányszámban kifejezve: 2,4 ezrelékkal kisebb, mint az 1930. évben.

* Nem tartom szükségesnek a 40-49 éves, még szülőképes kor vizsgálatát, mert ebben a korcsoportban a szülési aktivitás már a minimumra csökken.

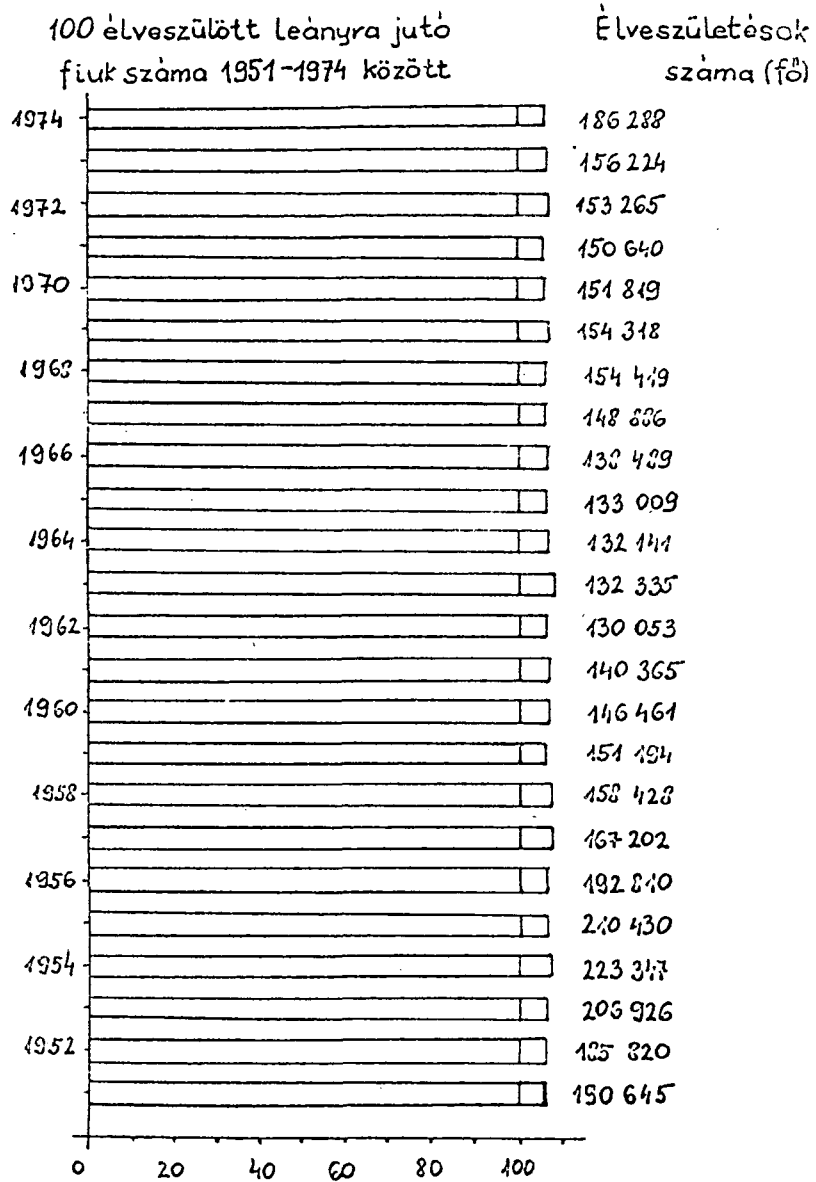


1. ábra

Könnyelmű kijelentés lenne ezt az arányt biológiai felső határnak nevezni, de a születéssel szembeni társadalmi elvárás felső határát ezen érték körül találjuk.

Szigoru biológiai törvényszerűség uralkodik a fiú-leány születési arányban. Ezt a biológiai törvényt környezeti hatás még nem érintette. Nem befolyásolta a fiú-leány születési arányt az, hogy egy évben 130.000, vagy 220.000 gyermek született. Három évtizedet áttekintve, legkevesebbként száz leánygyermek 105,9 fiú született meg, és 108,0 volt a legtöbb. 30 év átlagában 107,2 fiú született száz leánygyermekenként (2. ábra).

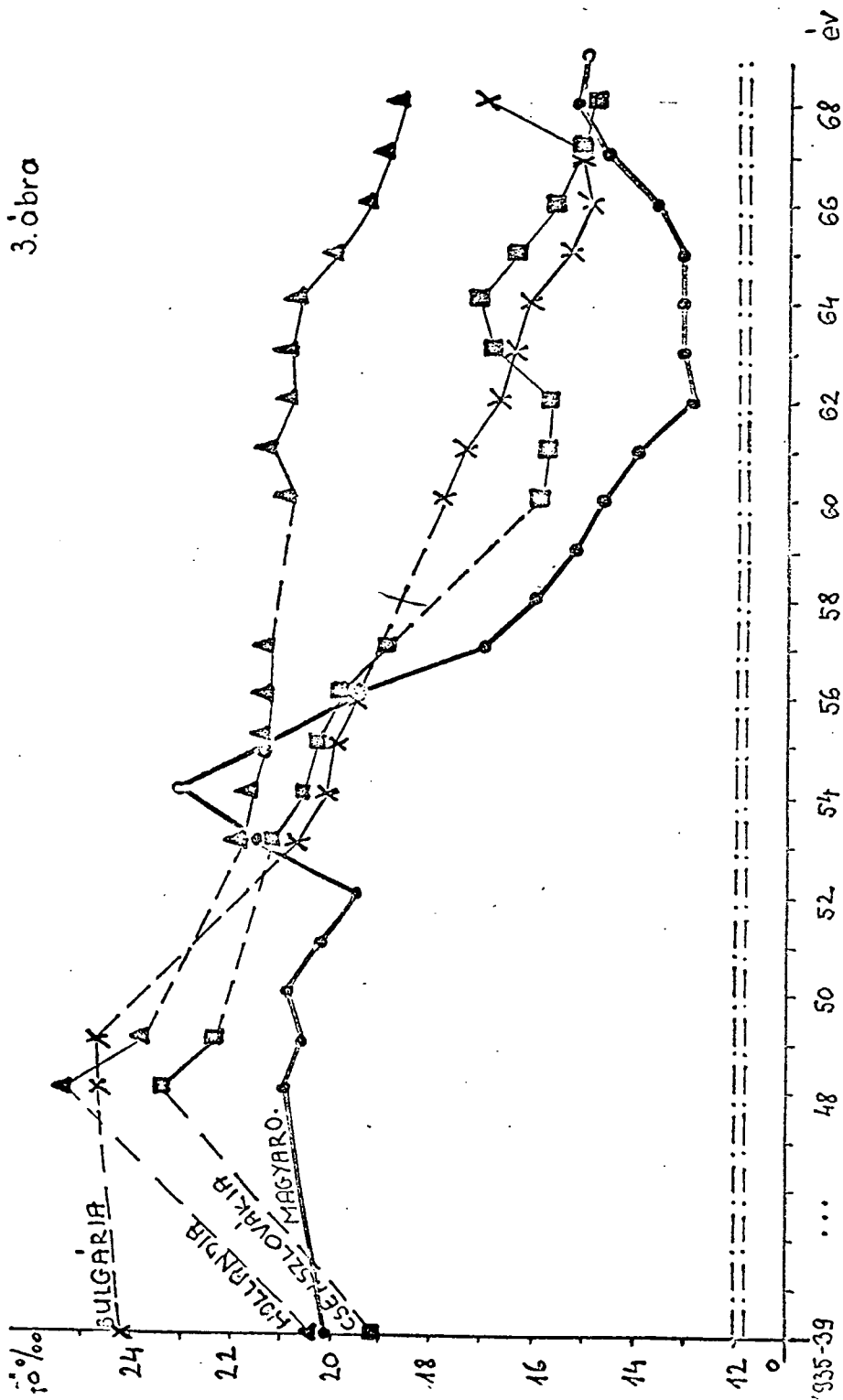
A 3. ábrán látható néhány európai országban a születési arányszám alakulása 1935-1968 között. E néhány országban a lakosság száma (1000-ben):



2. ábra

Ország	1955	1968
Hollandia	10751	12473
Csehszlovákia	13093	14364
Bulgária	7548	8370
Magyarország	9805	10256

Élvezületési arányszám alakulása néhány országban 1935-1968 között
(1000 lakosra számolva)



3. ábra

A nők közül a 15-39 évesek %-os aránya:

Ország	1955	1968
Hollandia	35,4	35,3
Csehszlovákia	34,4 ^x	34,7
Bulgária	39,6	38,1
Magyarország	35,5	35,5

x/ 1971-es adat.

E néhány ország lakosainak száma nagyságrendben közel áll hazánkéhoz, valamint a nők közül a szülőképes korúak százalékos aránya is.

Hazánkban a társadalom által végzett szabályozás során a születési arányszám alakítására a következő információk kerültek a folyamatba:

- észlelt terhesség válogatás nélküli kötelező megszülése, szigorú szankciók alkalmazásával (1952-1955),

- a művi abortus törvényes biztosítása (1956). A szankciók nélküli széleskörű alkalmazása közel 20 éven át érvényesült,

- gazdasági eszközök segítségével a szülési kedv támogatása (GYES, 1967),

- józan megfontolás alapján a gazdasági támogatás fokozása mellett szankciók újbóli, de a régihez képest mérsékelt és humánus alkalmazása (1974).

Tehát a születést, mint biológiai folyamatot belátható intervallumon belül, a társadalmi szabályozás mérhető formában befolyásolta és befolyásolja.

Még néhány gondolat az élveszületés alakulásának grafikonjához: az országos intézkedés érvényesülése több tényező együttes hatásának függvénye. Egy-egy tényező hatását nem tudjuk külön mérni. Ez könnyen belátható, hiszen nem lehet történetesen a GYES-t 3 évre visszavonni azért, hogy hatását a szülési kedvre a többi intézkedéstől elszigetelve mérni tudjuk. Egy-egy intézkedés

hatása sem mérhető azonnal, hiszen pl. a megszületéshez 9 hónap szükséges, de az élveszületés alakulásának figyeléséből lemérhető a szabályozás során a folyamatba bevitt módosított információk mennyiségi hatása az eredményre. Ez a hatás mivel biológiai eseményről van szó, alsó és felső korlát között érvényesül.

Mit várok ettől a példától? Azt, hogy segítse bizonyítani hogy bármilyen technikával készülő feldolgozáshoz az adatbázis megteremtése, valamint megbízhatósága alapvető követelmény. Ha egy folyamatot egzaktan akarunk mérni, egyértelműen meg kell határozni azokat a kitüntetett tulajdonságokat, amelyeket megfigyelünk. A korszerű technikát lehet régi jól kidolgozott folyamatok megfigyelésére alkalmazni, de így újabb összefüggések megismeréséhez alig jutunk. Hogy az előbbi példánál maradjunk, témánkban a számítógép az adatfeldolgozást gyorsította meg, mert az adatfelvétel csak a régi kitüntetett tulajdonságok megfigyelését biztosítja. A születési folyamatot olyan egészségügyi és szociális tényezők is befolyásolják, melyre a megfigyelés csak érintőlegesen, vagy egyáltalán nem terjed ki. Példánkban mind új eseménynél, amennyiben a múltból is akarnak következtetni, az ehhez szükséges adatokat külön, újra meg kell kérdezni és még sorolhatók lennének a megfogalmazható, de kielégítetlen igények.

A biológiai és a társadalmi (környezeti) hatás megismerésének az ésszerűség, a lehetőség határain belül az együttes vizsgálatát meg kell alapozni.

Szükségszerű arra törekedni, hogy az egyes folyamatok különálló megfigyelése mellett, a folyamatok összekapcsolhatóságát is biztosítsuk. A számítógép felhasználásával szervezett információrendszereknél az új technika adta lehetőségeket akkor tudjuk hatékonyan kihasználni, ha a szervezetet, amelybe beillesztjük, a modern szervezési elveknek megfelelően alakítjuk.

Országos rendszereknél ennek megvalósítása, magasszintű koordinációs tevékenységet, hosszú átfutási időt és nagy teljesítményű technikai bázist igényel. Ezért az egészségügyben a számítógépes információrendszer szervezéséhez, típusában két alapvetően különböző módszerrel kell felkészülni:

- a.) az egészségügyi intézet információs rendszerének tervezése,
 - b.) az intézet szervezeti keretét elhagyó adatok, amelyek az intézeten felüli vezetési szintek információs rendszerének adatbázisát képezik.
- a.) Az egészségügyi intézet információs rendszerének tervezése

Az egészségügyi intézmények integrálódási folyamata megindult. Az integrálódó intézet alappillére a kórház (fekvőbeteggyógyintézet). A kórházban kell először az információs rendszert korszerűsíteni, majd fokozatosan ki kell terjeszteni az integrált intézet egészére.

Ma az egészségügyi intézetekben a sok adminisztrációs tevékenység mellett alig nyernek információt a döntések előkészítéséhez, a törvényszerűségek megismeréséhez. Néhány folyamat alakulását intézeteinkben megfigyelik, de ez elig kapcsolható az alapvető feladat, a betegellátás eredményességének megfigyeléséhez. A folyamatok megismerése az egészségügyi intézetekben az ügyvitel felhasználásával történik. Sajnos az ügyvitel szervezésével mi sem tartunk előbbre, mint népgazdaságunk egyéb területei.

Az egészségügyi intézetek vezetői keresik az irányítás és a döntéselőkészítés hatásosabb módszereit. Egy-egy kivételtől eltekintve megállapítható, hogy a gazdasági ügyvitelt kívánják gépesíteni, és ezt a rendszerszemléletű ügyviteli folyamatok szervezési szintjére emelni. Ennek a szervezési szintnek alapvető hiányossága, hogy az orvos-szakmai folyamatoktól szinte független rendszerként alakul továbbra is.

E szervezési elképzelést fel kell váltani az intézet orvos-szakmai és gazdasági-pénzügyi folyamatait összekapcsoló információsrendszer szervezésével és a kialakításra kerülő ügyvitelnek is ezt a célt kell szolgálnia.

Az ügyvitel korszerűsítése során feltétlenül figyelembe kell venni a közeljövő ígérését, a számítógépes feldolgozás lehetőségét és ennek figyelembe vételével kell kialakítani a korszerűen egységesített ügyviteli rendszert.

Az egészségügyi intézmény alapvető célja a beteg ember gyógyítása, gondozása, valamint a betegség megelőzése. Ezt a célt kell szolgálnia az intézetben történő valamennyi folyamatnak. A cél elérésének eredményessége vagy eredménytelensége, s ennek megismerése döntő befolyással kell hogy szolgáljon a további gyógyító, kutató, szervező munkához. A számítástechnika megfelelő alkalmazásával olyan adatbázist lehet biztosítani, amelynek segítségével a cél elérését mérni tudjuk.

A számítógép alkalmazását elő kell készíteni. Meg kell találni az egészségügyben azt a csomópontot, ahol az adatbázist a korszerű elveknek megfelelően kialakíthatjuk, ahol az információk integrálódását megteremtethetjük. Ez egyértelműen az egészségügyel bármilyen okból kapcsolatba kerülő személyhez fűződik. A beteghez (személyhez) kell kapcsolnunk valamennyi, az egészségügyben megfigyelésre kerülő eseményt, kitüntetett tulajdonságot.

Itt kell a szervező munkát megkezdeni és minél magasabb szinten kibontani.

Itt kerülhet kapcsolatba a biológiai kutatás az egészségügyi szervezés kutatásával és a kutatási eredmények kölcsönhatásban fejleszthetik egymást.

Itt mérhető le, hogy a gondjainkra bízott népgazdasági javakat milyen eredménnyel használjuk fel.

Itt biztosítható annak megismerése, hogy az azonos feladatra létesült intézetek közül melyik végzi munkáját eredményesebben, melyik kutatását, gyakorlatát kell általánosítani vagy elfogadásra ajánlani.

Az intézetben belül kialakítandó rendszert kell az egységesítéssel megbízott szervező intézetnek kutatásával, modellkísérletével segíteni és támogatni.

Azért, hogy az egyes intézetekben folyó szervező munka, annak eredménye összehangolható legyen, ki kell dolgozni

- az egészségügyi fogalmak értelmezésének egységes terminológiáját,
- a megfigyelések csoportosításának elveit és kódrendszerét,
- az egészségügyi intézmények korszerű szervezéséhez kapcsolódó ügyviteli rendet.

A megfelelően előkészített szervezés biztosítja a számítástechnika hatékony bekapcsolását a rendszerbe.

Ha az egészségügyi intézetekben a beteg személyhez kapcsolódó egységes elveken nyugvó adatbázis kialakul, akkor a különböző vezetési szintek adatigénye ebből melléktermékként kielégíthető.

b.) Az intézeten kívüli vezetési szintek adatbázisának alakítása

A sokoldaluan felhasználható adatbázishoz egységes követelményrendszert kell az intézetek felé megfogalmazni (terminológia, csoportosítás, kódrendszer-váz).

A követelményrendszerben módosítást csak az egész rendszerben történő kihatásának tanulmányozása után szabad elfogadni.

Meg kell teremteni a megfigyelésre kerülő folyamatok összekapcsolásának lehetőségeit.

Figyelembe kell venni az adatot szolgáltató intézetek technikai bázisát és a követelményrendszert ennek megfelelően lépcsőzetesen kell kialakítani és fejleszteni.

Összefoglalva:

Az egészségügyi rendszerben is a kibernetika fogalmainak megfelelően kell az irányítás rendszerét kidolgozni. A kibernetika gazdasági rendszerekre kidolgozott elveit meg kell ismerni. A szabályozások során meg kell határozni hol, hogyan és mikor kell a folyamatról információt levenni. Ki kell dolgozni azokat a paramétereket, amelyek a folyamat kimenetét értékelhetővé teszik. Meg kell teremteni a folyamatok összekapcsolhatóságát, hogy a számítógép hatékony felhasználását biztosíthassuk. Mindezen tevékenységet rendszerszemléletű szervezéssel kell megvalósítani.



Egészségügyi Minisztérium

ESZTIK

Az egészségügyi rendszer hatékonyságának egy modellje

Horváth Ferenc

Az egészségügyi szervezeti rendszer hatékonyságának és mértékének meghatározása a legnehezebb problémák egyikét jelenti az egészségügy irányításában. A fogalom értelmezésének sokfélesége és nehézsége, valamint a konkrét esetben való alkalmazása egyaránt problémát okoz.

A hatékonyság a szervezeti rendszerek tevékenységét jellemző egyik legfontosabb fogalom. A hatékonyság a tevékenységet lehetővé tevő ráfordításoknak és az e tevékenységek gazdasági-társadalmi hatásait is tükröző eredményének a viszonya. A hatékonyságot szokás a ráfordítás és a kibocsátás viszonyaként is értelmezni, azonban ez nem feltétlenül tükrözi az eredmény oldalon a gazdasági-társadalmi hatásokat.

Az egészségügyre vonatkozóan a következő kérdések merülnek fel:

- a.) Mit kell értenünk az egészségügyi szervezeti rendszer tevékenységének eredményén? És mi a mértéke?
- b.) A helyesen definiált eredmény megfelelően tükrözi-e a gazdasági-társadalmi hatásokat?

Pontos megoldás megítélésem szerint nem lehetséges sem a rendszer, sem a rendszer és környezete kölcsönhatásainak bonyolult strukturája miatt. E kérdések legalább közelítő megválaszolása szükséges tehát ahhoz, hogy az egészségügy hatékonyságának problémáját tárgyalhassuk.

C.W. Churchman a rendszer megközelítésének négy különböző felfogását foglalta össze (2):

a.) a rendszer hatékonyságon alapuló megközelítése, amely szerint a rendszer legjobb megközelítése kritikus pontjainak felismerésével történhet, különösen azokéval, ahol a legfőbb veszteség keletkezik (pl. indokolatlan költségek),

b.) a tudományos módszereket alkalmazó rendszerközelítés, mely szerint a rendszer objektív módon szemlélhető, működése pedig modell segítségével tudományos módszerekkel leírható,

c.) a humanista megközelítés, mely szerint a rendszerek maguk az emberek, és ezért a rendszer közelítése elsősorban az emberi értékek figyelembevételéből áll, mint a szabadság, az emberi méltóság, a magánélet. Éppen ezért kerülni kell mindenféle beavatkozást az emberi életbe, így a kényszerű terveket is,

d.) a tervellenes megközelítés szerint csak az emberi tapasztalat alapján helyes reagálni az eseményekre, el kell vetni a terveket, a tudományos modelleket, melyekkel az eseményeket kívánjuk megváltoztatni, a tapasztalat és a bölcsesség a jó vezetés mércéje.

E rendszerközelítési módok közül a rendszer hatékonysági oldaláról való megközelítése (amelyet hatékonysági rendszerelméletnek nevezhetünk), a tudományos módszereket alkalmazó rendszerközelítés (amelyet röviden csak rendszerszemléletnek nevezünk) szerint csak addig tartható jogosnak, amíg az egész rendszer működése szempontjából nyilvánvaló a hatékonyság kérdése. Lehetséges ugyanis egy kis területen valami (pl. a kihasználás, a költségfelhasználás) hatékony, de az egész rendszer szempontjából nem, sőt esetleg veszélyes is.

Az egészségügy hatékonyságának és mértékének meghatározásával kapcsolatos problémák felvetése és a velük való foglalkozás nem új keletű. A mindenkori társadalmi rendszerektől és többé-kevésbé a rendelkezésre álló tudományos módszerektől függően közelítették meg az egyes országok egészségügyi szervezetei ezt a kérdést. Nyilvánvaló, hogy a kérdés megoldását az a társadalmi rendszer determinálja, amelyben az egészségügy szervezete létezik.

A következőkben a szocialista egészségügy hatékonyságának problémáját és egy modelljét a rendszerszemlélet oldaláról közelítjük meg.

Az egészségügy hatékonyságának vizsgálatát különösen az teszi nehezzé - bár működésének célja, programja, szervezete és munkavégzése, a rendszer bemenete és kimenete jól meghatározhatók -, hogy a működés célját az orvostudomány eredményeinek felhasználásával éri el, célrendszerét (az emberek egészségének megtartását, javítását és helyreállítását, a munkaképesség és élettartam maximális meghosszabbítását) erre építi. Ez a tudomány pedig incommensurabilis (semmi mással össze nem mérhető, közös mértékkel nem mérhető). Így tehát nagyon óvatosan és körültekintően kell eljárni már a rendszer közelítésekor ahhoz, hogy a hatékonyságot vizsgálni tudjuk.

Az egészségügyi hatékonyság problémájának felvetése általában onnan ered, hogy az egészségügy rendelkezésére álló anyagi javakat - a nemzeti jövedelem felosztásából juttatott részt - milyen hatékonysággal képes felhasználni a lakosság egészségének megtartása, javítása, ill. növelése céljából.

Ez a probléma felvetésnek azonban csupán az egyik oldala.

Ugyanis a probléma felvetésének lényege az, hogy a rendelkezésre álló költségkeretek korlátokat jelentenek. Ha a költségkeretek felosztását elvégezzük, nem biztos, hogy az eredmény: a lakosság egészségének pozitív megváltozása (változatlan környezeti feltételek mellett), optimális lesz. Az optimális eredményhez kellene igazítani a költségeket és felhasználásukat.

Az egészségügy hatékonyságának vizsgálatát napjainkban különösen az teszi aktuálissá, hogy folyamatban van az egészségügy szervezetének és irányításának korszerűsítése (pl. rendelőintézet - kórház integrációja), és elkezdődött az irányításhoz, a döntéselőkészítéshez szükséges információrendszer kialakítása is. A korszerű rendszerek és módszerek bevezetésétől a hatékonyságának növekedését várja mind az egészségügy, mind a társadalom. Ezek az elvárások napjainkban fokozottabban - és joggal - kerültek előtérbe.

A korszerű egészségügyi szervezeti rendszer hatékonysági problémájának megközelítése lényegében az egészségügyi tevékenység eredményének helyes értelmezésén múlik. A vele szemben összevetett ráfordítás mennyisége (minthogy költségtényezőkkal ki lehet fejezni) mérhető, változásának követése megoldható szervezési kérdést jelent.

Az egészségügyi tevékenység eredményének és mérésének megközelítése három különböző nézőpontból történt:

- a.) az egészségügyi szervezéstudomány (társadalom-orvos-tan),
- b.) a közgazdaságtudomány és
- c.) a rendszerelmélet

oldaláról. Mindegyik studium a saját tudománya szemszögéből vizsgálta és indokolta a javasolt megoldást.

Röviden tekintsük át e különböző felfogások néhány fontosabb jellemzőjét.

a.) Az egészségügyi szervezéstudomány felfogása (7,8) szerint az egészségügyi tevékenység eredménye az egészségügy alapvetően humánus jellege miatt nem mérhető a lakosság egészségi állapotának javulásával. A lakosság egészségi állapota függ az egészségügyön kívüli tényezőktől is. A lakosság egészségi állapotának változását hűen kifejező mutatók nincsenek feltárva, kutatásuk szükséges. Az egészségügyi tevékenység eredménye jellemző módon csak a szolgáltatások mennyiségével mérhető.

b.) A közgazdaságtudomány oldaláról az egyik nézet (3) szerint az egészségügyi helyzetre vonatkozó mutatószám nem jellemzi az egészségügy tevékenységét, mivel más tényezők hatását is tükrözi a lakosság egészségi állapota. Az orvosi ellátás volumenét - mivel szolgáltatás-jellegű tevékenységről van szó - ráfordítás-jellegű mutatószámokkal a legjobb jellemezni, amelyek lehetnek durvák (pl. kezelésre fordított idő) és finomabbak (pl. különböző vizsgálatok, műtétek száma). Az utóbbi esetben inkább input, mint output jellegű mutatószámokról van szó. Ugyanis a műtét nem végső eredmény (output), hanem ennek elérése érdekében tett intézkedés. Így még nem tudjuk, hogy hatékony-e vagy sem. Az egészségügyi szolgáltatás volumenének fő jellemzőjét azonban nehéz felismerni, és azt is nehéz megítélni, hogy milyen mennyiségi egységet célszerű alkalmazni.

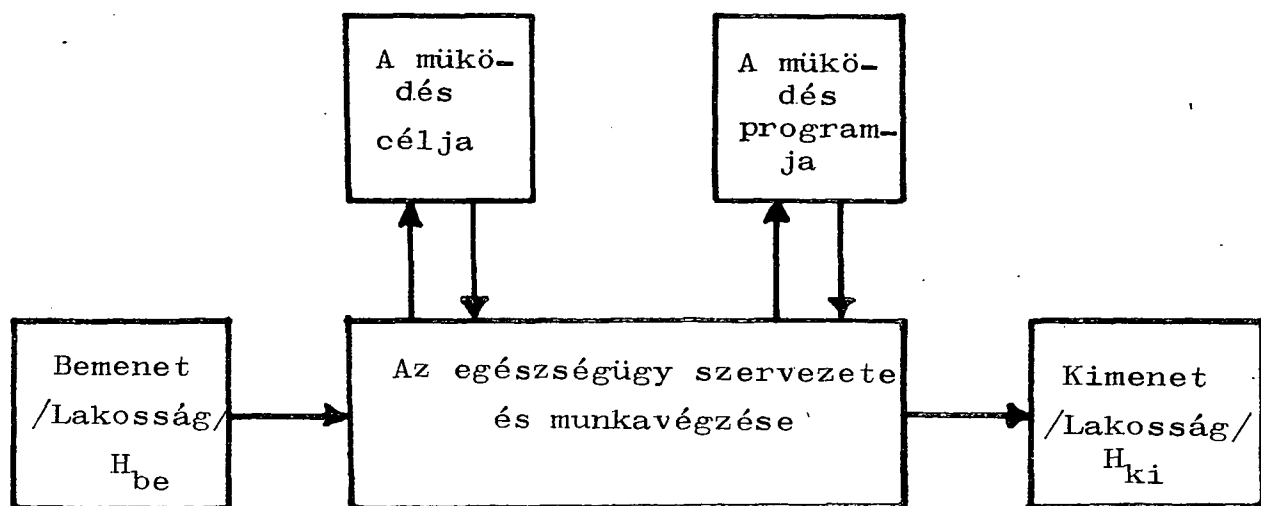
A másik nézet (1) szerint az egészségi állapot az egészségügy teljesítményének, kibocsátásának (output) fogható fel. A nemzet egészségi állapota az egészségügy produktuma. Az adatok hiányossága, a

vizsgálatok költsége miatt jelenleg csak néhány különböző mutatót használnak az egészségügyben. Különbséget tesznek az egészségügy szakmai hatékonysága és gazdaságossága között. Az előbbi esetben a ráfordítás (az élő- és holtmunkalekötések) az egészségügy potenciális szolgáltatásnyújtó képessége, kapacitása, vagyis maga az egészségügyi tevékenység, és az eredmény a lakosság egészségének pozitív állapotváltozása. Az utóbbi esetben a ráfordítás az a pénzösszeg, amit a társadalom költ egészségére, s az eredmény az a kereset-, ill. nemzeti jövedelem-emelkedés, ami a lakosság egészségi állapotának változásával keletkezett. A hatékonyság mérhető skaláris mennyiség, de bonyolultsága miatt elvileg és gyakorlatilag helyesebb valamilyen mutatószámrendszer használata.

c.) A rendszerelméleti felfogás egy modellje (5,6) szerint az egészségügyi szervezeti rendszer bemenete és kimenete csak az egészségi állapotával jellemzett lakosság lehet, mivel csak az illeszkedik az egészségügy definíciója szerinti rendszermodellhez. Az eddig kidolgozott és használatos különböző mutatókból állítható csak össze a lakosság egészségi állapotát kifejező mátrix. A lakosság egészségi állapotára vonatkozó megfelelő mutatók kidolgozása és egyszerűsítése még megoldandó feladat. Az egészségügyi rendszer kimenetén a lakosság egészségi állapota hosszabb idő átlagában kedvezőbb képet kell hogy mutasson a bemeneténél, hiszen csak ekkor felelhet meg a rendszer céljának. Az egészségügy szervezete és tevékenysége a működés célja és programja által kölcsönösen determinálta módosítja a bemeneten jelentkező lakosság egészségi állapotát. Így az eredmény a lakosság egészségi állapotában beálló ama változás, ami az egészségügy szervezetének és munkavégzésének tudható be. Az egészségügy számára ezért az alapvető és elsődleges információnak a lakosság egészségi állapotára vonatkozó információt kell tekinteni. A lakosság egészségi állapotát jelző információ kibernetikai folyamatot alkot a rendszerben.

E néhány jellemző felfogás az egészségügyi tevékenység eredményének és mérésének megközelítéséről jól szemlélteti a hatékonyság problémakörét, megoldásának nehézségeit.

Tekintsük ezek után az egészségügy általános rendszermodelljét (5,6) (1. ábra), amelyet a rendszer definíciójával (4) egybevetve a következőképpen értelmezünk:



1. ábra
Az egészségügy rendszermodellje

1. blokk: Egészségügyi szervezet és munkavégzése $\hat{=}$
 $\hat{=}$ Állami és társadalmi tevékenység, és az e tevékenység keretében
szolgáló intézmények rendszere.

2. blokk: A működés célja $\hat{=}$ Az orvostudomány eredményei-
nek felhasználásával az emberek egészségének megtartása, javítása
és helyreállítása, a munkaképesség és élettartam maximális meghos-
szabbítása.

3. blokk: A működés programja $\hat{=}$ Az egészségügy tevékeny-
ségét meghatározó intézkedések rendszere.

Bemenet $\hat{=}$ egészségi állapotával (H_{be}) jellemzett lakosság,

kimenet $\hat{=}$ egészségi állapotával (H_{ki}) jellemzett lakosság,

amelyekre hosszabb idő átlagában fennáll a

$$H_{be} < H_{ki}$$

"előnyösebb" (orvosi-egészségügyi szempontból megítélt)
reláció.

Az egészségügy szervezete és munkavégzése, a működés célja és programja, a bemeneti és kimeneti jellemzők azonban függnék a környezet hatásától is. Ez a hatás kölcsönösen is érvényesül. Környezeten a gazdasági-társadalmi és természeti környezetet értjük. Az egészségügynek a lakosság egészségi állapotának fenntartására, javítására irányuló tevékenységét tehát a környezet motiválja. Ez azt is jelenti, hogy a környezet aktivítása a lakosság bizonyos egészségi állapotát produkálja, alakítja, javítja vagy rontja. Az egészségügy rendszere a környezeti tényezőktől befolyásolt és az egészségügy tevékenységétől előzőleg módosított egészségi állapotban lévő lakosságot fogadja a bemenetén (ilyen értelemben tehát visszacsatolásról is beszélhetünk a folyamatban,) és igyekszik tevékenységét a céljának megfelelően kifejtteni oly módon, hogy a kimenetén jelentkező egészségi állapota a lakosságnak kedvezőbb legyen. Tevékenységével ugyanakkor visszahat környezetére is.

A rendszer modellje alapján a rendszer működésének érték-mérőjét kell megkonstruálni. C.W. Churchman szerint először a rendszer célját kell jól meghatározni, s ehhez már konstruálható valamilyen teljesítménymérték.

Az egészségügyi rendszer célját világosan kifejtettük. Ennek megfelelően a teljesítménymérték a lakosság egészségi állapotával hozható csak kapcsolatba, vagyis minőségi jellemzőként fejezhető ki.

"A költségeket általában az inputra vetítve, a minőséget pedig a végső célhoz viszonyítva kell mérnünk. Ezért a rendszer teljesítményének mértéke a súlyozott output értékből kivont input költség, vagy valami ennek megfelelő, ahol a súlyozást a minőségi előírások határozzák meg", - írja Churchman, továbbá: "A rendszer tudományos megközelítésénél az egyes alkotóelemek tevékenységét a teljesítmény érték-mérőjéhez viszonyítjuk, tehát az outputhoz." (2)

Az egészségügyi szolgáltatások mennyiségének mérése tehát csak a rendszer bemeneti oldalához kötötten adhat hű képet a mennyiségi viszonyokról.

Nincs megoldva azonban ma még a szolgáltatás mennyisége

mérésének problémája, és nem tudjuk megmondani a szolgáltatási volumen fő jellemzőjét sem. Vannak azonban statisztikai adatok különböző szolgáltatások mennyiségi alakulásáról, mint pl. a betegek kezelésére fordított idő stb.

Hasonlóképpen vannak adatok a lakosság egészségi állapotát részben jellemző mutatókra (születési, morbiditási, mortalitási adatok).

Az eddigiekből világos tehát, hogy az egészségügyi szervezeti rendszer teljesítménymértékének meghatározásához egyaránt szükséges az inputra vetített, a szolgáltatásokat költségekbe kifejező mérték, és az outputon súlyozottan jelentkező minőségi mérték, a lakosság egészségi állapotának jelzője.

Az egészségügyi szolgáltatások mennyisége és a lakosság egészségi állapota közötti kapcsolat nem lineáris, már csak a gazdasági-társadalmi és a természeti környezet, valamint a lakosság egészségi állapota közötti bonyolult kapcsolat miatt sem, ami a (különböző formában szervezett) szolgáltatások mennyiségi megváltozásának hatásában is érvényesül. Nem lineáris a közvetlen gyógyító tevékenységnek az ember egészségének helyreállítására kifejtett hatása sem.

Az egy adott időpontban nyújtott egészségügyi szolgáltatást a hatása, a lakosság egészségi állapotának megváltozása általában nem azonnal követi, ettől azonban (mivel idősoros elemzéskor általában kiegyenlítődésre számíthatunk) itt most eltekinthetünk.

Tételezzük fel, hogy a lakosság egészségi állapotának, ill. az állapot egy meghatározott részcsoportjának (H) mutatója (amely statisztikai mutatószám is lehet), és az egészségügyi szolgáltatások volumene (U) között létesített kapcsolatot

$$H = \Phi(U) \quad /1/$$

alakban írjuk fel. A függvény a megfelelő adatok idősorából a legkisebb négyzetek módszerével konstruálható meg.

A lakosság egészségi állapota függ az egészségügyi rendszer által szabályozható (r) és nem szabályozható (n) összetevőktől, vagyis

$$H = \bigoplus (U) = f(r, n), \quad /2/$$

amely konkrétan csak akkor írható fel, ha meg tudjuk adni az egészségügyi rendszer által nem szabályozott változók értékeit (pl. a tényleges környezeti tényezőket). A szabályozható összetevők közé sorolható pl. az erőforrások felhasználási módja, az orvostudományi képzés színvonala, tervezési-szervezési tényezők, a rendszer struktúrája, irányítási módszerek stb.

A szabályozható tényezőkről tegyük fel, hogy azok az egészségügy élő- (L) és holtmunka- (K) lekötéseivel kifejezhetők. A nem szabályozható tényezők pedig a gazdasági-társadalmi (O) és természeti (N) tényezőkkel közelíthetők meg. Így a /2/-be megfelelően helyettesítve

$$H = \bigoplus (U) = f(K, L, O, N) . \quad /3/$$

A lakosság egészségi állapotának, illetőleg a szolgáltatások függvényének egybevetése az egészségügyben felhasznált élő- és holtmunkalekötések, a gazdasági-társadalmi és természeti tényezők függvényével az előbb említett problémák miatt nehezen oldható meg. Az egyes tényezők parciális megváltozásának és a lakosság egészségi állapotára gyakorolt hatásának ismerete a probléma megközelítésének egyik módja.

A lakosság egészségi állapotát úgy tekintjük, mint az egészségügyi tevékenység (a szolgáltatások) és a környezet együttes hatásának eredményét.

A lakosság egészségi állapotát e tényezőkből alkotott lineáris homogén függvénnyel közelítjük meg. (A lineáris homogén függvény azt jelenti, hogy amilyen mértékben nő a független változók értéke, ugyanolyan mértékben nő a függő változóé is.)

A lineáris közelítés elemi változások esetén jól használható gyakorlati módszer. Rövid idő alatt bekövetkező ugrásszerű változásokról esetünkben eltekinthetünk.

Ha a lakosság egészségi állapotának elemi megváltozását az egyes tényezők szerint (parciális állapotváltozások) a /3/ alatti té-

nyezők elemi megváltozásaival arányosan vesszük figyelembe, akkor felírhatjuk, hogy

$$\Delta H = \frac{\partial H}{\partial K} \Delta K + \frac{\partial H}{\partial L} \Delta L + \frac{\partial H}{\partial O} \Delta O + \frac{\partial H}{\partial N} \Delta N . \quad /4/$$

Ebből következően adódik, hogy

$$H = \frac{\partial H}{\partial K} K + \frac{\partial H}{\partial L} L + \frac{\partial H}{\partial O} O + \frac{\partial H}{\partial N} N . \quad /5/$$

Mint látható, az egyenletek dimenziója csak a H dimenziójától függ.

Az /5/ egyenlet formai hasonlóságot mutat a közgazdaságtanban alkalmazott Euler-tétellel. (Az Euler-tétel szerint homogén és lineáris termelési függvényt feltételezve, a K és L tényezők határtermelékenysége és mennyisége szorzatának összege az összhozam nagyságával egyenlő.)

Mivel $H = \Phi(U)$, így

$$\Phi(U) = \frac{\partial \Phi(U)}{\partial K} K + \frac{\partial \Phi(U)}{\partial L} L + \gamma(O, N) , \quad /6/$$

ahol

$$\gamma(O, N) = \frac{\partial \Phi(U)}{\partial O} O + \frac{\partial \Phi(U)}{\partial N} N . \quad /7/$$

A /6/-ből vezessük be a

$$\varphi(U) = \Phi(U) - \gamma(O, N) \quad /8/$$

függvényt, amely a lakosság egészségi állapotának azt a részét fejezi ki, amely az egészségügy tevékenységének (szolgáltatásainak) tudható be, vagyis

$$\varphi(U) = \frac{\partial \Phi(U)}{\partial K} K + \frac{\partial \Phi(U)}{\partial L} L . \quad /9/$$

Ez a /9/ szerinti függvény is nyilvánvalóan tükrözi az egészségügyi tevékenység eredményének gazdasági-társadalmi hatásait. Ezt a függvényt az egészségügyi tevékenység eredményének tekinthetjük. (A $H = \Phi(U)$ függvény természetesen időszakszerűen módosul a környezeti hatások erőteljesebb megváltozásával.)

Az egészségügyi tevékenység (szolgáltatások) eme eredményének és a ráfordításoknak a viszonya az egészségügy hatékonyságát (χ) fejezi ki:

$$\chi = \frac{P(U)}{K+L} = \frac{\frac{\partial \Phi(U)}{\partial K} K + \frac{\partial \Phi(U)}{\partial L} L}{K+L} \quad /10/$$

Mivel a környezeti tényezők nem változnak olyan gyorsan, az egészségügyi szolgáltatások $H = \Phi(U)$ függvényének (melyben a környezeti tényezők hatása benne van) az egészségügyi ráfordítások K és L szerinti változása kísérletileg megfigyelhető. A /10/ szerint kifejezett hatékonyság dimenziója szolgáltatási volumen per ráfordítás (költség) jellegű, de közvetve kifejezhető az egészségügy tevékenységének betudható egészségi állapot per a ráfordítások mértékével is.

Irodalom

- (1) Barna, L.: Az egészségügy gazdaságtanának néhány kérdése, 1. Egészségügyi Gazdasági Szemle 1974, 12, 2.
- (2) Churchman, C.W.: Rendszerelmélet. Statisztikai Kiadó Vállalat, Budapest, 1974.
- (3) Dreschler, L.: A szolgáltatások értékének és volumenének mérése. Statisztikai Szemle 1972, 50, 1.
- (4) Fülöp, T.: Egészségügyi szervezéstan. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 1973.

- (5) Horváth, F.: Az egészségügyi információrendszer strukturájának és kódolásának kérdései. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974.
- (6) Horváth, F.: Az egészségügyi információrendszer strukturájának és intézményi törzsadatrendszerének alapjai. Egészségügyi Gazdasági Szemle 1975, 13, 2.
- (7) Kádár, T., Völgyi, L.: Az egészségügy gazdaságosságának egyes kérdései. Egészségügyi Gazdasági Szemle, 1967. 5, 2.
- (8) Völgyi, L., Kádár, T.: Az egészségügy gazdaságtanának vizsgálati módszereiről. Egészségügyi Gazdasági Szemle, 1975, 13, 3.

ESZTIK

Az egészségügyben előforduló funkció- és egységfogalmak logikai kódszótára

Kassai Péter

Általában:

A Funkcióegység kódszótári alrendszert az un. Épületkataszteri rendszer önállóan is működtethető alrendszereként dolgozták ki. Mivel azonban az egészségügyben fellelhető funkcióegységek kódolására majdnem minden fejlesztés alatt álló és jövőbeni számítógépi rendszernek szüksége van (ill. várhatóan szüksége lesz), ezért a rendszer kidolgozását úgy végeztük, hogy megfeleljen az összes jelenlegi és jövőbeni igényeknek, ill. kiterjeszhető legyen azokra.

Funkcióegységek:

A definíciós nehézségek miatt a következő példákon mutatjuk be, hogy mit értünk funkcióegységen.

Belgyógyászati fekvőbetegosztály
Belgyógyászati járóbetegosztály
Belgyógyászati klinika

Sebészeti fekvőbetegosztály
Sebészeti járóbetegosztály
Sebészeti központi műtő részleg
Sebészeti osztályos műtő részleg
Sebészeti szeptikus műtő osztályos részleg
Sebészeti aszeptikus műtő osztályos részleg

EKG vizsgáló (részleg)
EKG oktató labor részleg

Konyha helyiség
Konyha helyiségcsoport
Konyha központi részleg

Öltöző központi részleg
TBC szakkórház
TBC fekvőbetegosztály
TBC szanatórium

Tehát a funkcióegységek általában az egészségügyben meglévő intézmények, osztályok, részlegek, (tevékenységek), funkciók megnevezései. A felsoroltakhoz hasonló fogalmak 5-10 ezres nagyságrendben gyűjthetők, nehezen kezelhető kódlétrát eredményezve, ezért célszerűnek látszott a fogalmak felbontása és elemenként történő kódolása.

A különböző felbontási lehetőségeket és azok kombinációit végigpróbáltuk (pl. Haematológiai oktató labor részleg 6 féle képpen bontható), míg végül a legjobbnak mutatózó megoldást választottuk, mely szerint, a felsorolt példák első szavai (összevonva) képezik az egyik fogalomtárat, míg az utolsó szavak egy másik fogalomtárat képeznek. Az előbbi neve Funkció, az utóbbi Egység.

Megjegyzés: A jelen alrendszer induló állományait feltöltöttük a kórházi-klinikai épületkataszteri igények szerint, majd kiegészítettük azt az alapellátás (Fejér megye, Szemes Ferenc) és a műszerkataszteri rendszerben szereplő fogalmakkal is.

A funkciós kódlétra kb. 1200 elemből áll és kb. 40 elemből az egységkódlétra.

A funkció és egységmegnevezések, ill. kódjaik egymás után írva képezik a funkcióegységeket.

Az alrendszer célja:

A kialakított rendszer célja az, hogy az egészségügyben előforduló minden funkcióegység kóddal (kódpárral) kifejezhető legyen, minél egyszerűbb kódolási módszerrel.

A kódlétra szerkezete:

A funkciókat és egységeket ha csak önmagukban vizsgáljuk is, azonnal szembeötlik az a tény, hogy még külön-külön is bonyolult multihierarchikus rendszert képeznek, nem képzelhető el tehát olyan

"abszolút tiszta" monohierarchikus logikát tükröző sorrend, mely szerint azok egyértelműen sorbarakhatók a könnyű megkereshetőség érdekében.

Pl. Belgyógyászati
Szív- belgyógyászati stb.
.
.
.
Gyermekgyógyászati
Gyermek belgyógyászati ???
Heine-Medin stb.

A gyermek belgyógyászat fogalma tehát hova kerüljön: a Belgyógyászati vagy a Gyermekgyógyászati csoportba? Hova kerüljenek az osztályos részlegek (pontosabban az általában osztályos részlegek funkcióit jelölő fogalmak) pl. a Gipszraktár, a Sebészethez, az Orthopediához, vagy a raktárak csoportjába kerüljön-e?

A választott megoldás nem követi egyik monohierarchiát sem teljes egészében mereven, hanem témakörönként, mozaikszerűen válogatva a multihierarchia összetevőiből képeztük a teljes halmazt. A végleges sorrend kialakításakor az egészségügy alapvető feladatából indultunk ki, ez pedig a gyógyítás.

Az összes funkciós fogalmat önmagában megvizsgáltuk abból a szempontból, hogy tartalmilag mennyire szoros a kapcsolata a gyógyítással. Így előre kerültek az általában betegosztályt jelölő funkciók, majd a műtők, a vizsgálók és a laborfunkciók következtek, míg a sor végére irodák, raktárak, műhelyek és gépészeti területek kerültek.

Így a kódszótárban már lehet tájékozódni, mégpedig úgy, ha a keresett funkciós fogalomról előre megbecsüljük azt, hogy mennyire szoros kapcsolatban áll a gyógyítással. A tájékozódás további elősegítése érdekében a kódszótárt 18 fejezetre osztottuk és tartalomjegyzékekkel láttuk el. A tartalomjegyzéket az 1.sz. melléklet tartalmazza.

Az eredménytabló kialakítása:

Főbb rovatok:

- A kódelemek sorrendjét sorszámmal lehet beállítani, ennek neve a tezauruszoknál honos kifejezés alapján, Szakcsoport szerinti sorszám.

- A szótár következő oszlopában található a kódszám. A kódszámokat véglegesen hozzárendeltük egy-egy funkciós fogalomhoz (a sorszámmal ellentétben) ui. ezek folytonos változtatása zavarná a már folyó munkát.
- Megnevezés: A funkciók megnevezése a számítógépi adottságok miatt, az angol ABC betűiből kialakított, ékezet nélküli 22 pozíciós karaktersor.
- Utalás főcsoportra, utalás hasonlóra: A tabló három rovatot tartalmaz a fogalmak egymásközti összefüggéseinek tisztázására. Jelenleg csak az első és második rovatot vettük igénybe. Itt utalunk a már említett hierarchikus csoportösszefüggésekre, továbbá a homonimákra és a szinonimákra.

Példák:

1. Homonima: Ügyeleti helyiség (v. helyiségcsoport) lehet orvosi-gyógyászati ügyelet és lehet műszaki (pl. kazánházi) ügyelet. Mindkét funkció megtalálható a kódszótárban, de az "utalás" a rovatban az összetévesztések elkerülése érdekében egymás kódszámára való hivatkozás történik.

2. Szinonima: Fogászat - Szomatológia, Baleseti sebészet - Traumatológia. Ilyen esetekben az egyik elnevezést inaktíváltuk (de benne maradt a szótárban), és utaltunk a helyette használandó elnevezés kódszámára.

A kódszótár egy lapját a 2.sz. melléklet tartalmazza.

- Szelekciós mezők: A teljes kódszótár tulságosan részletes és bő egyes konkrét feladatok megoldásához, ezért 9 pozíciót biztosítottunk a különböző célu szűkített listák készítéséhez. A szűkített listák miután egy törzsből származnak, egységesek és ellentmondásmentesek, és lehetővé teszik a különböző számítógépi rendszerek összekapcsolását. Jelenleg a kísérletképpen 13 db lista elkészítésére készítettük fel a programot. Kórházi-klinikai-alapellátás-bölcsőde-

inaktivált (és hibás) kódok listája, valamint az előbbieket normatívái stb. (Tartalmilag azonban csak a kórházi épületkataszter és a műszerkataszter induló állományát tartalmazza.)

- Indokolni tudja: Ez a mező 7 pozíción tartalmazza egy-egy fogalom szakreferensének jelét (melyet nevéből képeztünk). Azokkal a fogalmakkal kapcsolatban, amelyeknél szakkonzultációra még nem került sor, ill. változtatásra nem volt szükség, Kassai Péter neve szerepel szakreferensként.

További mezők:

- Alfás csoportképző: Arra szolgál, hogy amennyiben alfanumerikus rendezettségben kéri a kódszótárt (valamelyik szűkített listát), úgy ez a jel meggátolja a tartalomjegyzék, ill. címsorok összekeveredését a tényleges fogalmi sorokkal.
- Dátum: a bevitel dátumát jelöli.
- Változó kód: a tablóban jelenleg nincs funkciója.

A kódszótári rendszer:

A rendszer jelenlegi - induló állománynak vezetett - adattartalma nem végleges. Folyamatos szakértői tevékenységet igényel teljesebbé tétele, továbbá a gyorsan fejlődő orvosi és műszaki tudományok egyre újabb egészségügyi funkciókat teremtenek, változnak a különböző számítógépi rendszerekkel szembeni igények, azok egyre újabb területekre terjednek ki stb.

Az egészségügyben lévő funkciók tehát állandóan változnak, bővülnek, ezért vált szükségessé a kódrendszer egyszeri elkészítése helyett, az igényeket dinamikusan követő számítógépi rendszer kialakítása.

A rendszer számítástechnikai kialakítását a jelen tanulmány nem tartalmazza.

A rendszer további szolgáltatásai:

Az ismertetett tablón kívül, mely az épületkataszteri bizonyla-

tok kitöltési utasításainak melléklete, a rendszer további outputja egy file, melynek rekordjában a további bővítésekre számítva tartalékrekordelemek vannak.

Szükség esetén 2 B-vel növelhető a szakcsoport szerinti sorszám (összesen 6 B-re).

Ajánlott felhasználás:

Csak kódszámokat és megnevezéseket tartalmazó IS (indexelt szekvenciális) file készíthető az output file letisztult anyagából, mely alkalmas a különböző rendszerek feldolgozási fázisaiban a kódszámoknak megnevezéssel történő kibővítésére (ott ahol szükséges) mágnesszalagos rendezés nélkül. A jelenlegi állomány 6 cilinderen elfér.

A kódszótár egy lehetséges felhasználását a 3.sz. melléklet tartalmazza.

A kódszótár felhasználása:

1. A kódszótár általános használatba vétel után lehetővé teszi az adatszolgáltatók számára, hogy mindenfajta adatszolgáltatás esetén ugyanazt a kódszótárt használják az adatlokalizáláshoz.

2. A kódszótár maximálisan finom (részletes) felbontást tesz lehetővé. Amennyiben valamely feladathoz ilyen részletes felbontás nem szükséges, úgy a kódszótár elemeiből tetszőleges halmazokat kell képezni. Ezen kódhalmazok képzését (melyek képzett fogalmakat definiálnak) a kódszótár 2. része biztosítja. Ez a második rész a jelen előadásban ismertetésre nem került, csupán a következő jellemzőit emelném ki:

- a.) Többszörösen láncolt technikát alkalmaz.
- b.) A halmazok, valamint a halmazképzési szabályok a mindenkori feladat igénye szerint változtathatók.
- c.) Az ismertetésre került elemi fogalmak halmaza (a szótár I. része) azonban nem változtatható tetszés szerint, csak a további finomítás irányába bővíthető. (Természetesen a hibás elemek inaktíválására mód van.)
- d.) Jelenleg a képzett fogalmakat, valamint a halmazképzési szabályokat az épületkataszteri rendszer igényei szerint, az építészeti normatívának megfelelően alakítottuk ki.

3. A különböző rendszerek egységesítését, valamint össze kapcsolható gépi futtatását ezen kódszótárnak használatbavétele önmagában nem biztosítja, csupán egyik előfeltételét képezi. A megoldást

- az egészségügy fizikai és funkciók hálózatának feltérképezése,
- gépi tárolása, valamint a hálózati csomópontok egyedi azonosítóval való megjelölése, és
- az ismertetett funkció és egységkódokkal való jellemzése biztosítja.

Ezt a feladatot megoldja az épületkataszteri rendszer. Ennek kidolgozása is megtörtént és már korábban ismertetésre került, mindössze bevezetésének elrendelése és a felmérés van hátra.

2. sz. melléklet

ÉPÍLETHATÁSZTER TELJES KÖRPELLEKLET I.				(11)	JTALAS	JTALAS	JTALAS	HASZNALNI TILOS ## TOROLYÉ!!!
V	A	L	T	A	F	F	F	
UTOLÉK	SZAKCSOP	FUNKCIO	FUNKCIO	ROVIDITETT	MEG	PORTRA	LIRA	FOCSOP.
NYELV	SZERINTI	EGYS.	EGYS.	NEVCZESE,				VAGY
ENYHŐTAP	SORSZÁM	KOD	KOD	VAGY EGYSÉ				HASONLÓ-
				ROV. ES TELJES MEGNEV.				RA
								KORH. K. IV. NORMATIVA-E
								KORH. K. IV. FELTÉRÉSHEZ KELL-E
								ALAPELL. SZAKR. NORMATIVA-E
								AL. SZ. FELM. KELL-EI INDO
								B. OSOJE N. FELM. I. TUDJA
								MUSZPRKAT.

01	2	219500	P191-3 03	INTENZIV THERAPIA	3001			13700001	BALAZSY
01	2	219000	P192-3 03	ORZO /RESZL, STB/	3191			10700001	BALAZSY
01	2	210500	P193-3 03	ORZO /CSAK SZOBA/	3191			10700001	BALAZSY
01	2	211200	P194-3 03	ELKULONITO	3011			10700001	BALAZSY
01	76	05	20	211500	C195-3 03	POSTOPERATIV /ORZO/	3191	10700001	ZSIRAI
01	76	05	20	212000	P196-3 03	EGESI	3191	10704000	ZSIRAI
01	0	212500	P197-3 03	ANASTHESIOLOGIA	3021			12700001	BALAZSY
01	0	213000	P198-3 03	KRONIKUS UTOKEZELO	3021			13700001	BALAZSY
01	0	213500	C199-3 03	ECYEB FEKVOBETEC	3011			10700001	BALAZSY
01	76	05	20	214000				13704001	
01	76	05	20	214500				13704001	
01	0	215000	F301-3 03	MUTO	3000			13704001	KASSAI
01	76	05	20	215500				13704001	
01	76	05	20	216000				13704001	
01	2	216500	C311-3 03	ALTAJANOS MUTO	3301			13700001	KASSAI
01	2	217000	P312-3 03	ALTAJANOS SZEPT. MUTO	3311			13700001	SZ300SZ
01	0	217500	P313-3 03	ALTAJANOS ASZEPT. MUTO	3311			13700001	SZ300SZ
01	76	05	20	218000	C315-3 03	ALTAJANOS KISNMUTO		10705001	ZSIRAI
01	2	218500	C321-3 03	SEBESZETI MUTO	3321			13700001	KASSAI
01	2	219000	P322-3 03	SEBESZETI SZEPT. MUTO	3321	3312		10700001	SZ300SZ
01	2	219500	P323-3 03	SEBESZETI ASZEPT. MUTO	3321	3313		12700001	KASSAI
01	2	220000	P331-3 03	SZJLESZETI MUTO	3321			13702001	KASSAI

ÉPÜLETKATASZTER FORRÁS: Működés: 1996

ÉPÜLETKATASZTER FORRÁS: Működés: 1996	TÁBLA 10744 A FELMÉRÉS SORÁN VÉGLELES	E G Y E D I T	Z S Z N O S I T O T	KAPOTT FUNKCIÓS EGYSÉGEK LISTAJA
ÉLELMÉZÉSI ÜZEM	Élelmézési üzem	Szám	Forrás	Integrálódott
000151	ÉLELMÉZÉSI ÜZEM	01 8431	33	612331
000154	ÉLELMÉZÉSI ÜZEM	01 8431	33	612331
000155	IGAZGATÁS	01 6321	33	612331
000156	IGAZGATÁS	01 6321	33	612331
000158	NOVRSZALLÁS	01 9427	03	612331
000159	NOVRSZALLÁS	01 9427	03	612331
000160	IDEENYIDE EU,RENDELTER, KOZPONTI RESZLEG	01 6612	33	612331
000161	IDEENYIDE EU,RENDELTER, KOZPONTI RESZLEG	01 6612	33	612331
000163	FIZIOTERAPIA	01 0041	03	612331
000164	IDEC	01 0092	53	612331
000166	EGYEB NE NEM SOROLT T, HELYISEGCSOPORT	01 9900	03	612331
000167	EGYEB NE NEM SOROLT T, HELYISEGCSOPORT	01 9900	03	612331
000160	VEZYES LABOR	01 2111	33	612331
000170	GYCSZERTARI LABOR	01 2811	33	612331
000171	GYCSZERTARI LABOR	01 2811	33	612331
000172	SZEBESZETI	01 0071	53	612331
000173	SZEBESZETI	01 0071	53	612331
000175	BOR-NEMIBETEC	01 0001	53	612331
000178	FUL-ORR-GECE	01 0061	53	612331
000179	FUL-ORR-GECE	01 0061	53	612331
000181	IDEENY, NEM EU, JELLETTER HELYISEGCSOPORT	01 9559	03	612331
000182	ELYE	01 0093	53	612331
000183	ELYE	01 0093	53	612331
000186	ELYE	01 0093	53	612331
000189	ELYE	01 0093	53	612331
000192	ALTALANOS SEBESZETI	01 0021	53	612331
000196	ALTALANOS SEBESZETI	01 0021	53	612331
000198	SEBESZETI MUTO	01 0321	13	612331
000401	RTG	01 1231	33	612331

EPJLETKATASZTER	TABLCS18244	A FELHÉPÉS SORÁB VÉGLÉCES	E G Y E D I	A Z S M O S I T O T	KAPOTT FUNKCIÓS EGYSÉGEK LISTÁJA	
000403	FODORTA	HELYISEGCSOPORT	01 6461	03	612351	
000404	PORTA /GAZDASÁGI/	HELYISEG	01 6463	01	612351	
000405	TELEFONKÖZPONT	HELYISEGCSOPORT	01 0973	05	612351	
000406	BE.GY.CYASZATI /ALT./	FERVŐBETEG OSZTÁLY	01 0811	03	612351	
000409	BE.GY.CYASZATI /ALT./	FERVŐBETEG OSZTÁLY	01 0811	03	612351	
000412	MŰHELY	HELYISEGCSOPORT	01 9802	03	612351	
000413	ASZTALOS PÁHÉLY	HELYISEGCSOPORT	01 9751	03	612351	
000414	GEPESETI TERÜLETEK	HELYISEGCSOPORT	01 9800	03	612351	
000415	TRAFÓTER	HELYISEGCSOPORT	01 9381	03	612351	
000416	GEPESETI TERÜLETEK	HELYISEG	01 9300	01	612351	
000417	ORAJTAROLÓ	HELYISEG	01 7777	01	612351	
000418	IRATTÁR	HELYISEG	01 6975	01	612351	
000419	RUDÁRKÁR	HELYISEGCSOPORT	01 6995	03	612351	
000420	BÜTÖRKÁR	HELYISEGCSOPORT	01 7891	03	612351	
000421	EGYEB RÁKÁR	HELYISEG	01 7799	01	612351	
000422	INPUT AREA UNDERFLOW	ROSBÁVSZERÜZEMELTÁR	HELYISEG	01 7605	01	612351
000423	TÁROLÓ TERJELT /RÁKT./	HELYISEGCSOPORT	01 6302	03	612351	
000424	ALAPÁNYRÁKÁR	HELYISEGCSOPORT	01 7473	03	612351	
000425	DECEVIDE EU.REND.TER,	KÖZPONTI RESZLÉ	01 6612	03	612351	
000426	SAJCIÁLIS TERÜLET	HELYISEGCSOPORT	01 5780	03	612351	
000427	KERTESZETI	HELYISEGCSOPORT	01 0973	03	612351	
000428	KULTURTEREN,MOZI,SZÍNH	HELYISEGCSOPORT	01 6307	03	612351	
000429	KULTURTEREN,MOZI,SZÍNH	HELYISEGCSOPORT	01 6307	03	612351	
000430	PROSEKTURA	HELYISEGCSOPORT	01 4512	03	612351	
000431	HELYDOLG NEM MUNKÁTER	HELYISEGCSOPORT	01 9800	03	612351	
000432		KÖRZETI RENDELO	01 0800	01	612351	
000434		KÖRZETI RENDELO	02 0800	01	612351	
000436		SAKORVOSI RENDELJINT.	01 0800	03	612351	

ESZTIK

Egységesítési törekvések az információs folyamatok szervezésénél

Pataki Tiborné

Az egyre növekvő "információ-éhség" egyfelől, az egyre rohamosabban duzzadó információ-áradat másfelől, szükségszerűen írják elő a korszerű információ-továbbító és -feldolgozó eszközök igénybevételét.

Ezt felismerve a Magyar Kormány úgy döntött, hogy az államigazgatás néhány releváns ágazatának döntésorientált információ-feldolgozási feladatai ellátására egy közös számítástechnikai bázist létesít. Így létrehozta az ÁSZSZ-t, amelynél az egyik elsődleges felhasználó az Egészségügyi Minisztérium, és ezen keresztül az ESZTIK. Az Állami Számítógépes Szolgálat Honeywell-Bull számítógép support-gépét 1976 tavaszán installálták.

Az Egészségügyi Minisztérium Szervezési, Tervezési és Információs Központja, az ESZTIK, feladatául kapta, hogy dolgozzon ki az egészségügyi vezetés információs igényét szolgáló rendszereket. Az e feladatra való felkészítés érdekében, - addigi Hollerith-gépparkja helyett - 1975 évben egy ESZR-1020 típusú, szovjet gyártmányú számítógépet telepítettek az ESZTIK-be. Ez a számítógép üzem-szerűen 1976 február közepe óta működik.

1976 márciusában INTERSCAN adatrögzítő berendezést helyeztek üzembe az ESZTIK-nél, amelynek segítségével a rögzítési munka hatékonysága sokszorosára nőtt.

Az ESZTIK valamennyi főosztályának munkája a vezetési információs igények kiszolgálására irányul, a saját szakterülete által meghatározott lehetőségek szerint. Ennek szolgálatában áll az Egészségügyi-szervezési, a Közgazdasági, és természetesen a Számítástechnikai Főosztály is, amelyre még az a feladat is hárul, hogy sajátos helyzetéből adódóan a rendszerszemléletet érvényesítse, a jelenlegi és a jövőbeni feladatok végrehajtásánál, összekapcsolásánál.

A népgazdaság érdekei, a minisztériumi "elvárások", valamint az első feldolgozások elemzése folytán nyert tapasztalatokból kiindulva világossá vált, hogy ha feladatunkat el akarjuk látni, részben saját munkánk és szervezetünk szervezése, részben a szervezési munkát ésszerűsítő módszerek kialakítása szükséges. Ugy véljük, az egyik hathatós módszer a "típus-megoldások" alkalmazása, melyeknek egy része adott, közismert, másik része a sajátosságok figyelembevételével alakítható ki.

Az elsőként feldolgozásra kerülő témákat irányítónk, az Egészségügyi Minisztérium XIII. Egészségpolitikai Főosztálya évekkel ezelőtt kijelölte, és az eddig megvalósításra kerülőkhöz az adatgyűjtést is elrendelte. Bár e témák címük, nevük, adattartalmuk alapján erősen különbözőek, rendszerszemléletű közelítéssel azonoságok is találhatóak bennük. Ezek az azonosságok sugallják és teszik kívánatosná, hogy felhasználjuk az iparból ismert "tipizálás" elvét, lemérhető munkamegtakarítást és nagyobbfokú adatbiztonságot nyerve általa.

Beszámolóim címében "egységesítési törekvések"-et említettem. A számítógép és a számítástechnikai apparátusunk üzemszerű működése óta eltelt 10 hónap elegendő volt a megoldás szükségességének felismeréséhez, a teljes megvalósításhoz viszont még kevés. Valójában ez a munka soha nem fejeződhet be, mert a kialakuló feldolgozási rendszerhez a belépő, új feladatokat illeszteni kell, az egységes eljárásokat azoknál is kell alkalmazni, illetőleg az új feladatok nyújtotta egységesítési lehetőségeket vizsgálni és alkalmazni kell.

Feladataink és lehetőségeink elemzésénél abból indultunk ki, hogy az egészségügyi információs rendszer egy rendszer, s mi annak részfeladatait oldjuk meg, mint ahogyan egységes célkitűzés megvalósításán fáradozik minden egészségügyi intézmény is, függetlenül irányítási formájától és szintjétől. Az ESZTIK-nek kötelessége arra törekedni, hogy az általa feldolgozott rész-rendszerek ne egymástól és az egészről függetlenül valósuljanak meg, hanem - éppen, mert a beszámolási rendszer korszerűsítése is a feladata - mindenképpen alakítson ki általánosan használható, az adatszolgáltatást és a feldolgozást egyszerűsítő megoldásokat.

Az Egészségügyi Minisztérium számítógép-alkalmazási koncepcióterve 1985-ig tartalmazza feladatainkat, ezek megvalósítására szervezetünket is alkalmassá kellett tenni.

Technikai bázisunk a már említett két számítógép és az INTERSCAN adatrögzítő-berendezés. A Számítástechnikai Főosztály a szellemi bázis egyik része. A főosztály rendszerszervezési, programozási, adatelőkészítési és rögzítési, valamint üzemeltetési osztályokból áll.

Szervezetfejlesztő tevékenységük során:

- a rendelkezésre álló személyi feltételek felmérése alapján kialakult az osztályok közötti munkamegosztás, feladatelhatárolás, és ezt utasításban szabályoztuk.

- Az osztályok teendőit munkakörökre bontottuk, s minden munkavállalónak kiadtuk a munkaköri leírását.

Ezek a teendők minden szervezetnél előtt-utóbb sorrakerülnek, nálunk is szükséges volt őket napirendre tűzni.

Ezután - a szervezési munka színvonalának fejlesztése, hatékonyságának növelése érdekében - az előző években megfogalmazott, de számítógépes feldolgozásra most került feladatokat elemeztük, s a következő megállapításra jutottunk:

1. Szükséges az elvégzendő feladatok pontosítása, célfüggvényeik meghatározása,

2. szükséges az elvégzett feladatok utólagos nyomonkövethetőségének biztosítása,

3. szükséges az azonos célú és tartalmu feladatok többszörös kidolgozásának meggátolása.

ad. 1. Ezért legelsőként - februárban - azt tisztáztuk, hogy a szervezési megoldások kielégítik-e a rendeléskor támasztott igényeket? Ennek egységes vizsgálatára és rögzítésére kialakítottuk és bevezettük a rendelésvállalási dokumentációt, amely tartalmazza :

- a megrendelőre vonatkozó adatokat,
- a szervezési célkitűzés rövid, de pontos leírását,
- az inputok leírását: tervezett formáját, útját, az adatszolgáltatási időpontokat,
- az outputok leírását: tervezett formáját, szolgáltatási időpontját és rövid tartalmát.

Bevezettük, hogy csak a megrendelő által aláírt rendelésvállalási dokumentációra adunk munkaszámot, s ezáltal lehetőséget a téma ki- és feldolgozására. Így elkerüljük a téves feladat felfogásból eredő idő- és munkaráfordítás veszteséget.

ad.2. Ezután kialakítottuk a Szervezési Dokumentációs Szabályzatot, amelynek egyik fejezete a jóváhagyott rendelésvállalási dokumentáció.

E dokumentációs szabályzatokkal azt is biztosítani akarjuk, hogy a feladat bármikor, bárki által áttekinthető, átvehető, az elvégzett munka követhető, folytatható legyen, egységes tartalmi és szerkezeti felosztása pedig segítséget nyújt a szervezőknek a munka menetének és lebonyolításának sorrendjében.

A Szervezési Dokumentációs Szabályzatot kiegészíti a Tevékenységi Jegyzék, amely teljes részletességgel szabályozza - lépésenként haladva - a szervezési munka fázisaiban előírt teendőket, a kiállítandó nyomtatványokat, példányszámukat, a döntési pontokat és hatásköröket stb.

E két szabályzat a kezdőknek biztos támasz, de a gyakorlottaknak is segítséget nyújt, mert ismereteik tárházából nem kell változtatniuk a szerintük odailleső megoldást. A kulcspontoknál a szabályzatok előírása van érvényben, de azon belül a rész megoldásokat a téma jellege és a feldolgozást végző felkészültsége határozza meg.

ad. 3. Az eddig számítógépre vitt feldolgozások témái különbözőek, de - többek között - abban azonosak, hogy

- mindegyik számára van adatszolgáltató,
- az adatszolgáltatók településhez kötöttek,
- a viszonyítások egyik mérőszáma a településenkénti lakosság-szám,
- és ahol szerepelnek, ott a morbusokat a BNC-kódok szerint kell kimutatni és csoportosítani.

A számítógépes feldolgozások nagyrésze már Hollerith-es feldolgozás volt, amelynek során mindnek saját kódrendszere alakult ki. A Hollerith-adaptációk - az előző éves feldolgozásokkal való kapcsolatot fenntartása érdekében - ehhez alkalmazkodtak, az újonnan szerve-

zett orvosnyilvántartás ezektől eltérő, saját kódszámrendszerrel működik. Ez a legáltalánosabban használt kódlistára: az adatszolgáltatók azonosítójára is érvényes. Ez a tény, természetesen az egységes információs rendszer kialakításának komoly akadálya.

Ennek felszámolása érdekében felmértük, hogy melyik feldolgozási folyamatnak, milyen adatokra van szüksége ahhoz, hogy adatszolgáltatóit egyértelműen azonosítani tudja, s ehhez hány pozíciós kódlistákat használ? Kitént, hogy a legszélesebb körben az orvosnyilvántartás azonosítja az adatszolgáltatókat, mert minden szervezet és munkahely szerepel benne, ahol orvost, fogorvost, vizsgázott fogászt alkalmaznak, természetesen a fegyveres testületek kivételével.

Az orvosnyilvántartáson belül került kidolgozásra az intézmények igazgatási felügyeletének és intézeti egységkódjának kódlistája, amely - a felmérések adataival pontosítva - minden jelenleg szükséges megjelölést tartalmaz. Rendelkezésünkre áll az elsődleges felmérésből az intézmények neve és pontos címe is, így alapjává lett az "adatszolgáltatói törzsadattár"-nak, mely az előbb felsoroltakon kívül az adatszolgáltató egységesen kialakított, rövidített nevét is tartalmazza, táblázási célokra.

Az "adatszolgáltatói törzsadattár"-at mágneslemezen tartjuk nyilván, ott tartjuk karban, és gondoskodunk arról, hogy felépítése lehetővé tegye minden feldolgozási részrendszer számára a hozzáférést, valamint a saját régi kódjain az azonosítást.

Tervünk az, hogy az integrálás következtében beállott változások átvezetése után, a jövő év folyamán, gépi eljárással generált azonosítószámokat képezünk, ezt az Egészségügyi Minisztérium engedélyével minden adatszolgáltatóval közöljük. Együttal felkérjük őket, hogy azontul minden, az egészségügy beszámolási rendszerébe tartozó jelentésen azzal azonosítsák magukat, s mindaddig, amíg változatlanok, nem kell a jelentéseken a címet, a településazonosító-kódot, az igazgatási felügyeletkódot, az intézeti egység-típus kódot feltüntetni. Természetesen a változásról azonnal értesítést kérünk.

Naturális mutatószám az egészségügyben a 10.000 lakosra jutó szolgáltatás mérése. A Központi Statisztikai Hivatal Számítástechnikai

Igazgatóságától elkértük, s a jövőben is folyamatosan kapjuk majd (mágnesszalagon) a beszámolási évet megelőző év utolsó napján nyilvántartott lakónépességet és bejelentett lakosságszámot, férfi-nő bontásban, településenként.

Ezenkívül a mágnesszalag tartalmazza a településazonosító-kódot a település megnevezését is, szintén az évközben bekövetkezett változások figyelembevételével. Így alkalmas arra, hogy az "adatszolgáltatói törzsadattár"-unk e két adatának karbantartására szolgáljon.

Feldolgozásaink egy része műszaki-gazdasági jellegű, másik része orvosszakmai jellegű. A fenti két törzsadattár mindkét jellegű feldolgozások számára szükséges és mindegyik számára hozzáférhető.

Az épületkataszteri nyilvántartás számítógépre szervezése során jött létre az az egészségügyi funkciós kódtár, amelyről előttem számolt be Kassai Péter kollegám, s amelyiknek ágazati kódszótárrá való fejlesztése a feladatunk. Nagyon sok fogalom és funkció egységes alkalmazását és jelölését teszi lehetővé.

Az orvosszakmai feldolgozások gyorsabbá tételére kialakítjuk a BNO aktuális revíziója szerinti kódtárat, maximális számjegy mélységig bontottan, amennyire az egyes szakmák feldolgozása kívánja.

A felsorolt törzsadat- és kódtárak gondozására kialakítottuk a kódgazdai munkakört. A kódgazda kötelessége gondoskodni arról, hogy minden valamely feldolgozási részrendszerben már szereplő fogalomkörre érvényes kódlista egy újonnan kialakítandó részrendszerben ne kerüljön ismét megfogalmazásra, a kódlisták a különböző feldolgozási folyamatok által kívánt módon aktualizálódjanak gépi adathordozóikon is, a kiadásra kerülő, egységes alkalmazásra előírt "Kódjegyzék" bővülését, változását adminisztrálja és köztudottá tegye.

E "kódjegyzék" a programozási munka megkönnyítésére a feldolgozást irányító kódokat is egységessé teszi.

A kártyalyukasztás, a lyukkártya-szállítás, -tárolás és -beolvasás problémáit mindenki ismeri. Az adatrögzítő tevékenységet áttelítettük az INTERSCAN-berendezésekre, s csak a programkártyák lyukasztására tartunk fenn lyukkárgyás rögzítői kapacitást. A rögzített adatok

egységesen programozott ellenőrzésnek vannak alávetve az adat-rögzítéssel egyidejűleg, tehát lényegesen csökkennek a logikai hibák és kiküszöbölődik a formai hibák nagy része is. Az INTERSCAN-berendezés mágneslemezéről "kimentett" mágnesszalagokat IBM-cimkézés után az ESZR-1020-as számítógép fennakadás nélkül olvassa, és Honeywell-cimkézés és kódkonvertálás után - a Honeywell-Bull számítógép is.

Szeretnék néhány szót mondani a terveinkről is. Egyik tervünk - ha az Egészségügyi Minisztérium jóváhagyja - a tisztelt jelenlévőket is érinteni fogja, ezért megemlítem:

A beszámolási rendszer korszerűsítése, számítógépre vite-lének előkészítése során kiindulópontunk, hogy az egészségügyi információs rendszernek része a beszámolási rendszer, annak cél-kitűzéseit kell elősegítenie. Alapkövetelmény, hogy minden dön-tési szint a számára szükséges és elégséges információval rendel-kezzék, a megfelelő időpontban. E követelmény közismert, a megoldás módja egyidőben kétirányú:

- vezetői szintenként kell vizsgálni, elemezni, szintetizál-ni a begyűjtött és a szükséges adatokat, és
- adatszolgáltatói szinteken felmérni a begyűjtött és további-tott adatokat, adatmanipulációkat, azok felhasználását.

Javasoljuk, hogy a felmérés, majd annak értékelése szak-mánként egységesen, az érdekelt országos intézetek irányításával és bevonásával történjék, s későbbiek folyamán pedig az orvosszakmai információgyűjtés az érdekelt országos intézet - általános elvek és módszerek szerint kialakítandó - statisztikáján keresztül valósuljon meg. Ez a megoldás lehetővé tenné - többek között -, hogy

- a szakmai információk begyűjtésére szolgáló bizonylatok egységes formátumúak és bizonyos mértékig egységes tartal-múak legyenek, eltérés csak a szakmai sajátosságok rögzí-tésére szolgáló rovatoknál lenne,
- az egycsatornás gyűjtés megakadályozná az információ-tor-zulást, gyorsítaná az adatáramlást,
- a szakmai statisztikákban az átlagok helyett a gondozásra szoruló megbetegedésben szenvedőknél: pl. az ideg-elme,

bőr- és nemibeteg- onkológia, tuberkulózis stb. szakterületeken egyenként vezetett nyilvántartásból a tényleges adatok szerepelnének, pl. a hospitalizált morbiditási reprezentatív sokaságból készült statisztikában, elérve ezzel, hogy az értékelés hitele nagyobb, az adatszolgáltatók munkája kevesebb lenne.

A jelenlegi feldolgozásainkat már úgy alakítjuk ki, hogy a Központi Statisztikai Hivatal Népeségnyilvántartó Hivatala által 1978-ban bevezetésre kerülő, egységes, minden állampolgár számára kiadandó 11 számjelű azonosítószám lesz a mi személyszemélyzeti azonosító kódunk is. Így alakítottuk ki a fertőzőbeteg bejelentés- és nyilvántartás rendszerében, az orvos-nyilvántartásnál, így szándékozunk tervezni a hospitalizált morbiditás bejelentésére szolgáló, új fejezeteket, és erre teszünk javaslatot az Országos Ideg- és Elmegyógyintézet statisztikai feldolgozásának korszerűsítése során is. Ha az előbb említett javaslatunkat az Egészségügyi Minisztérium elfogadja, az országos intézetek által ránbizott szervezési feladatoknál is ezt az azonosítószámot fogjuk alkalmazni, lehetővé téve ezáltal az egyes egyének megbetegedését több szakmán keresztül figyelemmel kísérni.

Tudjuk, hogy a megvalósított és a tervezett egységesítési törekvéseink nem tudományos igényű újdonságok, de bizunk benne, hogy a már mérhető és a későbbiekben bekövetkező, számítástechnikai munkánk színvonalát növelő hatásuk mellettünk szól.

Országos Korányi TBC és Pulmonológiai Intézet és SZÁMKI

A MEDREK klinikai alkalmazásával szerzett tapasztalataink

Littauer A., Korom Gy., Naszlady A., Széphalmi G. és
Pótz P.

A klinikai betegdokumentáció számítógépes adatfelvétele, rögzítése és feldolgozása során három információforrás adatai szilárdíthatók a legnehezebben: 1. az anamnézis, 2. az un. dekurzus és 3. az epikrizis.

Az anamnézis, vagyis a beteg kórelőzményét jelentő adatok rögzítésére kidolgozott és jól bevált módszerünkről már korábban beszámoltunk (NJSZT Szeged, 1975).

Az epikrizis, vagyis a páciens jelenlegi vizsgálatát-ápolását-gyógyítását összefoglaló orvosi vélemény, és a további orvosi vagy ápolási teendőkre vonatkozó javaslatok standardizálása - úgy tűnik - egyelőre lehetetlen, és elvileg is helytelen lenne.

A dekurzus, azaz a páciens fekvőbeteg gyógyintézeti tartózkodásának eseményeit időrendben rögzítő dokumentáció adatainak számítógépes feldolgozása viszont kívánatosnak látszik. A dekurzus a gyógyítási folyamatnak az a része, amely a hagyományosan vezetett kórlapokban a kezelőorvos véleményét, valamint a kezelés közben kért és beérkezett leleteket vagy ellenőrző vizsgálatok eredményeit tartalmazza szöveges formában. Ily módon későbbi tudományos vagy gazdasági, ill. egyéb okból végzett retrospektív vizsgálatokra alkalmatlan. Ha a kórtörténetnek ez a része is számítástechnikai feldolgozásra alkalmas módon rögzíthetővé válik, utólag rendelkezésre állnak majd ezek a részletkörülmények is. Ehhez először is elemeznünk kellett a dekurzust tartalmi szempontból.

A dekurzusban kerül rögzítésre:

1. a páciens vizsgálatának egymásutánja, esetleg ennek indoklása,
2. a beteg állapotának jellemzői, ill. azok változása: vérnyomás, pulzus, testhőmérséklet, folyadékforgalom, étrend, testsúly, további közérzeti vagy egyéb testi állapotváltozások eseményei (pl. alvászavar, kiütés megjelenése, bénulás, ritmuszavar stb.),
3. gyógyító-megelőző eljárások és azok értékelése.

Ahhoz, hogy ezt az információhalmazt, amely tartalma és megjelenési formája tekintetében rendkívül inhomogén, rögzíteni lehessen, ill. megtaláljuk a rögzítés optimális formáját, először tájékozódó jellegű felmérésekre volt szükségünk. Nevezetesen azt vizsgáltuk, hányféle vizsgálattal, hányféle gyógyszerrel, milyen ápolási időtartammal (ezen belül ápolási intenzitással) kell számolni átlagosan egy adott belgyógyászati osztály vagy betegség-típus esetében. Az alkalmazható vizsgálatok köre definiált, idődiagramban való feltüntetésük nem okoz gondot.

A gyógyszerekkel más a helyzet. Elvileg bármely gyógyszer bármely kombinációja előfordulhat. A többezerből azonban csak legfeljebb néhány százat használnak adott (profilu, személyzetű) osztály gyógyító gyakorlatában.

A vizsgálatoknak és gyógyeljárásoknak nemcsak egymásutáni-sága, hanem egyidejűsége is fontos, és pedig nemcsak orvos-szakmai, hanem pénzügyi-munkaerőgazdálkodási szempontból is. Elsőként tehát azt vizsgáltuk, hogy milyen gyógyszerek, milyen célú felhasználásával és mely betegségcsoportok milyen ápolási intenzitásával kell számolnunk?

A belgyógyászati osztályunkon számítástechnikai célokra megvalósított betegdokumentációs rendszerünkben rögzített 1000 beteg adatbázisából, 300 beteg dokumentációját tartalmazó reprezentatív mintát emeltünk ki. A feldolgozás a MEDREK fogalomrendszere szerint történt.

A MEDREK-rendszer leírása és működése vonatkozásában egy részletes ismertetés meghaladná a jelen előadás kereteit, ezért csupán

a rendszer szolgáltatásairól szólhatunk röviden. A cél: archiv kóresettár létesítése, aktualizálása és lekérdezése.

A létesítés a katalógusok kiépítése, amelyek az orvos-egészségügyi fogalomrendszert tartalmazzák a gyógyítási-ápolási folyamat modellje alapján. A folyamat a gyógyítás aktuális célja szerint fázisokra (pl. intenzív, elfekvő stb.), a betegség természetétől függően pedig ágakra (pl. cardiovascularis, pulmonológiai, gastrointestinalis stb.) tagolódik.

Az aktualizálás a kórtörténeti események géprevitelére, az adatleírásra, amelyben a gyógyítási-ápolási folyamatot jellemző elemi gyógyítási eseményeket rögzítik. Az aktualizálás az adatbázis állandó utántöltését is jelenti, az éppen aktuális eseményekre vonatkozóan, de ugyanakkor megfelelően rendezett visszajelentő jegyzékek is készülhetnek, amelyek ilyenformán pótolják a hagyományos kórlapvezetést.

A lekérdezés tetszőleges számú vagy - a létesített katalóguson belüli - tartalmu visszakeresést jelent. E szolgáltatásnak két fő típusa van. Az első a beteg szerinti visszakeresés, amelyben meghatározott beteg, vagy betegek kórtörténete kérdezhető vissza. A MEDREK fogalomrendszere alapján felvitt, vagyis aktualizált adatok visszakeresése és lekérdezése során a kapott anyag teljes kórlapmásolatot képez. Ez részletes formában - akár évekre visszamenőleg is - rendelkezésre áll. A visszatérő beteg kórtörténeti adatai megkönnyítik az időszerű ápolási-gyógyítási folyamat megtervezését. Az 1. ábrán mutatjuk be egy beteg MEDREK rendszer szerint gépre vitt, majd visszakeresett kórtörténetét. A másik típusú szolgáltatásnál kritériumok vagy meghatározott események, szituációk alapján történik a visszakeresés. Ennek során különböző kérdésekre várhatunk választ, amelyek akár a gyakorló gyógyítási tevékenységre, akár orvosi kutatási, oktatási, vagy gazdasági területre vonatkoznak. A különböző jelzőkhöz tartozó adatok tetszőleges számban és párosításban, szöveges formában, vagy táblázatban jelennek meg. A problémakörök különböző típusú visszakereséssel szűkíthetők, konkretizálhatók. Az eddigi módszerekhez képest nagy előrelépést jelent, hogy a különböző kérdésekre kapott válaszok nem kódjelekkel vagy számokkal ábrázolódnak, hanem szöveges - verbális - információ áll rendelkezésre, ugyanakkor mód van arra is, hogy számszerű vagy százalékos előfordulást kapjunk.

MEDREK K Ö R T Ö R T É N E T 151.
_ A BETEG AZONOSÍTÓJA: SZAF491124FAM - - - - -
_ DATUM FORRÁS JELZŐ ESEMÉNY MEGJ. - - - - -

750612

KARDIOLOGIA

EGYÉB FUNKCIO
FELVÉTEL
VIZSGÁLATFUNKCIÓK

A BETEG SZÜLETÉSI ÉVE 1940-1949
A BETEG MAGYAR ÁLLAMPOLGÁR SZÜLETÉSŰ
A BETEG MAGYAR ÁLLAMPOLGÁRSÁGU
A BETEG 20-29 EVES
HÁZAS

ANAMNÉZIS

MUNKAKÖRE NEHÉZ
A BETEG KÖZÉPISKOLÁBA JÁR/T/
MUNKAHELYE EGÉSZSÉGTelen
LAKÁSA MEGFELELO
CSALÁDJÁVAL ÉL
-
SZIVE MIATT KERÜLT ORVOSHOZ
-
KÖHÖGÉS
REGGEL, FELKELEÉS UTÁN KÖHÖG
KÖPÉTET KÖHÖG FEL
AZ UTÓBBI ÉVBEN VOLT MELLKASRÖNTGENEN

AKTUÁLIS

CIGARETTÁT SZIV
5-10 ÉVE DOHÁNYZIK
NAPI 10-20 CIGARETTÁT SZIV
STATUS
SZERTURET NINCS
FOGAZAT JAVITOTT
FOGAK SZUVAZODÁSA
GERINC ES HÁT RENDBEN, CV ÉRZÉKENYSÉG NÉLKÜLI
KÖROS NYIROKCSOMÓ NINCS, PAJZSMIRIGY KIFELE NEM NAGY
MELLKAS, MELL ALAKILAG EP, LÉGZ. JÓL KITER
HAS KÖROS ELTERÉS NÉLKÜLI
TUDÓ: KOP. ES HALG. ELTERÉS NINCS
SYSTOLES ZÖREJ PROTOSYSTOLES CSATTANÁS
GENITALIS VIZSG.: KÖROS ELTERÉS NÉLKÜLI STATUS
VÉGTAGOK: SZABAD IZÜLETEK, EREK RENDBEN
IDEGRENDSZER NORMÁLIS

KÖZPONTI

LABORATORIUM
MINŐSÉGI VERKÉP: PÁLCIKA
MINŐSÉGI VERKÉP: SEGMENT
MINŐSÉGI VERKÉP: EOSINOPHIL
MINŐSÉGI VERKÉP: LYMPHOCYTA
MINŐSÉGI VERKÉP: MOROCYTA
HAEMATOKRIT
HAEMOGLOBIN

KARDIOLOGIA

SZIV -ALAK-NAGYSÁG -HELYZET RTG ELTÉRÉS
MAGYAR ELTERÉS - AORTA

UROLOGIAI SEBÉSZET

DIAGNOSZTIKAI VIZSGÁLAT
VESE - HUGYUT RTG ELTÉRÉS NINCS

KARDIOLOGIA

ELBOCSÁTÓ DIAGNOZIS
A LÉGZŐRENDSZER EGYÉB BETEGSÉGEI/5190-5199/

750616

EGYÉB FUNKCIO
ELBOCSÁTÁS

1. ábra

MEDREK rendszer szerint visszakeresett körtörténet rövidített változata. Az outprint eredeti változata nyomdatechnikai okokból nem közölhető

A MEDREK rendszer létesítése és aktualizálása során a diagnózisok fogalomrendszerének megalkotása a WHO kódrendszere alapján történt. A WHO diagnózisfa 16 főcsoportja további alcsoportokra, majd egyedi diagnózisokra oszlik. A rendszer 1250 féle kórismét tartalmaz, amelyeknek azonban csak kis része fordul elő adott profilu osztály gyakorlatában. A diagnózis készítés során az adott profil egyben azt is jelenti, hogy a személyi és tárgyi adottságoknak megfelelően, bizonyos diagnózisok részletezve, mások viszont az osztály szakmai képzettségének, érdeklődésének vagy lehetőségeinek megfelelően, csupán a diagnózisfa al- vagy főcsoportjainak szintjén kerülnek dokumentálásra. Ez a változó szakmai mélységű szint az adatoknak mind bevitelére, mind pedig visszakeresésére során az osztály felkészültségi szintjén is jelzi: a profilhoz illeszkedő diagnózisok részletezve, a többi betegségre vonatkozó kórismék mintegy szűrő jelleggel értékelhetők (Ghyczy - B. Nagy NJSZT Szeged, 1975).

A visszakeresés is hasonlóan, változó mélységű bontásban történik. Ez adott profilu osztály esetében, az adatbázis kiépítése során archivált anyag attribútum szerinti visszakeresésénél az adatfelvitel mélységében szolgáltatja a válaszokat. Lehetőség van azonban arra is, hogy további bontás-részletezés történjék. Ehhez már újabb programra van szükség.

A belgyógyászati osztályunk anyagából kiemelt 300 beteg dokumentációja 169, különböző mélységben részletezett diagnózist tartalmaz. Ez az összes diagnózis-féleségek 13,5 %-a. Ebből emeljük ki néhány, betegség-csoportra vonatkozó visszakeresés eredményét, amelyet a 2. ábra mutat be.

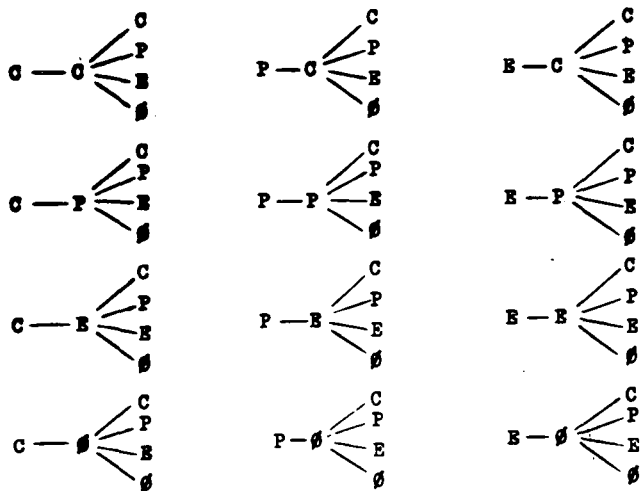
A kiemelés történhet csak az anamnézisében szereplő diagnózisok vagy csak az elbocsátó, vagy mindkét szempont szerint. Egy további - nem érdektelen - bontást mutat a 3. ábra, ahol alapbetegség, szövődmény, kísérőbetegség felosztásban szerepelnek a betegek.

A terápiák vonatkozásában lényegében ugyanazok a megfontolások érvényesek a MEDREK rendszerben, mint amelyeket a diagnózisnál elmondottunk. A 6 fő terápia fajta (általános, gyógyszeres, fizikai, műtéti, életfunkciós, munka- és psychotherápia) fő- és alcsoportokra oszlik.

98	KATNEV	EQ	2009	EGYÉB PNEUMOCONIOSISOK ÉS ROKON BETEGSÉGEK/5160-5169/														
99	KATNEV	EQ	2010	EGYÉB IDÜLT INTERSTITIALIS PNEUMONIA/5170-5179/														
100	KATNEV	EQ	2011	BRONCHIECTASIA/5180-5189/														
101	KATNEV	EQ	2012	A LÉGZŐRENDSZER EGYÉB BETEGSÉGEI														
				19	52	60	65	69	73	86	91	92	96	132	134	136	151	166
				167	174	176	177	187	198	207	213							
102	KATNEV	EQ	1659	A SZÁJÜREG, A NYÁLIRIGY ÉS AZ ÁLLCSONTOK BETEGSÉGEI/5200-5299/														
103	KATNEV	EQ	1660	A NYELŐCSŐ, A GYOMOR ÉS A NYOMBÉL BETEGSÉGEI/5300-5399/														
				4	12	50	95	114	131	156	161	163	187	201				
104	KATNEV	EQ	1661	APPENDICITIS/5400-5499/														
105	KATNEV	EQ	1662	HASÜREGI SÉRŰ/5500-5599/														
106	KATNEV	EQ	1663	A BÉL ÉS A HÁSHÁRTYA EGYÉB BETEGSÉGEI/5600-5699/														
107	KATNEV	EQ	1664	A MÁJ, AZ EPEHÓLYAG ÉS A HASNYÁLIRIGY BETEGSÉGEI/5700-5799/														
				12	19	22	32	56	69	78	81	94	110	119	125	147	161	164
				170	177	179	187	200	201	206	219							
108	KATNEV	EQ	1665	NEPHRITIS ÉS NEPHROSIS/5800-5899/														
109	KATNEV	EQ	1666	A HUGYRENDSZER EGYÉB BETEGSÉGEI/5900-5999/														
				4	35	74	99	144	161									
110	KATNEV	EQ	1667	FÉRFI NEMISZERVEK BETEGSÉGEI/6000-6099/														
111	KATNEV	EQ	1668	AZ EMLŐ, A PETEFÉSZEK ÉS A PARAETRIUM BETEGSÉGEI/6100-6199/														
112	KATNEV	EQ	1669	A MÉH ÉS AZ EGYÉB NŐI NEMISZERVEK BETEGSÉGEI/6200-6299/														
113	KATNEV	EQ	23	TERHESSÉGI, SZÜLÉSI ÉS GYERMEKÁGYI SZÖVŐDMÉNYEK/6300-6799/														
114	KATNEV	EQ	24	A BŐR ÉS A BŐRALATTI SZÖVET BETEGSÉGEI/6800-7099/														

2. ábra
300 beteg dokumentációjából a MEDREK fogalomrendszere alapján, diagnózis szerint visszakeresett megoszlás néhány betegség csoportban. Az outprint eredeti változata nyomdatechnikai okokból nem közölhető

DG: A.S.K.



3. ábra

Alapbetegség (A), szövődmény (S),
kísérőbetegség (K) lehetséges válto-
zatai cardiológiai (C), pulmonoló-
giai (P) és egyéb (E) csoportosítás-
ban

Az összes therápiák száma kb. 3500. Adott profilu kórházi osztályunk a gyógyszererekből 180 félért használ rendszeresen. A használatban lévő therápiák a MEDREK rendszer alkalmazásával tovább bonthatók (okitüneti, hazai előállítású, - import, tőkés import-szocialista import stb.) ill. lehetőség van arra is, hogy a therápiás beavatkozások időbeli lefutására, módosítására, tehát mennyiségi és minőségi változásokra vonatkozó információt is nyerjünk.

Az eddig kifejlesztett fogalomrendszer bármilyen mélységű, bármilyen kombinációju ismérvi szerinti visszakerdezésre lehetőségét a therápiára vonatkoztatva az alábbiak szerint próbáltuk ki:

1. A 4. ábra szöveges formájú output-ot mutat, egy beteg ápolási folyamatára eső és elbocsátó javaslatában szereplő therápia okitüneti bontásában.

2. Az 5. ábra a gyógyszerfajtákat mutatja, hatástani csoportok szerint. Az alcsoportosítás szempontjai a következők voltak:

- hazai előállítású vagy import, az utóbbin belül szocialista vagy tőkés import.

3. Elkészült továbbá egy olyan tábla is, amelynek oszlopain gyógyszerek hatástani csoportjait, sorain pedig diagnózis főcsoportokat kérdeztünk vissza. A metszéspontokban az esetek száma szerepel.

Betegazonosító:	53	
	75o3o5	
	147	Kardiologia
	47	Elbocsátó diagnózis
	1922	A mitralis billentyű betegségei/394o-3949/
Betegazonosító:	53	
	75o3o5	
	147	Kardiologia
	47	Elbocsátó diagnózis
	1923	Az aortabillentyű betegségei/395o-3959/
Betegazonosító:	53	
	75o31o	
	147	Kardiologia
	99	Tüneti therapia
	2947	Diaphyllin venosum inj.
Betegazonosító:	53	
	75o31o	
	147	Kardiologia
	100	Oki therapia
	1282	Strophosid inj.
Betegazonosító:	53	
	75o312	
	147	Kardiologia
	99	Tüneti therapia
	118o	Seduxen tbl.
Betegazonosító:	53	
	75o318	
	147	Kardiologia
	100	Oki therapia
	1253	Isolanid cseppek
Betegazonosító:	53	
	75o318	
	147	Kardiologia
	99	Tüneti therapia
	2948	Diaphyllin végbélkup
Betegazonosító:	53	
	75o319	
	147	Kardiologia
	107	Elbocsátó oki therapia
	1253	Isolanid cseppek

4. ábra

Mitralis + aorta billentyű betegségben szenvedő beteg kórházi ápolása idején alkalmazott, valamint elbocsátó javaslatában szereplő gyógyszeres kezelés. A MEDREK rendszere szerint visszakeresett kórtörténeti részben dátum alapján megállapítható a kezelés időtartama is. Az eredeti outprint nyomdatechnikai okokból nem közölhető

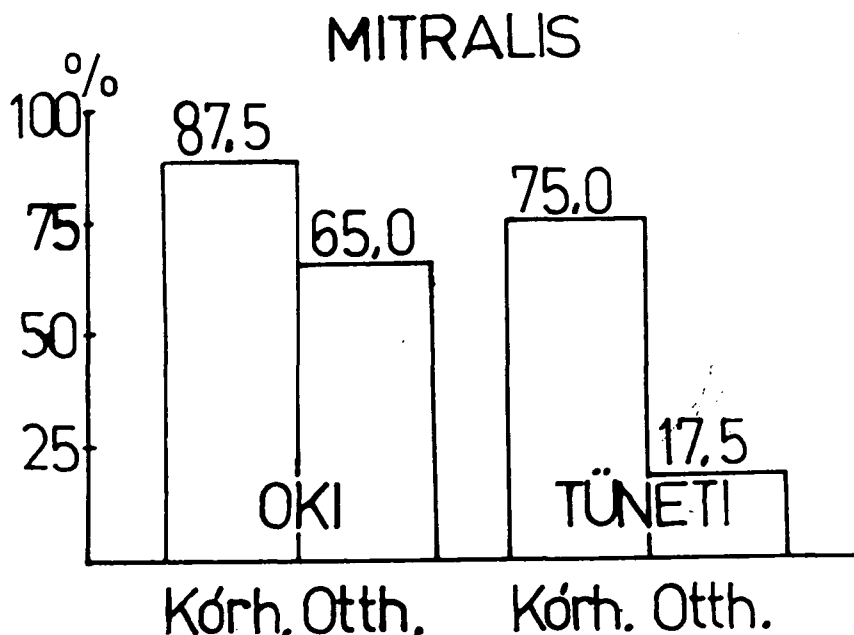
84	KATNEV	EQ	436	VÉRZÉSCSILLAPÍTÓ HAZAI KÉSZÍTMÉNYEK												
			13 31 35 39	48	49	54	72	81	86	129	145	148	150	171		
			200 201 219													
85	KATNEV	EQ	437	VÉRZÉSCSILLAPÍTÓ GYÓGYSZERKÖNYVI ANYAGOK												
86	KATNEV	EQ	438	VÉRZÉSCSILLAPÍTÓ IMPORT KÉSZÍTMÉNYEK												
87	KATNEV	EQ	439	HAZAI VÉRKÉPZŐ KÉSZÍTMÉNYEK												
			4 11	139												
88	KATNEV	EQ	440	VÉRKÉPZŐ HATÁSÚ GYÓGYSZERKÖNYVI ANYAGOK ÉS FONO ELŐÍRÁSOK												
89	KATNEV	EQ	441	VÉRKÉPZŐ HATÁSÚ IMPORT KÉSZÍTMÉNYEK												
90	KATNEV	EQ	183	ELÉSZTÉSRE HATÓ GYÓGYSZEREK												
			4 11 20 21	35	41	48	70	74	75	80	82	84	93	94		
			109 110 114 117	119	121	126	131	136	145	149	150	156	158	167		
			171 174 191 200	220	223											
91	KATNEV	EQ	2057	HAZAI HUGYHAJTÓ HATÁSÚ KÉSZÍTMÉNYEK												
			5 7 16 20	21	26	28	29	30	38	43	48	51	53			
			54 62 64 70	72	76	79	80	82	84	85	86	89	94	97		
			98 99 105 110	111	114	115	117	119	120	124	125	126	145	148		
			149 152 171 180	183	184	194	196	197	199	200	201	205	206	223		
92	KATNEV	EQ	2058	HUGYHAJTÓ HATÁSÚ GYÓGYSZERKÖNYVI ANYAGOK												
93	KATNEV	EQ	2059	HUGYHAJTÓ HATÁSÚ FONO ELŐÍRÁSOK												
94	KATNEV	EQ	2060	HUGYHAJTÓ HATÁSÚ DEMOKRATIKUS IMP. KÉSZÍTMÉNYEK												
			35 49 64 76	79	82	85	94	119	149	197	201					
95	KATNEV	EQ	2061	HUGYHAJTÓ HATÁSÚ TÖRÉS IMPORT KÉSZÍTMÉNYEK												
96	KATNEV	EQ	2062	MÉHRE HATÓ HAZAI KÉSZÍTMÉNYEK												
			175													
97	KATNEV	EQ	2063	MÉHRE HATÓ GYÓGYSZERKÖNYVI ANYAGOK												
98	KATNEV	EQ	2064	MÉHRE HATÓ TÖRÉS IMPORT KÉSZÍTMÉNYEK												

5. ábra

Gyógyszerhatástani csoportok szerint visszakerdezett megoszlási tábla. A tábla alapján hazai - import felosztásban is megállapítható a gyógyszer-felhasználás. Az eredeti outprint nyomdatechnikai okokból nem közölhető

4. Végül ez a fajta felmérés lehetőséget biztosít annak megállapítására is, hogy a kórházi és otthoni therápiák oki-tüneti-preventív szempontból hogyan oszlanak meg összességükben vagy gyógyszerenként.

Példaképpen visszakerestünk a MEDREK rendszer segítségével a kiemelt 300 beteg közül a mitralis billentyű betegség diagnózisával távozottak gyógyszeres kezelését (6. ábra). Összesen 40 ilyen alapdiagnózisu beteg szerepel (13,3 %). Ezek közül a kórházi gyógyítási-ápolási periódus alatt 35 részesült oki (87,5 %), 30 pedig tüneti kezelésben (75,0 %). Az elbocsátó javaslatban 26-nál (65,0 %) szerepelt oki és csupán 7 betegnél (17,5 %) tüneti therápia. Ebből a példából már első pillantásra látható, hogy az intézeti körülmények között alkalmazott tüneti szerek (altatók, nyugtatók, emésztésjavítók stb.) kb. 3/4 része esetleges. A betegek fennmaradó 1/4 része a szintén tüneti kezelésként adott vizelethajtó gyógyszereket szedi, erre azonban otthoni körülmények között is szükség van. További, a gyógyszerek névszerinti részletezésével még fontosabb következtetések is levonhatók, melyek azonban már inkább orvos-szakmai vonalon méltók figyelemre.



6. ábra

Mitralis billentyű betegség miatt kezelt 40 beteg gyógyszeres therapiájának megoszlása, oki - tüneti, illetve kórházi - otthoni bontásban

Az egyes gyógyszerek szedésének időtartama a dátumozás révén megfelelő programmal gépi úton megállapítható és összegezhető. Ily módon lehetőség nyílik arra, hogy az adott osztály szakos gyógyszerprofilját - esetleg éppen tervezési célokkal - felmérjük, továbbá számszerű képet kapjunk arról a szakmai és gazdasági szempontból egyaránt érdekes összefüggésről, amely egy adott osztály munkáját és ezen belül a betegek ellátását a legkülönbözőbb szempontok szerint (diagnózis, életkor, nem, kezelőorvos, évszak stb.) mutatja meg.

A fentiek pontosabb megítéléséhez, elemzéseink szerint nélkülözhetetlen a gyógyítási-ápolási folyamat intenzitásának ismerete.

Hogy ezen mit értünk, a 7. ábrán mutatjuk be.

GYÓGYÍTÁSI INTENZITÁS

	ORVOS	NŐVÉR	
I.	+	+	INTENZIV
II.	+	-	RUTIN
III.	-	-	SZANAT.
IV.	-	+	ELFEKVŐ

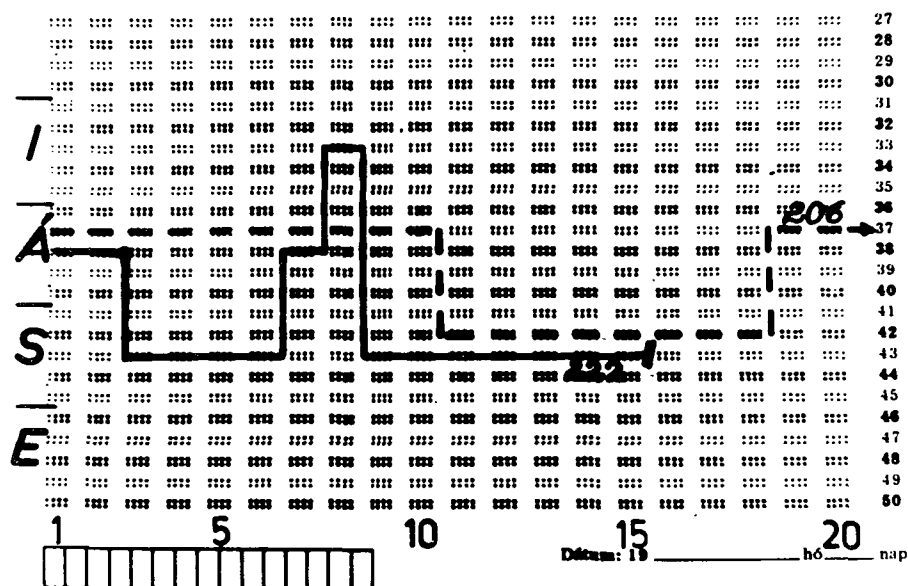
7. ábra

A gyógyítási - ápolási folyamat intenzitásának felosztása orvosi és ápolónői rászorultság szerint

Aszerint, hogy a beteg orvosra, ill. ápolónőre való rászorultsága milyen foku, az alábbi lehetőségeket különböztettük meg. Ahol az orvosi és a nővéri rászorultság nagy, azt intenzív ápolási szaknak, ahol csak orvosi rászorultság nagy, általános (vagy rutin) ápolási szaknak minősítettük. Ahol sem az orvosi, sem a nővéri rászorultság nem nagyfoku szanatóriumi, végül ahol az ápolónővéri rászorultság nagy, elfekvő szakról beszélünk. Ez a minősítés egy

adott osztály betegei súlyosságának jellemzésére, az adott súlyos-
sági szak gyógyszerigényére, esetleg személyi szükségletének vál-
tozásaiban meglévő tendenciák felmérésére alkalmas.

A MEDREK visszajelentő rendszer adatai alapján példakép-
pen mutatjuk be a 8. ábrát, melyen két cardiológiai diagnózisu
beteg gyógyítási-ápolási folyamatának fázisait láthatjuk.



8. ábra

Két cardiológiai diagnózisu beteg intézeti gyógyítási - ápo-
lási folyamatának intenzitás fázisai, ápolási napok szerint.

I = Intenzív Á = általános (rutin) Sz = szan-
tórium E = elfekvő

Ha pl. az adatokat nem ápolási napokra normalizáltan ábrázoljuk, hanem naptári időbeosztás szerint, akkor egy-egy idő-
szak ápolási intenzitása tűnik ki. Ily módon összefüggések kereshe-
tők a kérdéses időszak és ápolói személyzet, vagy éppen meteoro-
lógiai tényezők vonatkozásában.

Mindezek az elővizsgálatok azt a célt szolgálták, hogy o-
lyan, a dekurzust lefedő dokumentációt dolgozzunk ki, amelyen az
adatrögzítés a már meglévő klinikai dokumentációnkhoz hasonlóan
egyszeri, és mind az orvos, mind a gép által olvasható formát ölt.

Összefoglalva: a MEDREK fogalomrendszerének felhasználásával 300 mintaelemszámú betegcsoportos felmérést végeztünk, annak tisztázására, hogy milyen szempontokat kell figyelembe vennünk a dekurzust lefedő primér bizonylat kialakításánál.

Ennek eredményeként megállapítottuk, hogy az egyes terapiák megnevezése mellé szükséges azok további minősítése oki - tüneti - preventív, illetve "kórházi" - hozott - otthoni jelzőkkel.

Szükséges továbbá a MEDREK fogalomrendszere szerint a vizsgálatok fajtáit és időrendjét, valamint az ápolás intenzitás fázisait egyértelműen rögzítő jelölésmód.

Mindezek számos olyan felmérési kombinációt biztosítanak, amelyek adott ápolási egység vagy betegcsoport therapiás és ápolási, szakmai és gazdasági szempontját figyelembe vevő kérdésekre adnak választ.

Irodalom

- (1) Ghyczy, K., B. Nagy, A.: Kérdőívek alkalmazása operatív diagnózisok meghozatalában. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 6. Kollokvium, Szeged, 1975. 303-307. o.
- (2) Lánc, M., Széphalmi, G., Torma, L.: Számítógépes kórházi kóresettár kialakító, karbantartó és lekérdező programrendszer. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974. 355-365. o.
- (3) Naszlady, A., Littauer, A., Papp, G., Korom, Gy., Juhász, B.: Tapasztalataink a klinikai adatrögzítéssel. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 6. Kollokvium, Szeged, 1975. 209-218. o.
- (4) Széphalmi, G., Kovács, F., Naszlady, A., Pótz, P.: Fogalomrendszer és modell orvosi-egészségügyi információk kezelése. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974. 343-354. o.

Egészségügyi Gyermekotthonok Országos Módszertani Intézete
és
SZÁMKI

Az egészségügyi gyermekotthonban ápolat gyermekek komplex vizsgálata - egy MEDREK-alkalmazás

Hegedüs T. András, Szondy Mária, Széphalmi Géza és Lánc Margit

Az Egészségügyi Gyermekotthonok Országos Módszertani Intézete három különböző jellegű és célú adatgyűjtést és adattárolást végez az országban lévő legsúlyosabb mértékben értelmi fogyatékos gyermekekkel kapcsolatban.

Először, az Egészségügyi Minisztérium intézetünknek adta át a legsúlyosabb mértékben fogyatékos gyermekek kötelező bejelentésével kapcsolatos adatgyűjtési és adatrendszerezési feladatokat. E munka keretében egyrészt az egyéni nyilvántartást kellett megszerveznünk, másrészt epidemiológiai jellegű adatfeldolgozást kell végeznünk rendszeresen.

Másodszor, a Módszertani Intézet kidolgozta a 27 gyermekotthonban kötelezően vezetendő egységes Törzslapot. Ez a törzslap megfelel a legkorszerűbb orvosi, pszichológiai, gyógypedagógiai elméleti eredményeknek és gyakorlatnak. Egységes és szabályozott kitöltési instrukció biztosítja azt, hogy mind általános, mind speciális jellegű kórerediti problémákkal, diagnosztikus és terápiás problémákkal kapcsolatos összefüggéseket állapíthassunk meg.

Harmadszor, képet kívántunk alkotni a már hosszabb ideje gyermekotthonokban ápolat közel 4000 beteg kórereditéről, jelenlegi állapotáról és az alkalmazott terápiás eljárásokról. Ebben a komplex vizsgálatban gyermekgyógyászati, neuro-pszichiátriai, genetikai, pszichológiai, biodemográfiai, epidemiológiai adatgyűjtést végzünk.

Célszerűnek látszott, hogy az adatokat, vagyis a vizsgálati eredményeket egységes számítógépes rögzítési, tárolási és feldolgozási

rendszerben kezeljük. Így együttesen tudjuk kezelni az országosan kötelező egyéni adatbejelentés, az egységes törzslap és a komplex vizsgálat információit.

A feladat megoldására a SZÁMKI MEDREK rendszerét választottuk. A három különböző munka nagyságát néhány adattal illusztráljuk: a kötelező adatbejelentés évi 1000 új adatlapot jelent, évente kb. 300 új törzslapot állítanak ki a gyermekotthonok, a komplex vizsgálat közel 4000 betegre vonatkozik. A bejelentéseket 2500, a törzslapot 5500, a komplex vizsgálat eredményeit 8000 fogalommal irtuk le.

A MEDREK rendszer célja az, hogy kövesse az egészségügyi intézmények gyógyító munkájának folyamatát, és rögzítse a betegekkel összefüggő elemi eseményeket.

A betegazonosítóval, az adatforrással, az időponttal, az esemény megnevezésével és funkciójának megadásával rögzített elemi eseményekből bármely elemzés céljára kellő részletességgel rekonstruálható a terápiás folyamat. Lehetőség van ugyanis az események tartalmán kívül azok időbeli sorrendjének, helyének, okának, céljának utólagos megállapítására.

Előadásunkban azt kívánjuk bemutatni, hogy a MEDREK rendszer más egészségügyi adatfeldolgozási feladatok megoldásának is hatékony eszköze lehet.

Az Egészségügyi Gyermekotthonok Országos Módszertani Intézetében folyó rendszerépítés jellegzetességeit a MEDREK alapkonceptiójával összehasonlítva tudjuk felvázolni.

1. Nem klinikai alkalmazásról van szó. Az adatfelvétel a beteg sorsát egy-egy adott szakaszban nem kíséri végig, csupán néhány diszkrét alkalommal érkezik a betegről információ. Az adatok retrospektívek, anamnézis-szerűek, vagy pedig 2-3 alkalommal (a rendszer bizonylatainak kitöltése alkalmával) "kimerevitve" tükröznek vissza állapotokat, státusz-szerűen.

Továbbá, csak esetlegesen fordul elő, hogy a különböző adatlapokat ugyanarról a betegről töltjük ki. Így az adat-archivum gya-

korlatilag azonnal hozzáférhető és használható, nem kell megvárni az egy-egy betegről folyamatosan érkező információk lezárását.

2. A rendszerépítés lépcsőzetes. Az első bővítések már a tervezés fázisában megjelentek, s ez semmiféle elvi akadályt nem jelentett. Ez mindössze azzal a következménnyel járt, hogy ezen a konferencián - amely informatikai metodikával foglalkozik - nem tudunk illusztrációként új defektológiai szakmai eredményeket bemutatni. A munka előrehaladásának ütemét ugyanis meghatározzák a rendelkezésünkre álló erőforrások.

A rendszer jelenlegi céljai közé tartozik az, hogy kezelje az országos nyilvántartást és adatszolgáltatást, vagyis az egyéni adatfelvételi lap adatait, hogy kezelje az egészségügyi gyermekotthonok nyilvántartási, szakmai, tudományos és egyéb adatszolgáltatási és elemzési igényeit szolgáló törzslap adatait, hogy kezelje a komplex vizsgálat valamennyi adatfelvételi lapjának a széleskörű tudományos kutatási programba tartozó adatait.

Mindhárom rész-cél egyedi adatfeldolgozási feladat is lehetne. Azonban a MEDREK-be integrálva az eredmény egy egységes rendszer. A közös adat-leíró fogalomrendszer, a közös tárolás és visszszakérdezés lehetősége megsokszorozza az egyébként azonos területről, a legsúlyosabb mértékben fogyatékos gyerekekről rendelkezésünkre álló, kezelhető és elemezhető információk tömegét. Emellett az eredetileg különböző jellegű és célú adatfelvételek esetleges tartalmi átfedései redukálhatók.

3. Az inputok a MEDREK-től függetlenül kialakított bizonylatokon érkeznek. Az egyes adatlapok tartalmilag és formailag mindig az adott felvétel céljaihoz, igényeihez, lehetőségeihez, a szervezési körülményekhez és az adatok mennyiségéhez alkalmazkodtak. Azonban a tartalmi rokonság és az átfedések lehetővé tették, hogy többszöri bővítés után kialakuljon a mindhárom bizonylat adatainak leírására alkalmas Biodemográfiai Fogalomrendszer Fogyatékos Gyermekek Adatainak Számítógépes Kezelésére című katalógus.

A MEDREK által igényelt szabványos bemenetet ezek után konverter-programok állítják elő. Ezek a számítógépes folyamatok az egyes bizonylatok saját kódrendszerében leírt adatokat szótár segítségével átalakítják egységes alakra.

4. Az EGYOMI alkalmazás - mint minden más egyedi adaptáció - sajátos fogalomkörrel dolgozik. Biodemográfiai Fogalomrendszerben sok a nem kimondottan klinikusi adat, a klinikai adatok egy része pedig speciális.

5. A sajátosságok azt eredményezték, hogy a terápiás folyamatra orientált klinikai MEDREK forrás, jelző és eseménytípus fogalmai rendszerünkben általánosabb értelműek. A POPGEN rendszerhez hasonlóan itt is kötetlenül használhatók fel az egy adat leírására rendelkezésre álló rekord mezői.

A forrás azt jelzi, hogy az adat milyen típusu bizonylaton keletkezett a felsorolt három közül, és jelzi az adatszolgáltató földrajzi területét, intézményét, személyét, pl. Egyéni adatfelvételi lap budai járási gyermekorvostól.

A jelző feltünteti, hogy milyen esemény-főtípusra vonatkozik az adat, kire vonatkozik (a vizsgált gyermekre, anyjára, apjára, testvérére stb.), milyen időszakra vonatkozik (prenatalis, perinatalis, postnatalis, kisgyermekkor stb.).

Az eseménytípus (adattípus) főcsoportjai a vizsgálat, a diagnózis, a terápia adatai, a személyi adatok, a szociális adatok, s mindezek a szokásosnál általánosabb felfogásban. Különösen vonatkozik ez a vizsgálatra, ahova egyaránt besoroljuk pl. a klasszikus ortopédiai vizsgálatot, és annak megállapítását, hogy a gyermek egyes szavakat hány hónapos korában kezdett megérteni.

E három adatmezőbe rögzíthető adatokat a MEDREK-ben a katalógus, esetünkben a Biodemográfiai Fogalomrendszer tartalmazza többszintű hierarchikus strukturában. A rendszer visszakerdezésekor felismeri a kérdésben szereplő genetikus fogalmakhoz tartozó valamilyeni specifikus fogalmat. Az ebből származó előnyöket más publikációk ismertették.

Végül bemutatjuk egy adat teljes leírását abban a formában, ahogyan az visszakerdezéskor jelentkezik.

Betegazonosító: SZEN 990720 MAE

Forrás: Törzslap a Bp. Kalóz utcai eü. gyermekotthonból

Dátum: 750510 (itt ez a kitöltés dátuma!)

Funkció-jelző: A gyermek 2. kórházi ápolásának diagnózisa

Esemény-típus: Otitis media masteitidisszel

Megjegyzés: Heim Pál gyermekkórház

Állattenyésztési Kutatóintézet és Számítógéppalkalmazási Kutató-
intézet

A POPGEN populációgenetikai információs rendszer

Eőry A., Klósz T., Ács I., Tarján P., Káldi T. és Pótczy P.

Alapfogalmak

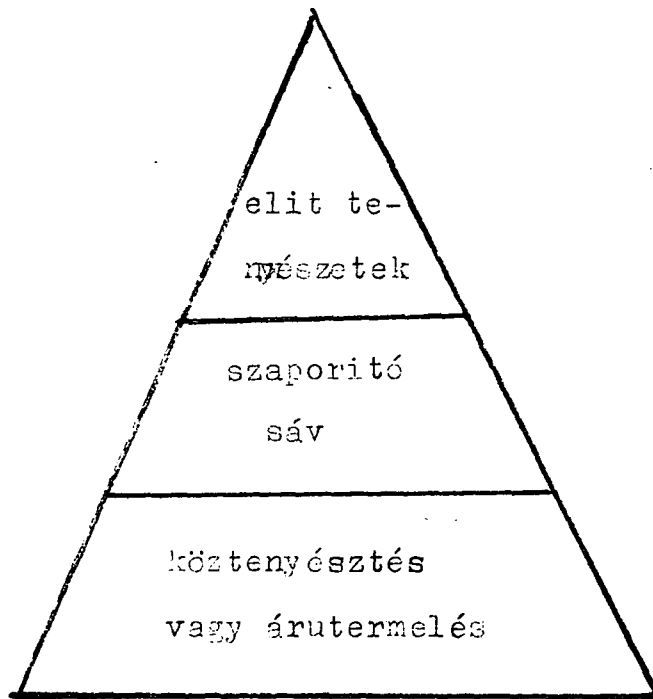
A populációgenetika szemléletmódjának fő jellemvonása, hogy az állategyedek vizsgálata helyett a teljes populációk genetikai analizisére és nemesítési eljárásainak fejlesztésére irányítja a tenyésztők figyelmét. Genetikai szempontból populációnak tekintjük az állatállományt akkor, ha tagjai egymás között párosodnak és bizonyos mértékű genotipusos és rendszerint fenotipusos hasonlóságot mutatnak. Ez az a hasonlóság, amely a szóban forgó állományt többé-kevésbé határozottan elhatárolhatóvá teszi. (Dohy, 1973.)

A populáció vizsgálata egyedei tulajdonságainak mérésével, vizsgálatával kezdődik. Sertések esetén - a POPGEN rendszer sertésállományok adataira épül - az állategyedek tulajdonságai örökölhetőség szempontjából 3 nagy csoportba oszthatók:

1. Kevésbé öröklődő tulajdonságok, mint pl. szaporaság (azaz malacsám), valamint a születéskori malac önsúly (un. alomsúly).
2. Közepesen öröklődő tulajdonságok, ide tartozik az állat takarmányértékesítése és növekedési erélye.
3. A jól öröklődő tulajdonságok közé tartozik az állat szalonnavastagsága, ezzel kapcsolatban a hus-zsír aránya stb.

Problémafelvetés

Az állattenyésztési viszonyokat jól jellemzi az un. tenyésztői piramis:



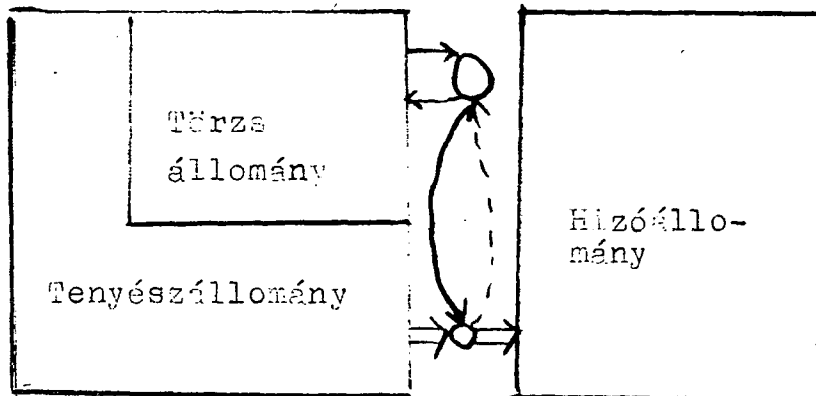
1. ábra

Az állattenyésztés szempontjait jellemző tenyésztői piramis

Hazánk tenyészállat-állománya viszonylag kisszámu elit-tenyészetben található, egy-egy telepen viszonylag nagy számban. Ez a tőkés viszonyokhoz képest is egyedülálló sajátosság lehetővé teszi nagy állatlétszámu populációk bevonását a genetikai nemesítő munkába. Nagy állatlétszámok esetén azonban nélkülözhetetlen egy populáció-genetikai számítógépes információs rendszer.

A fajsertés tenyészetek állománya funkció szerint három részre osztható. A fajok fenntartását hivatott szolgálni a törzsállomány. A tenyészállomány a levágott hizósertések utánpótlását biztosítja. Leselejtezett egyedei helyére a törzsállományból kerül utód. (2. ábra)

Bár a tenyésztői munkát csak a törzs- és tenyészállományon kell végezni, az itt nyilvántartott egyedek száma jelenleg már 1500.



2. ábra
A törzs-, tenyés- és hizóállomány kapcsolata

A POPGEN rendszer

Jelen előadásunk szorosan kapcsolódik az előzőekhez, mivel a POPGEN rendszer kialakításához, karbantartásához és lekérdezéséhez szükséges programrendszer kialakításával járó munkaráfordítást lecsökkentettük azzal, hogy a Számítógéptudományi Kutatóintézetrel együttműködve a MEDREK rendszerrel szerzett tapasztalatokat hasznosítottuk.

A POPGEN akárcsak a MEDREK archív rendszer. Ez azt jelenti, hogy az adatbázis egy dologra vonatkozó adatait vagy módosítani, vagy lekérdezni lehet. A két állapot közötti választóvonal az illető dologra vonatkozó adategyüttes lezárása. Természetesen esetenként ún. fiktív lezárást is alkalmazhatunk, így a tenyészállomány naprakész lekérdezésére is van lehetőség.

Bizonyára emlékszik a tisztelt Hallgatóság a megelőző előadásból, de a két évvel ezelőtt ugyanezen a kollokviumon elhangzott beszámolómban szerepelt már (Széphalmi et al., 1974, Lácnc et al. 1974) a klinikai MEDREK adatok típusának ismertetése (3. ábra).

Itt az eseménytípus együtt jelzi az adat típusát és értékét is.

Klinikai MEDREK	Beteg	forrás	dátum	jelző	esemény tip.	Megj.
--------------------	-------	--------	-------	-------	--------------	-------

POPGEN MEDREK	Állat	forrás	dátum	adattípus	érték	megj.
------------------	-------	--------	-------	-----------	-------	-------

3. ábra

A klinikai MEDREK és a POPGEN-MEDREK adatstruktúrája

A POPGEN rendszer esetében a szóhajóható értékek nagy száma miatt az eseménytípust két részre bontottuk, az adattípus és érték fogalmát kettéválasztottuk.

Ebbe a struktúrába épült be az az új jellemvonás, hogy rokon kapcsolatok állnak fenn az állategyedek között. Ezeknek a sokszor rendkívül szövevényes rokon kapcsolatoknak az értelmezése a megfelelő fogalmak bevezetésével történt.

A rendszer által értelmezhető fogalmak együttese a katalógus. Ugyancsak ismert az előző előadásból, hogy a katalógusban a forrás, adattípus és érték fogalmai szerepelnek. A katalógusban szereplő fogalmak nem függetlenek egymástól, ezeket bizonyos kapcsolatok fűzik egymáshoz. A kapcsolatok közül a genetikus-specifikus (G-S) összefüggés a legfontosabb.

Lehetőségek

A POPGEN rendszer adatszolgáltatásait mindenekelőtt annak eldöntésére kívánjuk felhasználni, hogy a szóhajóható populáció egyseges-e az egyes értékmérő tulajdonságokra nézve, vagy több-kisebb populáció összekeveredésével állunk szembe. Ez a feladat a tulajdonság-adatok gyakoriságvizsgálatát jelenti.

Ha a vizsgált populációnk homogén, a kiválasztott tulajdonságokra alapstatisztikákat kérünk, úgymint átlag, szórás, minimum és maximum értékeket.

A kiindulási és a következő generációk figyelembevételével most már kiszámíthatjuk az un. örökölhetőségi értéket (k^2), amely

egyféle értelmezésben a populációra jellemző utód-szülő regressziós koefficiens. Abban az esetben, ha mindkét szülő tulajdonságait ismerjük a k^2 kiszámításához a szülői tulajdonságok átlagát képezhetjük.

Az örökölhetőségi érték ismeretében számításokat kell végezni a tenyésztői genetikai előrehaladás becslésére. Ehhez mindezekelőtt a generáció intervallum kiszámítására van szükség:

$$G_1 = \frac{k_A + k_M}{2}$$

azaz a malac születésekor a kan és a koca életkorának (k_A és k_M) átlaga.

A tenyésztői feladat szabja meg az un. szelekciós intenzitás (I) értékét, amely pl. ha a 27 mm-es hátszalonna vastagságról le akarunk menni 24 mm-re egy generáció intervallum alatt, akkor kb. 10 %. Mindezek alapján a genetikai előrehaladás:

$$\Delta g = I \cdot h^2 \cdot \bar{X} / G_1$$

ahol \bar{X} az átlagos tulajdonság érték.

Mivel a gyakorlatban több tulajdonság vizsgálata alapján szelektálunk az egyes tulajdonságok súlyozásával egy un. szelekciós indexet kell megadni.

A POPGEN információs rendszer adatbázisa különböző sertésfajta elit tenyészetek adatait tartalmazza R-10-es számítógépen. Ezeknek az un. alapvonalaknak a homogenizálása a cél, ami megtérül azzal, hogy a belőlük kialakított tenyészhibrid is jobban homogenizálható.

Irodalom

- (1) Dohy, J.: Bevezetés a populációgenetikába (in: "A genetika alkalmazása az állattenyésztésben") MÉM Mérnök- és Vezető-továbbképző Intézet, Orsz. Állatteny. Felügy. Budapest, 1973.

- (2) Széphalmi, G., Kovács, F., Naszlady, A., Pótczy, P.: Fogalomrendszer és modell orvosi-egészségügyi információk kezelésére, Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974.
- (3) Lánc, M., Széphalmi, G., Torma, L.: Számítógépes kórházi kóresettár kialakító, karbantartó és lekérdező programrendszer, Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 5. Kollokvium, Szeged, 1974.

Semmelweis Orvostudományi Egyetem és János Kórház
Budapest

A különböző szcintigráfias kollimátorok felbontóképességének
javitása

Kanyár Béla, Krasznai István, Szilvási L-né és Bános Csaba

A szcintigráfias vizsgálatok eredményességének egyik feltétele, hogy a vizsgálandó szervre specifikus radioaktív készítményt találjunk. Ugyanis, ha a feltérképezendő szerv, vagy szövet környezete is akkumulálja a sugárzó izotópot, akkor a szervet nehezen, vagy egyáltalán nem tudjuk megkülönböztetni környezetétől. Ilyen nehézség merül fel ^{75}Se többek között - a hasnyálmirigy-szcintigráfiánál is. A szóba jöhető ^{75}Se -mentionin a hasnyálmirigyen kívül a mögötte és mellette elhelyezkedő májban is dusul, ami erősen zavarhatja a képértékelését. Ezért Schepers és Winkler (1) 1964-ben javasolta a szubtrakciós elv alkalmazását. Az elv lényege a következő: Ha van olyan un. segédizotóp, amely csak a szerv környezetében dusul, és ott hasonlóan mint a szerv feltérképezésére alkalmazott főizotóp, akkor a főizotóp eloszlásából levonva a segédizotóp eloszlásának konstansszorosát, megkapjuk a vizsgálandó szerv szcintigramját. A szubtrakciós állandó viszont éppen a környezetben lévő főizotóp és a segédizotóp aktivitásának aránya, és egy biztosan környezeti területen meghatározható.

A két izotóp együttes alkalmazása azonban újabb mérés technikai és értékelési problémát vet fel (2). Nevezetesen a szcintillációs technikával a kisebb energiájú sugárzás - példánkban éppen a ^{75}Se izotóp sugárzása - mellett mindig mérjük a nagyobb energiájú, pl. az ^{198}Au , izotóp hatását. Ennek figyelembe vétele az un. átszórási tényezővel történik, amely a két mérőcsatornán mért beütésszámok hányadosa a csak nagyobb energiájú izotóp esetén mérve.

Míg a szubtrakciós állandó normális esetben kevésbé, addig az utóbb bevezetett átszórási tényező erősen helyfüggő. A szerv széle és

közepe közötti eltérés kétszeres is lehet, ezért célszerű, hogy szinte minden mérési pontban számoljuk. A Semmelweis OTE I. Belklinika és a János Kórház Izotóplaboratóriumában elsősorban a vázolt számítások elvégzése céljából kezdtünk számítógépet használni.

A mért adatokat a Szcintikart Numerik T készüléken lyukszalag alakjában kapjuk. A lyukszalag tartalmát először mágnesszalagra visszük, majd innen történik minden további számolás. A feldolgozás során alkalmazzuk a képek információtartalmának növelésére kidolgozott eljárásokat is. E területen átvettük Csernay és Csirik (3,4) eredményeit a képek simítása és a kollimátor felbontóképességének javítása céljából./*

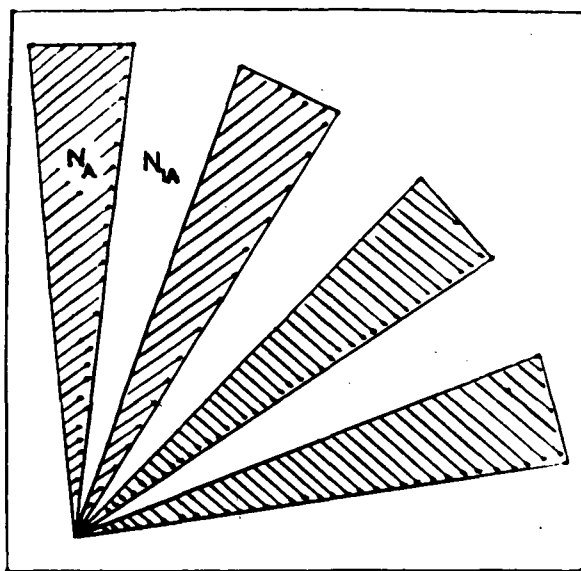
Mivel méréseinket több energiatarományban és többféle szcintillációs kollimátorral végezzük, célszerűnek láttuk, hogy ezek függvényében vizsgáljuk Nagai és linuma (5) által bevezetett, majd Csernay és Csirik (3) munkáiban is használt iterációs eljárást. Ezen kívül a felbontóképesség javítására kipróbáltuk linuma et al. (6) gradiens módszerét is. Ez utóbbihoz a képfüggvény vonalmenti, legalább másodrendű gradiensét is fel kell használni, amit a minimális három pontból becsültünk.

Az iterációs és a gradiens módszer alkalmazhatóságát elsősorban az 1. ábrán látható Siemens-csillagon felvett szcintigramokkal és ezeken számolt modulációs átviteli függvény (MÁF) értékekkel teszteltük.

A 2. ábra két izotóp (^{99m}Tc , 140 keV-os és ^{131}I , 364 keV-os sugárzás) esetén, három kollimátornál (37/100, 37/70 és 151/90 típus, Gamma Művek gyártmány) mutatja az iterációs (I) és gradiens (G) eljárás felbontóképesség javító hatását a számítógépi feldolgozás nélküli (A) esethez viszonyítva, $\gamma = 0,31 \text{ cm}^{-1}$ térfrekvenciánál. Különösen a legrosszabb felbontóképességű - viszont legnagyobb érzékenységű - kollimátornál sikerült lényeges javulást elérni. A MÁF számolási hibáját 10-20 % közt becsüljük, ezért a gradiens és iterációs eljárás közötti eltérést nem mondhatjuk jelentősnek.

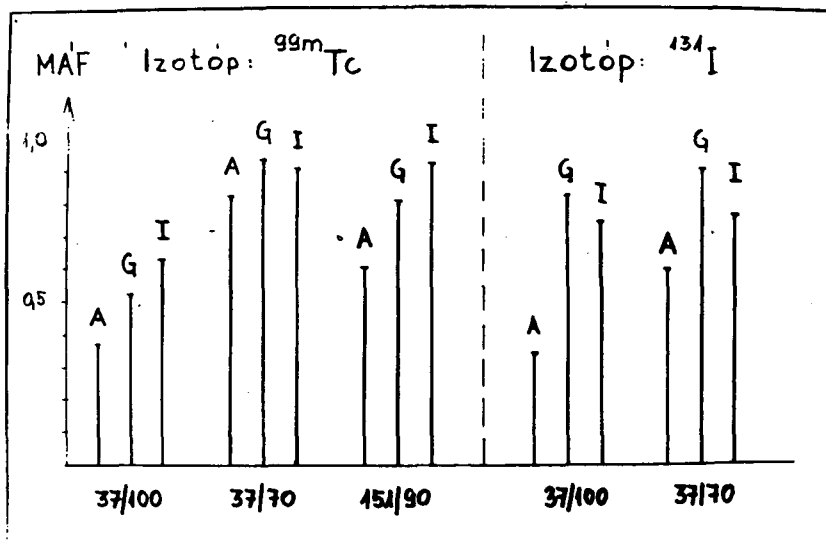
Az alkalmazott eljárások hatása a vizsgált kollimátorokra a γ térfrekvencia függvényében látható a 3. ábrán, ^{99m}Tc izotóp esetén.

/* Ezuton köszönjük meg a többszöri konzultációs lehetőséget és hasznos tanácsokat.

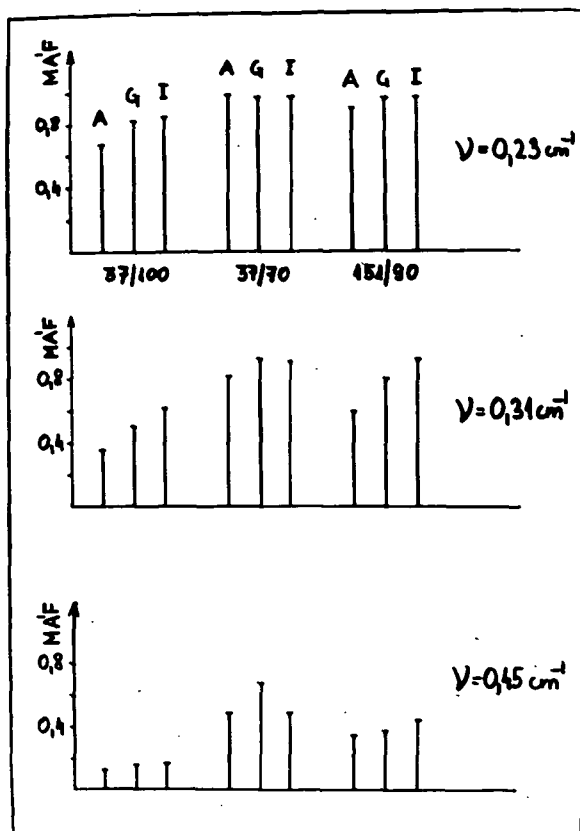


$$MAF = \frac{N_A - N_{IA}}{N_A + N_{IA}}$$

1. ábra



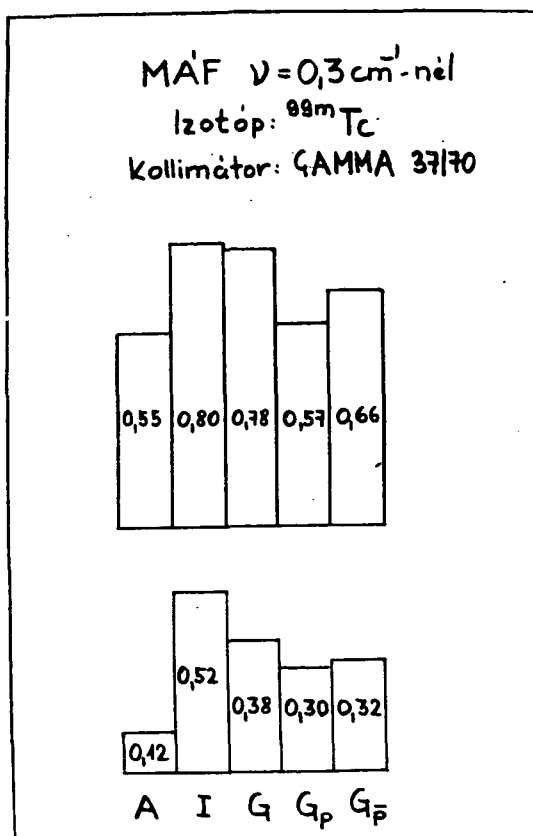
2. ábra



3. ábra

A $\nu = 0,23 \text{ cm}^{-1}$ értéknél (kb. 2 cm átmérőjű göb kimutatása esetén) csak a 37/100-as kollimátornál érhető el javulás. Viszont

$\nu = 0,45 \text{ cm}^{-1}$ -nél (kb. 1 cm-es göb kimutathatóságánál) a javított érték még mindig kicsi ahhoz, hogy az eredmény elérje a kívánatos $\text{MÁF} = 0,6$ értéket. Tehát a fenti feltételek mellett elsősorban a $\varnothing \approx 1,5 \text{ cm}$ -es göbök kimutathatóságában érhető el jó eredmény. Ezen átmérő-érték felett szinte felesleges a javítás, alatta viszont nem elég a későbbi értékelés könnyítésére.



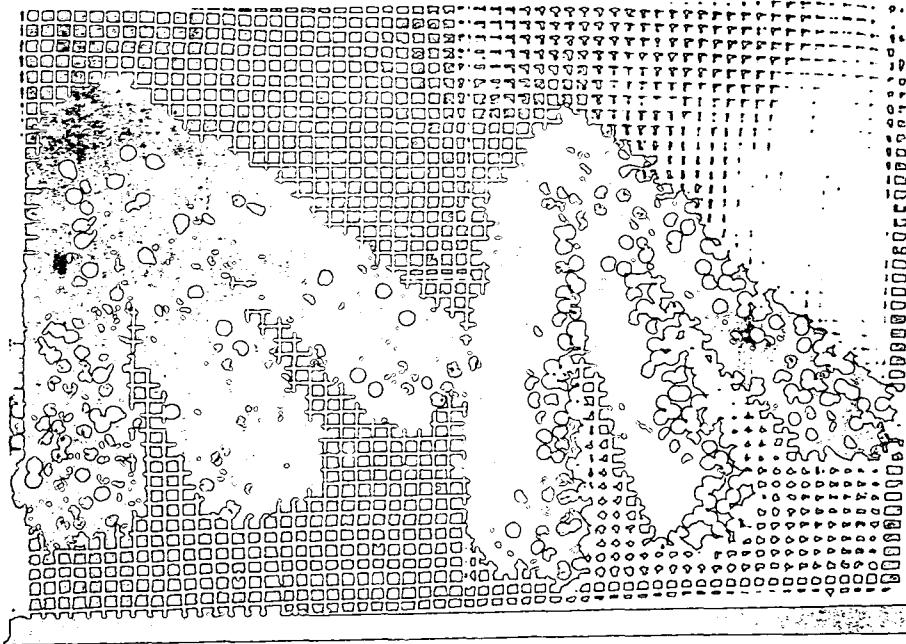
4. ábra

A 4. ábrán vízfürdőben, mint szóróközegben a kollimátorra ferdén, és nem merőlegesen elhelyezett Siemens-csillaggal kapott felvétel eredményei láthatók. A felső részen a sugárforrás a kollimátor fókuszszikájában, az alsó oszlopok esetén viszont a forrás a fókuszszik alatt volt. Ez annak a gyakorlati esetnek felel meg, amikor vastag szerv feltérképezésénél nem biztosíthatjuk, hogy mindegyik aktív rész a fókuszszikban, ill. annak közelében helyezkedjék el. A G_p jelölés olyan gradiens eljárásra utal, amelyben a kollimátor karakterisztikáját egy, a fókuszszikban elhelyezett pontszerű sugárforrással vettük fel. A $G_{\bar{p}}$ esetén pedig három, $d = 5,0, 7,5$ és $10,0$ cm-es távolságokban, pontszerű forrásokkal felvett, karakterisztikák átlagértékét használtuk. Az I és G esetben - mint az eddigieknél mindig - a kollimátor-karakterisztikát egy $1,5$ mm átmérőjű 10 cm hosszú, függőlegesen elhelyezett sugárforrással vettük fel. A függőleges vonalforrással jobban közelítjük a reális viszonyokat mint a pontszerűvel.

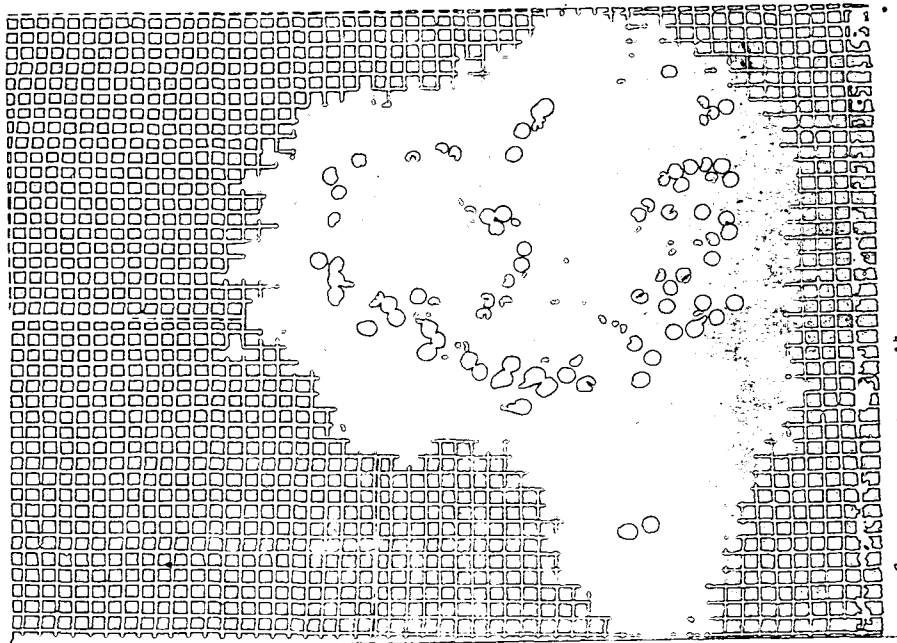
Az ábra szerint - mint az várható volt - a fókuszszikon kívül elhelyezett sugárforrással elég kicsi MÁF értékeket kaptunk, de a számítási eljárásokkal sikerült javítást elérni. Mindkét esetben a pontszerű sugárforrással felvett karakterisztikánál kaptuk a legkisebb javulást, de szignifikáns eltérésre, a $10-20$ %-os hiba miatt nem esküdhetünk.

Az 5. ábra egy feldolgozás nélküli és egy a gradiens eljárással feldolgozott Siemens-csillag részletet mutat. Látható, hogy a számolásokkal sikerült az alapképnél jobb kontúrokat kapni.

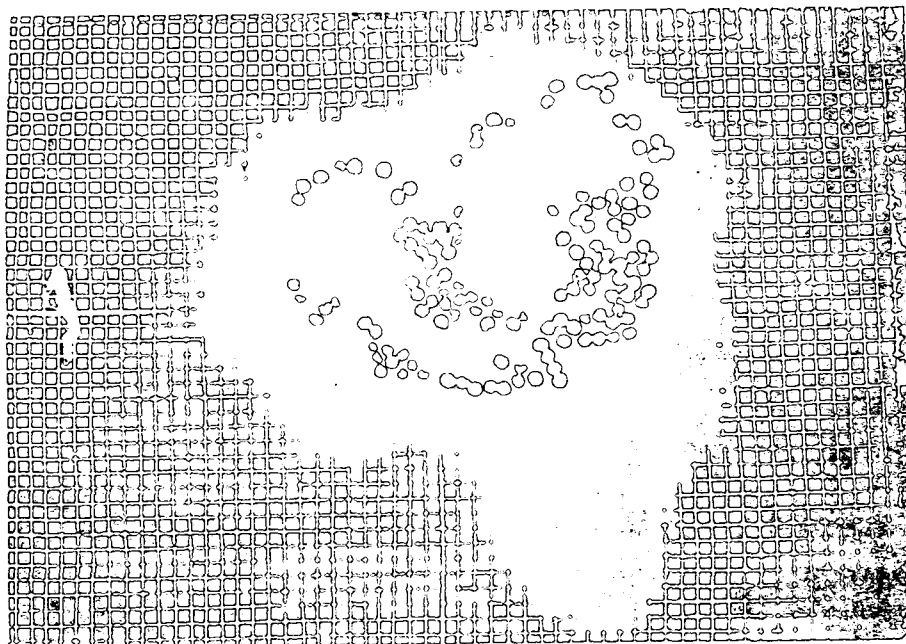
A 6a., 6b. és 6c. ábrán egy feldolgozás előtti, egy kétszeri simítás utáni, majd egy egyszeri simítás, egyszeri gradiens eljárás és egyszeri simítás utáni májfelvétel látható.



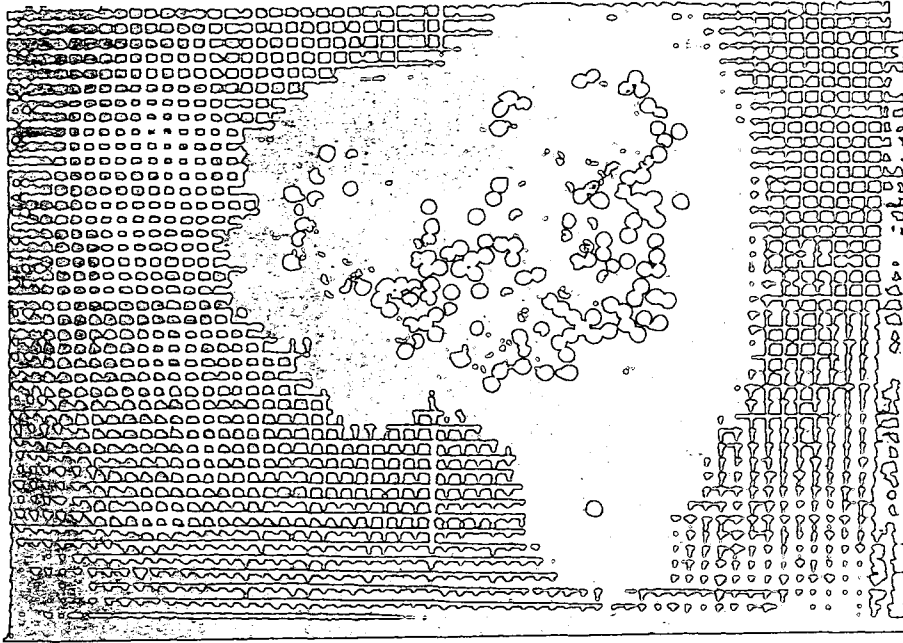
5. ábra



6a. ábra

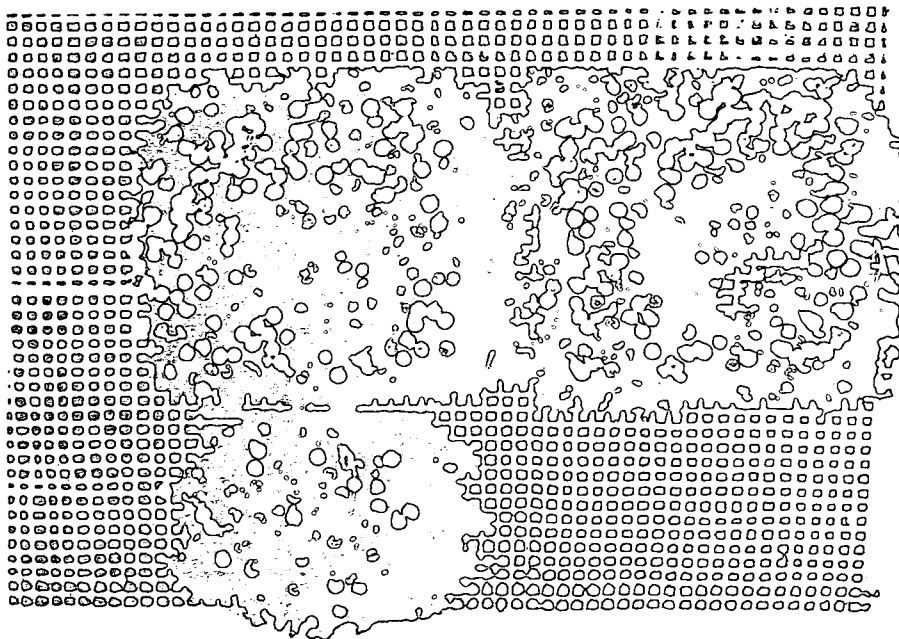


6b. ábra



6c. ábra

A szubtrakciós szcintigráfia egy fantom-sugárforrással készült esetben látható a 7. ábrán. A nagyobb energiájú csatornán a közepen látható "hideg" területen alig van izotóp. A kisebb energiájú csatornán mérhető a főizotóp is, de zavaró a környezet. A szubtrakció után csak az előző kisebb aktivitású részen kapunk jelentős értékeket, egy foltot.



7. ábra

A vázolt eredmények kiszámolását a SOTE R-20 gépen egy FORTRAN IV nyelvű program végzi. A program memóriaszükséglete 47x60-as mátrixok használata esetén 105 Kbyte. Egy májfelvétel feldolgozása esetén az iterációs eljárás 15 perc, a gradiens módszer viszont csak 2 perc gépi időt igényel. Ez mindenképpen jelentős előnye az utóbbinak. A simítások számolási igénye elhanyagolható az előző eljárások igényéhez képest.

Irodalom

- (1) Schepers, H., C. Winkler: In Medical Radiotope Scanning Vol. 1., IAEA, 1964.
- (2) Krasznai, I., Földes, J., Cser, J.: Orvos és Technika 12, 134-137, 1974.
- (3) Csernay, L., Csirik, J.: Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 1. Kollokvium, Szeged, 1970.
- (4) Csernay, L., Csirik, J.: Orvos és Technika 10, 65-67, 1972.
- (5) Nagai, T., T.A. Inuma, S. Koda: J. Nucl. Med. 9, 507-516, 1968.
- (6) Inuma, T.A., T. Nagai, N. Fukuda: In Medical Radiotope Scintigraphy Vol. 1., IAEA, 1969.

Ábramagyarázat

1. ábra: Siemens-csillag a modulációs átviteli függvény (M_{iAF}) számolási képletével. N_A -val jelölt helyen egyenletes nem nulla koncentrációban van az A izotóp, az N_{IA} hely inaktív területet jelent.

2. ábra: Két izotóppal, 3 különböző kollimátornál kapott M_{iAF} -értékek az alap (A), a gradienssel (G) és az iterációval (I) -1 javított felbontóképesség esetén. A térfrekvencia értéke $\gamma = 0,31 \text{ cm}^{-1}$.

3. ábra: ^{99m}Tc izotóp esetén a ν térfrekvencia függvényében kapott MAF- értékek.

4. ábra: Szóróközegben ferdén elhelyezett Siemens-csillag esetén kapott eredmények. A felső oszlopok esetén a sugárforrás a kollimátor fókuszsíkjában volt, az alsó képnél a fókuszsík alatt. A G esetben pontszerű sugárforrással történt a kollimátor-karakterisztika^P felvétele, a G- esetén három különböző távolság átlagolásával, majd G és I jelű^P feldolgozásnál függőleges vonalforrás volt érvényes. I az iterációs, G a gradiens eljárás alkalmazására utal.

5. ábra: Siemens-csillag felvétel a feldolgozás előtt és után.

6. ábra: Májfelvétel: a.) feldolgozás előtt, b.) kétszeri simítás után, c.) gradiens eljárás alkalmazása után.

7. ábra: A szubtrakciós szcintigráfia eredményei.



Gödöllői Agrártudományi Egyetem és Országos Korányi TBC és
Pulmonológiai Intézet

Tünetpárok számítógépes vizsgálatának egyszerű módszere

Juhász Bálint, Tamássy Józsefné és Naszlady Attila

Az elmúlt évi kollokvium során a tisztelt résztvevők megismerhették azt a módszert, amelyet a betegek adatainak felvételére az Országos Korányi TBC és Pulmonológiai Intézet Belgyógyászati Osztályán már korábban létrehoztak. Ennek lényege az az e célra rendszeresített N-féle kettős kórlap, amely az anamnézist, a vizsgálatok eredményeit és a diagnózist (diagnózist) tartalmazza. A kórlapok kitöltésének alapjául az alkalmasan megszerkesztett kérdőív szolgál.

Az Intézetben 1973 óta az említett kórlapokra történik az adatfelvétel, és ez év elejére gyűlt össze annyi adat, amely lehetővé tette feldolgozásukat. Miután az Intézet és a Gödöllői Agrártudományi Egyetem Matematikai és Számítástechnikai Intézetének Számítóközpontja már korábban is munkakapcsolatban volt, ezért ezt a munkát is ott végeztük el. E célra egy ODRA 1204 kis teljesítményű lengyel számítógép állt rendelkezésünkre. A gép lyukszalag-orientált, a lyukszalagos perifériákon kívül csak egy sornymatatóval és dob háttérmemóriával van összekapcsolva. Bár a kórlapok optikai jelolvasóval történő közvetlen beolvasás útján eleve alkalmasak a gépi adatfeldolgozásra - ezt az elegáns utat a fentiek miatt nem választhattuk, és közbenső adathordozóra, lyukszalagra kellett az adatokat átültetni.

Az adatmennyiség viszonylag nagy, ezer beteg adatai, betegenként 80-100 adat is előfordulhat. Az elvileg lehetséges adatok száma ennél jóval nagyobb: betegenként 2000. Ekkora adatmennyiség lyukasztásánál óhatatlan a tévesztés. Hogy a hibákat kiszűrjük, kettős ellenőrzést végeztünk. Egyrészt a lyukasztás bizonyos redundanciával történt. Ez lehetővé tette a szalagok gépi ellenőrzését, ill. a

hibák felismerését. Másrészt a szalagokról készült listákat összeolvastuk az eredeti adatlapokkal. A hibás szalagokat javítottuk, majd számítógéppel állítottuk elő a végleges, rendezett adatszalagokat.

A munka következő fázisa az adatok bevitele volt a háttérmemóriába. Itt a problémát az jelentette, hogy minden betegnél bármelyik adat előfordulhat a 2000 közül. Szerencsére ezek mindegyike igen-nem információ, 1 bit értékű, így egy adatsort (20 bit) tároltunk egy gépi szóban. Egy beteg adatai 100 gépi szóban, a teljes adatmennyiség pedig 100 000 gépi szóban fért el.

A betegadatok feldolgozásával kapcsolatban a Korányi Intézet részéről az alábbi igények merültek fel:

1. Állapítsuk meg az előforduló diagnózisok gyakoriságát a teljes populációban.
2. Határozzuk meg az összes tünet gyakoriságát a teljes populációban.
3. Állapítsuk meg a tünetek gyakoriságát diagnózisonként.
4. Határozzuk meg a diagnózisok gyakoriságát tünetenként.
5. Állapítsuk meg kiemelt tünetek és diagnózisok együttes gyakoriságát.
6. Végül a gyakrabban előforduló tünetek páronkénti összefüggését, ill. függetlenségét állapítsuk meg adott diagnózisok esetén.

Ez alapjául szolgálhat egy további feldolgozásnak, melynek eredményeképpen az egyes tünet-együttesek meghatároznák a valószínű diagnózisokat, ill. a szóhajóhető diagnózisok valószínűségeit, és a számítógép további vizsgálatokat javasolhat.

A fenti feladatokat elvégeztük. Az alábbiakban csak a legutólsóra térünk ki.

Kiválasztottuk a 60-nál nagyobb számban előforduló diagnózisokat és ezek mindegyikéhez külön-külön azokat a tüneteket, amelyek az adott diagnózisú egyének legalább 70 %-ánál előfordultak.

Meghatároztuk ezeknek a tüneteknek a páronkénti együttes előfordulási gyakoriságát. Így minden diagnózishoz egy gyakoriság mátrixot (M) állítottunk elő, amely abszolút számokban adta meg a gyakoriságokat. Ez azonban nem eléggé áttekinthető módon jellemzi az egyes tünetpárok összefüggését - bár minél nagyobb, annál inkább utal rá. Ha mindkét tünet azonos számban fordul elő, és ez megegyezik az együttes előfordulási számmal is, akkor az adott mintában az összefüggésük 100 %-os. Másrészt, ha a t_1 tünet p_1 %-ban fordul elő a mintában, a t_2 tünet pedig p_2 %-ban, és a t_1 és a t_2 együtt $(p_1 \cdot p_2)/100$ %-ban, akkor - a tünetek egyenletes eloszlását feltételezve - azt mondhatjuk, hogy a mintában függetlenek egymástól. Végül ha az együttes előfordulás $p < (p_1 \cdot p_2)/100$, akkor az összefüggés negatív.

Ezen megfontolások alapján az alábbi relatív számot képeztük:

$$i = \begin{cases} \frac{t-s}{m-s} \cdot 100 & , \quad \text{ha } m > s \\ 100 & , \quad \text{ha } m = s \end{cases}$$

ahol:

$$t = M[i, j]$$

a t_i és t_j tünetek együttes előfordulási száma,

$$s = M[i, i] \cdot M[j, j] / b$$

a t_i és t_j tünetek számított együttes előfordulása a függetlenséget feltételezve,

$$b = \text{betegszám}$$

az adott diagnózisu betegek száma,

$$m = \max(M[i, i], M[j, j])$$

a t_i és t_j tünetek közül a gyakoribbnak az előfordulási száma.

Az i index a tényleges előfordulások és a számított előfordulások különbsége, a tünetpár gyakoribb tünetének gyakorisága és a számított gyakoriság különbségének százalékában. Az i akkor és csak akkor 100 % értékű, ha minden egyes t_i tünet a t_j tünettől együtt fordul elő, és viszont. Ha a tényleges tünettörvény megegyezik a számítottal, $i = 0$, és negatív értékű, ha a tényleges tünettörvény kisebb a számítottnál. Az eredmények közül egyet kiragadva szeretnénk példaképp bemutatni.

Az 1. táblázat a 2200 kódu diagnózis gyakoriság mátrixát (M) és i indexeit tartalmazza oly módon, hogy a mátrix fő átlója mentén az egyes tünetek abszolút gyakorisága található, fölötte a páronkénti együttes előfordulások száma, alatta pedig az összefüggésükre jellemző i indexek.

A 2200 kódu diagnózisnál, amely mellkasi deformitást jelent, a tünetek között szerepel az IRV (inspiration reserve volume), valamint a FEV1 (forced expiration volume). Az IRV 127 esetben, a FEV1 is 127 esetben, együttesen viszont 114 esetben fordulnak elő. Az i index értéke 65, amely a nyilvánvaló összefüggésre utal.

A munka csak kezdő lépésnek tekinthető. A vizsgált diagnózisok és tünetek kiválasztása kizárólag előfordulási gyakoriságuk alapján történt, ezért olyan, itt érdektelenek is belekerültek, mint a "rendezett lakáskörülmények", vagy "nincs szembetegsége", valamint egyéb triviálisan is összefüggő adatok. A további vizsgálatokban fokozottabban érvényre kell juttatni az orvosi szempontokat.

Összefoglalás

Az Országos Korányi TBC és Pulmonológiai Intézet Cardiológiai Osztályán 1973 óta a betegek adatfelvételezése rendszeresen az N-féle kórlapra történt. 1976-ig több mint ezer beteg anyaga gyűlt össze (betegenként 2000 féle adatlehetőséggel) és a Gödöllői Agrártudományi Egyetem Számításközpontjában megkezdődött feldolgozásuk.

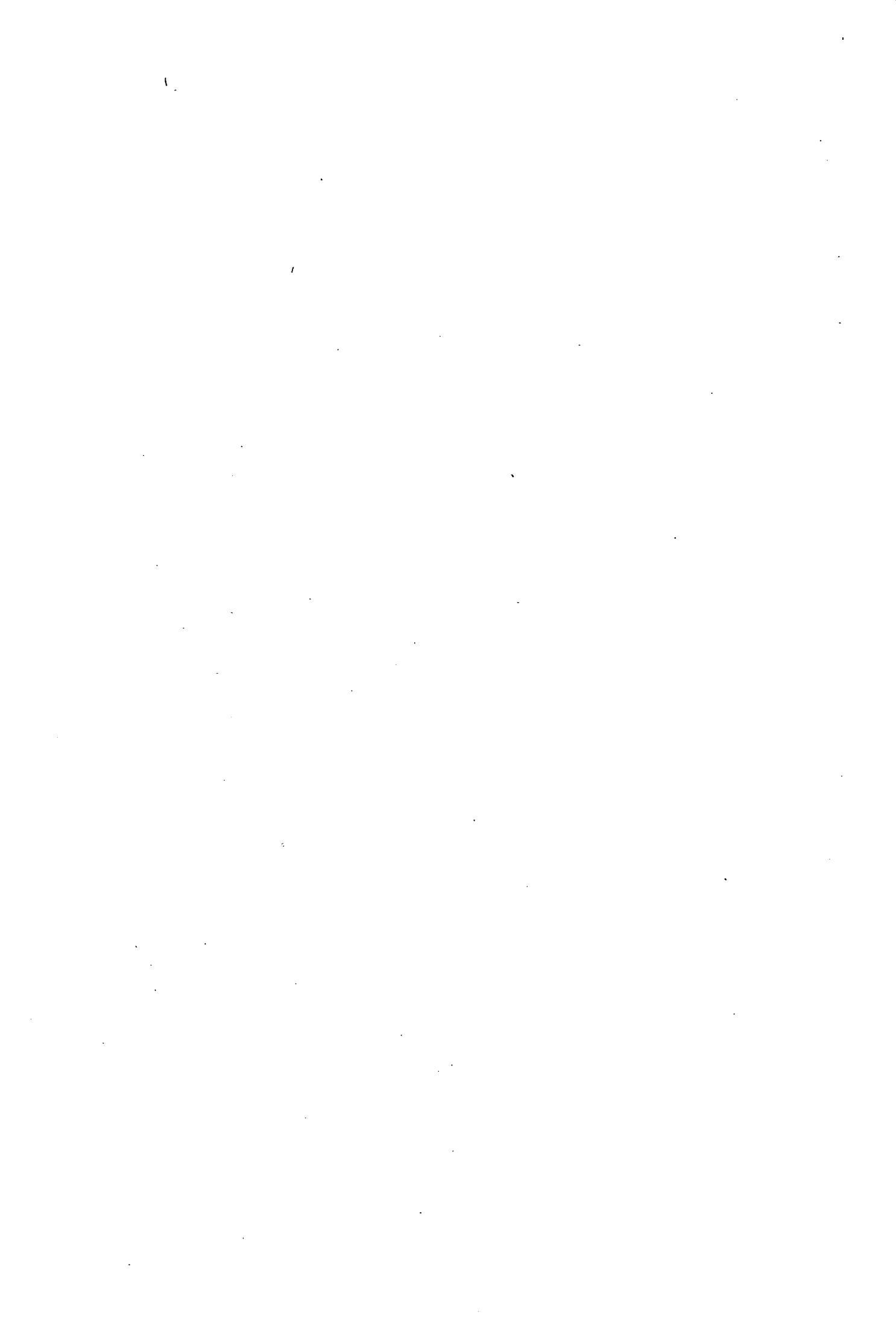
Ennek során diagnózis és tünetgyakoriság vizsgálatok készültek a teljes populációra nézve, valamint különféle bontásban, ill. csoportosításban. A szerzők egy i indexet képeztek, amely a tünetek függetlenségére, ill. összefüggésére jellemző relativ szám. A függetlenség vizsgálat alapjául szolgálhat egy további feldolgozásnak, amelynek eredményeképpen az egyes tünet-együttesek meghatároznák a legvalószínűbb diagnózisokat, ill. ezek valószínűségeit.

1. táblázat

TÜNETPÁROK GYAKORISÁGA ÉS SZÁZALÉKOS ÖSSZEFÜGGÉSINDEXEK

Diagnózis = 002200 Betegszám = 179 Tünetszám = 18

	1	2	3	4	IRV (5)	6	FEV1 (7)	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1	125	87	89	122	105	113	103	120	112	93	114	100	108	108	114	114	113	115
2	-8	129	113	127	90	104	93	124	103	102	124	95	102	114	105	100	107	103
3	-1	56	128	127	88	99	89	123	96	105	120	85	98	112	98	97	101	98
4	-2	0	2	176	125	138	126	168	138	135	161	124	134	156	139	139	140	141
IRV (5)	43	-4	-8	0	127	115	114	121	114	99	118	104	112	111	116	118	117	119
6	34	6	-5	-2	37	141	117	135	129	104	130	114	130	123	133	129	136	135
FEV1 (7)	37	4	-5	2	65	41	127	121	114	102	117	107	115	111	117	116	119	119
8	1	2	1	-2	-1	1	-1	171	135	131	158	119	132	153	136	135	138	138
9	32	4	-12	-2	34	60	34	1	141	106	130	114	125	127	131	130	130	131
10	-6	9	18	1	5	-12	12	0	-6	137	126	93	102	121	106	106	107	108
11	-1	13	6	-2	3	2	1	9	2	1	164	117	127	145	131	132	132	134
12	34	13	-11	2	40	37	48	-1	37	-6	5	125	114	110	115	113	116	115
13	30	9	0	-2	37	67	45	3	52	-9	4	44	137	119	128	124	133	131
14	-5	0	-2	3	-2	-4	-2	10	8	0	1	-1	5	158	126	123	125	127
15	35	7	-9	-2	37	70	39	1	64	-8	3	37	36	2	142	130	134	138
16	37	-4	-10	1	44	60	39	1	63	-6	8	34	45	-4	60	141	130	133
17	30	10	-3	-2	37	77	42	4	57	-7	3	37	73	-4	70	57	143	137
18	33	-2	-12	-2	40	71	40	1	57	-7	6	33	62	-0	80	64	76	144



BME, MTA SZTAKI és Bajcsy-Zsilinszky Kórház

Számítógépes diagnózis noninvasív haemodinamikai mérésekből

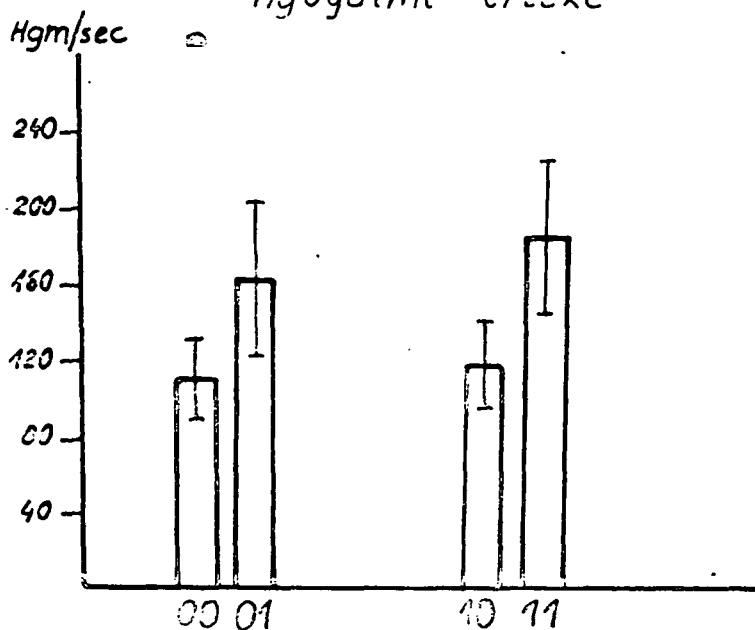
Gödry Ádám, Fischer János és Simonyi János

Régóta folynak kísérletek a Bajcsy-Zsilinszky Kórház III. Belosztályán a szív és a keringési rendszer megbetegedésének korai megállapítására, noninvasív módszerrel mért jelek alapján. Mostani előadásunkban bemutatjuk a legutóbb elvégzett vizsgálatokat és ezek számítógépes feldolgozását.

A munka alapfeltétele volt, hogy a feldolgozásra kerülő adatok teljesen azonos módszerrel folytatott vizsgálatokból származzanak. Erre a célra az isoproterenol fix, 5 µg-os adagja hatására létrejövő keringési változások jellemzőit használtuk fel. Ez a dózis már elég nagy volt ahhoz, hogy olyan terhelésnek feleljen meg, melynek hatására a cardialisan ép és a beteg szervezet érzékelhetően különböző módon reagál. Ugyanakkor korábbi összefüggésvizsgálatok bebizonyították, hogy rögzített dózis esetén a paraméterek függetlenebbek egymástól, és így a diagnosztizálás szempontjából több információt szolgáltatnak.

A kísérleteket fekvő betegeken végeztük, akik előzőleg nyugtatót kaptak. Az isoproterenolt egy adagban, bólusban adagoltuk. A gyógyszer adása előtt, majd utána 0,5, 1, 1,5, 2 és 3 perccel készítettünk regisztrátumokat. Ugyanakkor Korotkoff módszerével az artéria brachialis felett mértük a vérnyomást. Rendszeresen szinkron vettük fel az EKG II. elvezetését, a carotis görbét, ennek első deriváltját és a fonokardiogramot. A számítógépes vizsgálathoz ezekből a görbékéből nyert paraméterek szolgáltak bemenő adatként. Az értékeket legalább 5, technikailag kifogástalan görbeszakasz átlagaként kézzel mértük ki. A felhasznált paramétereket indexként képeztük, azaz nem abszolút értékeket néztük, hanem 1,5 perces terhelési értéket viszonyítottunk a nyugalmi értékhez. A relatív értékek alkalmazását is előzetesen elvégzett értékelések indokolták. Ezekből kiderült, hogy míg az abszolút értékek erősen vérnyomásfüggőek, a relatívak sokkal informatívabbak a szivizom megbetegedés korai felismerését tekintve. Ennek igazolására mutatjuk be az 1. és 2. ábrát. Lényeges gyakorlati szem-

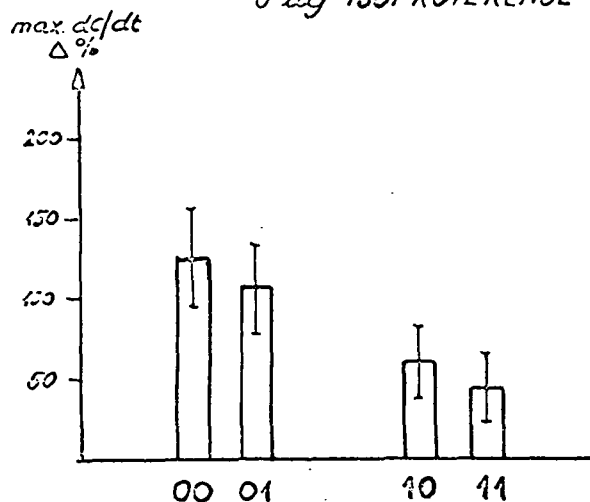
max. dc/dt ,
nyugalmi értéke



00 normotónia } cardiálisan
01 hypertónia } egészségesek

10 normotónia } cardiálisan
11 hypertónia } decompensáltak

1. ábra
max. dc/dt relatív változása
5 μ g ISOPROTERENOL után



00 normotónia } cardiálisan
01 hypertónia } egészségesek

10 normotónia } cardiálisan
11 hypertónia } decompensáltak

2. ábra

pont az is, hogy a relatív indexek felhasználása megoldja a méréseknél felmerülő kalibrációs problémákat. Azért választottuk az 1,5 perces terhelési értéket a rendelkezésre állókból, mert azt tapasztaltuk, hogy a hatás itt maximális.

A számítógépes vizsgálat bemenő adatait úgy nyertük, hogy a képzett relatív változások e alapu logaritmusát számítottuk. Erre az a tapasztalat vezetett, hogy az eredeti adatok szórása, eloszlása ekkor szimmetrikus lesz, jól megközelíti a normális eloszlást és az elvégzett diagnosztizáló diszkriminancia analízis ekkor ad jó, reális eredményt.

A munka során 147 ember adatait dolgoztuk fel. Az egyéneket 4 csoportba osztottuk és mindegyik csoporthoz azonosítót rendeltünk:

- 00 - cardialis decompensatió nem mutatható ki, normotóniások
- 01 - cardialis decompensatió nem mutatható ki, emelkedett és magas vérnyomásuk
- 10 - cardialisan decompensáltak, normotóniások
- 11 - cardialisan decompensáltak, emelkedett és magas vérnyomásuk.

Az adatlapokon a csoportazonosító mellett feltüntettük az egyének sorszámát is, hogy a számítógépes diagnosztika eredményei alapján az érdekesebb eseteket ellenőrizni lehessen.

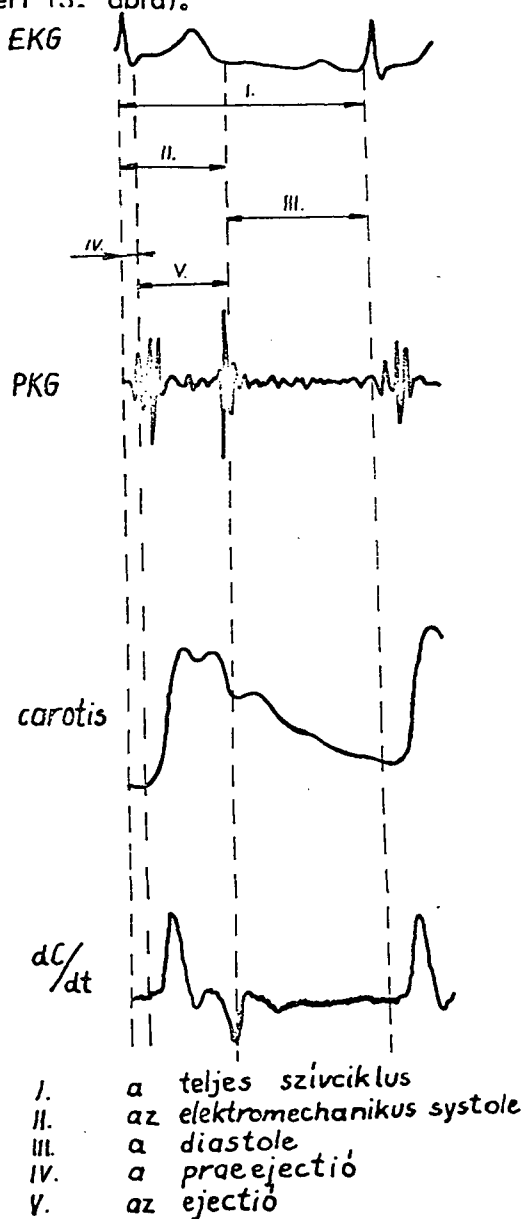
Összesen 10 paramétert vizsgáltunk, a már említett relatív logaritmusok segítségével adatlapra véve:

1. frekvencia
2. ejectiós idő (LVET)
3. praejectiós idő (PEP)
4. PEP/LVET
5. PEP . frekvencia
6. carotis derivált maximuma
7. carotis derivált differenciáhozányadosa

8. incisura index
9. PMS
10. diastolés nyomás

A paraméterek választásánál lényegesnek tartottuk, hogy a contractilitás-szabályozás mellett a frekvencia és a perifériális ellenállás regulációjára utaló mutatók is szerepeljenek, és így komplex képet kaphassunk a vizsgált egyének keringési állapotáról.

A korábbi vizsgálatokhoz képest két új indexet szeretnénk kiemelni, a praejectiós időt és a carotis második deriváltjára utaló 7. paramétert (3. ábra).



3. ábra

A praeejectiós idő, mint contractilitás-index alkalmazása, az orvosi kutatásokban közismert. A carotis második deriváltra utaló index használatára az adott ötletet, hogy egy második derivált általában összefüggésben van az adott változást előidéző hatással, erővel. Esetünkben az aorta nyomást létrehozó erőhatással, a szívizom összehúzódó képességével állhat kapcsolatban. A 4. ábrán bemutatjuk, hogy vizsgálati anyagunkon hogyan különült el ez a 7. index a cardiálisan ép és beteg csoportokban.

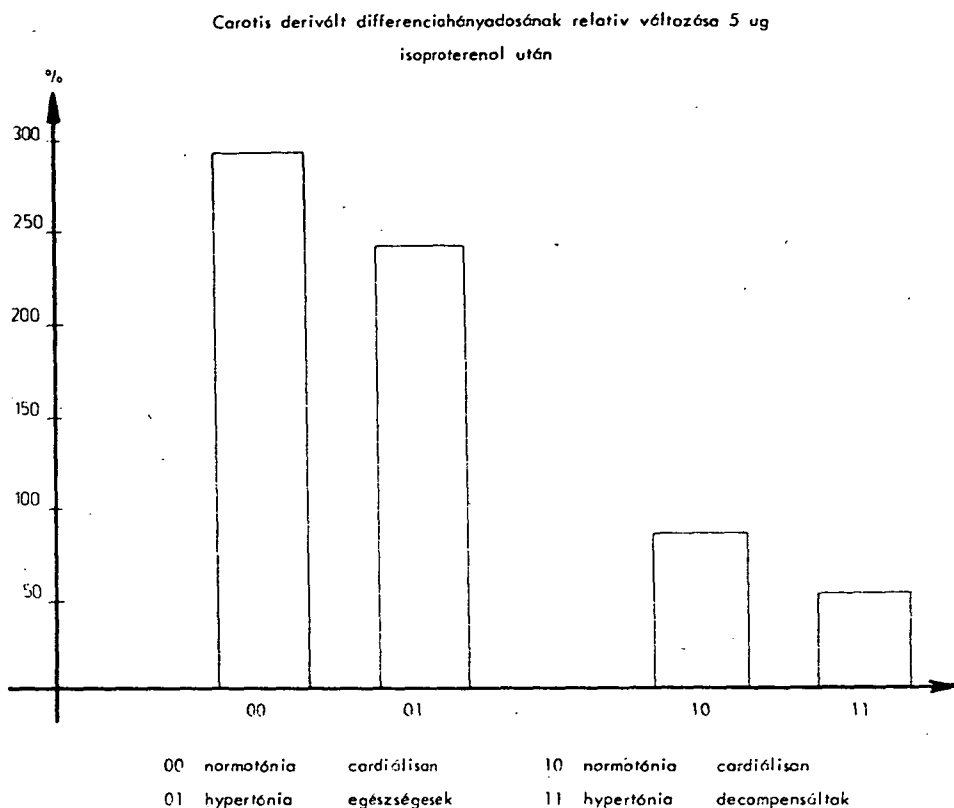
A diagnosztikai modell

A fent említett 10 paraméter, mint bemenő változó segítségével történt a számítógépes diagnosztizálás, melynek alapja a kétcsoportos diszkriminancia-analízis volt. A módszer részletes ismertetése helyett alkalmazhatóságának korlátait mutatjuk meg az 5. ábra alapján. E blokkvázlaton látható elágazási pontoknál kellett döntününk azokról a fontos kérdésekről, amelyek meghatározóak az elvégzett algoritmus szempontjából.

Az első kérdés, hogy mikor célszerű a függvény formában felépülő eljárás. A választ determinálja a felhasznált információ mennyisége, melyet a bemenő adatokból nyerhetünk, és az a cél, hogy milyen minőségi és mennyiségi információt akarunk szolgáltatni a döntéshozatalon kívül. Mivel kíváncsiak voltunk a feldolgozott paraméterek "súlyára", szerepükről minőségi képet akartunk nyerni, elvetettük az iteratív, tanulópontos eljárást.

Ez esetben a rendelkezésre álló mintaanyagból a tünetvektorok és a tanítások ismeretén túl, statisztikai jellemzők becslésére is szükség van. Mi feltételeztük a tünetvektorok, mint valószínűségi vektorváltozók sűrűségfüggvényeinek becslése helyett, hogy azok eloszlása közel normális. Ez a tény korábbi vizsgálatoknál már beigazolódott hasonló beteganyag esetén, ha a bemenő adatokat a paraméterek relatív változásának logaritmusaként nyertük.

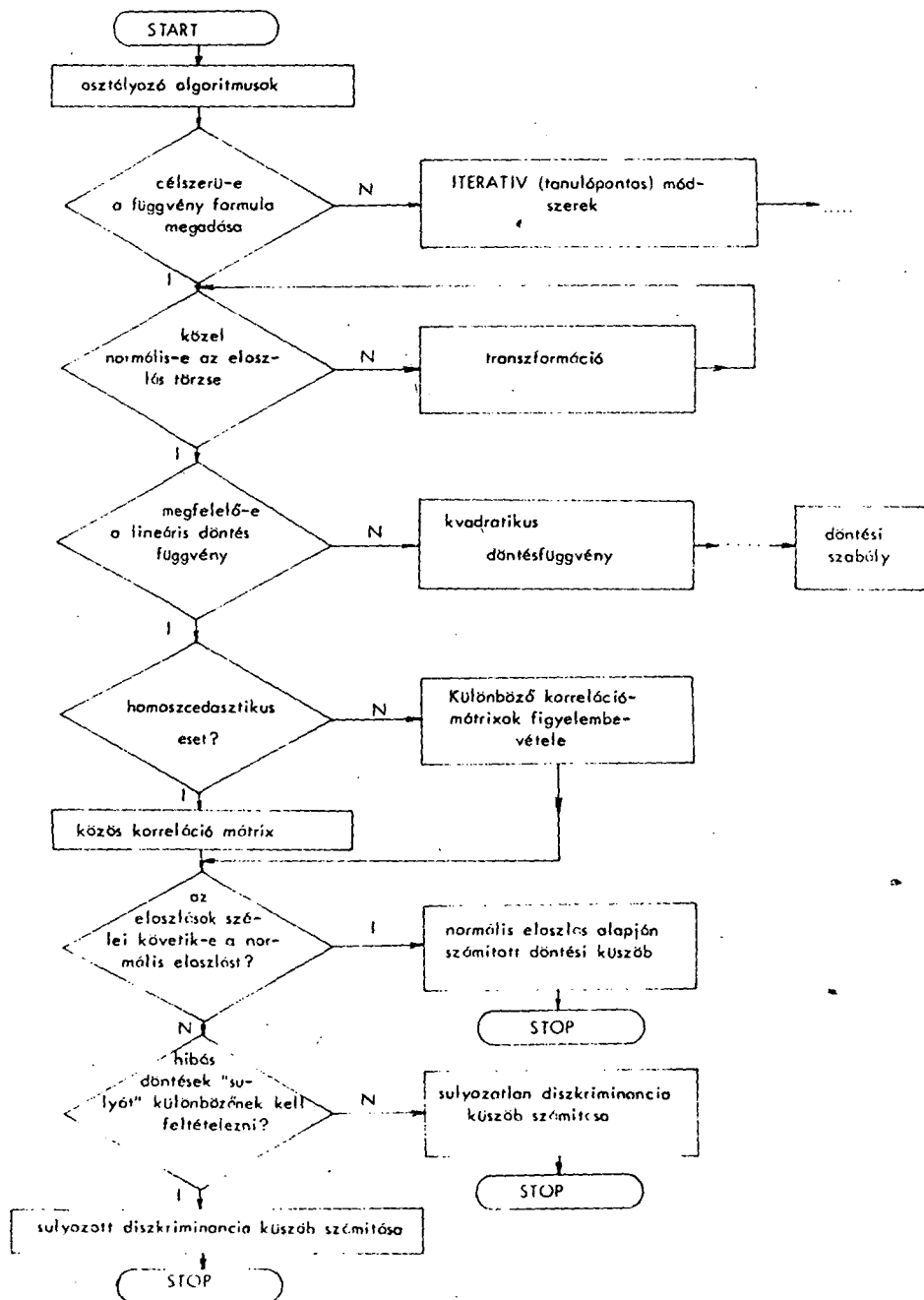
A következő kérdés, hogy mikor jogos lineáris döntésfüggvény felvétele. Szintén korábbi diszkriminancia-analízis vizsgálatok mutatták meg, hogy a döntéshozatal szempontjából nincs különbség a homoscedasztikus és a heteroscedasztikus módszerek között. Tehát érdemes az egyszerűbb, közös kovariancia mátrixon alapuló döntésfüggvény előállítását. Ez esetben a lineáris diszkriminancia-függvény használata in-



4. ábra

dokolt. Kipróbáltuk a lineáris függvény esetén elvégzett heteroszcedasztikus analízist is. Az volt az általános tapasztalat, hogy csak a döntéshozatalban résztvevő paraméterek "súlyában" van különbség a homoszcidasztikus módszerhez képest. Az elmondottak alapján kvadratikus döntésfüggvénnyel nem dolgoztunk.

A döntési szabály kialakításában nem használtuk fel a normális eloszlás kritériumát, hiszen úgy tapasztaltuk, hogy pontosan az eloszlások szélei (melyek a döntéshozatal szempontjából kritikusak) térnek el a normálistól. Ekkor olyan algoritmus kialakítására van lehetőség, mely az adott minta alapján minimalizálja a tévedés



5. ábra

valószínűségét. Így adódtak a súlyozatlan és súlyozott diszkriminancia-küszöb értékei. Ezek közül az utóbbit tekintjük jónak, hiszen a mintanagyságok, mint a priori valószínűségek figyelembevételével kialakított "tévedés" funkcionálban ez utóbbi tesz különbséget a téves döntések között. Tehát a kisebb mintából előkövetett tévedés jobban van büntetve a minták nagyságának (a mintaelemek száma) megfelelően.

A döntéshozatalon kívül számítógépes analizisünk információt szolgáltat egy sor olyan kérdésre, melyek a felhasznált paraméterek fontosságát tükrözik az optimális szétválasztáshoz létrehozott lineáris diszkriminancia-függvényben, és a szétválasztás nagyságát mutató D^2 távolságban (6. ábra).

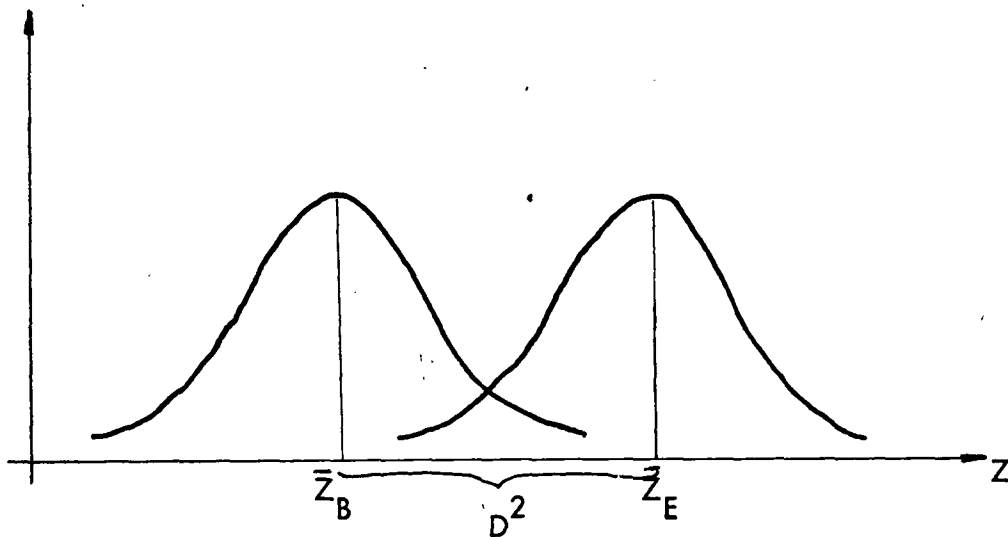
Az eredmények értékelése

A számítógépes programot FORTRAN nyelven írtuk. A futtatásokat az MTA SZTAKI CDC gépén és a BME Automatizálási Tanszék R-10 gépén végeztük.

A cardiális állapot szerinti szétválasztásnál 8 paraméter-kombinációt próbáltunk ki. Az 1. táblázatban láthatók a besorolás jóságára utaló találati valószínűségek (%-osan). Ezek 86 % - 77,8 %-os értékek. A táblázat 4. és 5. valamint 6. és 7. sorainak összevetésénél megállapítható, hogy a carotis deriváltra és a második deriváltra vonatkozó indexek közül vizsgálati anyagunknál ez utóbbi segíti jobban elő a szétválasztást. Az utolsó sorból leolvasható, hogy a 4. és 7., azaz a két első ízben vizsgált paraméter segítségével is 84,6 %-os találatu besorolást értünk el.

A 2. táblázat a változók elkülönítő szerepére utaló információkat ad, melyekből szintén a 7. paraméter lényeges szerepére következtethetünk.

A 3. táblázat reprezentálja az egyes futtatások során kapott direkt, indirekt és összes változósúlyokat. Ezek a D^2 szétválasztásban megjelenő százalékos értékek. A táblázatból szintén a carotis második deriváltat képviselő 7. paraméter magas értéke tűnik ki. A PEP-re utaló 3., 4. és 5. paraméterek nagy direkt súlyuk mellett hasonlóan nagy negatív indirekt hatást mutatnak, ami azt a tényt fejezi ki, hogy szorosan összefüggenek, és így együttesen hátráltatják egymást a diszkriminálásban. Közülük a PEP/LVET index alkalmazása a leghatásosabb.



Z diszkriminancia pontszám

\bar{Z}_E cardiálisan egészségesek diszkriminanciapontszámának átlaga

\bar{Z}_B cardiálisan decompensáltak diszkriminanciapontszámának átlaga

D^2 $Z_E - Z_B$

MINŐSÉGI MUTATOK

- Z pontszámok létrehozásában az egyes változók súlyai (a változók standardizált értékének megfelelő súlyok)
- D^2 %-os csökkenése az egyes változók elhagyásakor
- D^2 felbontása az egyes változók hatására (változók és változópárok viszonylatában)
- A változók direkt, indirekt és összes hatása D^2 alakulására

SZIVBETEGSÉG SZERINTI CSOPORTSZÉTVÁLASZTÁS

Jellemzők Futtatá- sok	D ² távolság	Diszkr. közöb értéke	Norm. eloszl. bólszár. közöb	Súlyozot- lan diszkr. közöb	F értéke	A vizsgált személy		Találati valószí- nőség
						egészes- gesnek jósoljuk egészes- ges beteg	beteg- nek jósoljuk egészes- ges beteg	
10 változó	3,053	3,327	3,420	2,444	11,9,5	82,7%	17,3%	86 %
						10,8%	89,2%	
5 változó 2-4-7-8-9	2,754	3,247	3,346	2,745	2149,9	81,8%	18,2%	85 %
						10,8%	89,2%	
5 változó 2-4-6-7-9	2,766	3,574	3,616	2,728	2159,9	80,9%	19,1%	85 %
						10,8%	89,2%	
3 változó 2-4-6	1,485	2,988	3,157	2,446	1960,0	80 %	20 %	77,8%
						24,3%	75,7%	
3 változó 2-4-7	2,704	3,272	3,389	1,980	3569,1	80%	20%	84,6%
						10,8%	89,2%	
3 változó 1-6-9	1,333	2,356	2,646	1,577	1759,5	80,9%	19,1%	78,3%
						24,3%	75,7%	
3 változó 1-7-9	2,690	2,747	2,797	1,518	3549,6	77,3%	22,7%	84,6%
						8,1%	91,9%	
2 változó 4-7	2,652	2,992	3,138	1,643	5287,5	80%	20%	84,6%
						10,8%	89,2%	

1. táblázat

SZIVBETEGSÉG SZERINTI CSOPORTSZÉTVÁLASZTÁS

Futóte- sők	Tulajdonság									
	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
10 vől- tozó	4,317	7,190	4,542	5,592	0,495	0,583	44,430	0,608	1,396	1,290
	- 6,395	- 11,686	14,069	- 19,830	3,345	2,052	18,624	1,665	2,679	- 2,554
5 vől- tozó	X	1,471	X	2,894	X	X	74,788	0,722	1,010	X
1-4-7-9	X	- 2,639	X	- 3,506	X	X	18,349	1,713	2,060	X
5 vől- tozó	X	1,275	X	3,007	X	1,176	44,656	X	0,895	X
2-4-6-7-9	X	- 2,467	X	- 3,583	X	2,723	17,021	X	1,948	X
3 vől- tozó	X	12,885	X	5,982	X	67,708	X	X	X	X
2-4-6	X	- 5,579	X	- 3,702	X	- 12,448	X	X	X	X
3 vől- tozó	X	1,922	X	2,996	X	X	82,267	X	X	X
2-4-7	X	- 2,955	X	- 3,534	X	X	18,811	X	X	X
3 vől- tozó	0,388	X	X	X	X	80,888	X	X	5,280	X
1-6-9	0,882	X	X	X	X	12,803	X	X	3,258	X
3 vől- tozó	2,058	X	X	X	X	X	90,527	X	1,736	X
1-7-9	- 2,980	X	X	X	X	X	19,864	X	2,647	X
2 vől- tozó	X	X	X	2,144	X	X	99,578	X	X	X
4-7	X	X	X	- 2,881	X	X	19,636	X	X	X

SZIVBETEGSÉG SZERINTI CSOPORTSZÉTVÁLASZTÁS

Futókat- sok	1948- évi szék	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
10.évi- közé		9,2374 direkt -14,0250 indirekt összes - 4,7876	30,8524 -10,5727 20,2797	44,7163 -58,9609 -14,2446	88,8339 -83,1167 5,7172	2,5230 -3,6350 -1,1080	0,9510 5,2963 6,2474	78,3562 3,2654 84,6216	0,6261 0,9734 4,5995	1,6209 4,6955 3,3164	1,4733 -0,1150 1,3584
5.válto- zó		X	4,7438	X	3,0777	X	X	84,3208	0,7348	1,0631	X
indirekt		X	3,3325	X	-4,9572	X	X	4,8317	1,0897	4,7648	X
összes		X	5,0763	X	4,1205	X	X	89,1524	1,8244	2,8279	X
2-4-7-9		X	4,5170	X	3,1998	X	1,8491	72,2507	X	0,9465	X
5.válto- zó		X	3,2090	X	-2,0599	X	7,3019	10,0941	X	1,7157	X
indirekt		X	4,7239	X	1,1399	X	9,1510	82,3248	X	2,6622	X
összes		X	14,4522	X	6,3654	X	71,9565	X	X	X	X
3.válto- zó		X	5,4468	X	-4,7112	X	5,9578	X	X	X	X
indirekt		X	19,8989	X	2,1942	X	77,9082	X	X	X	X
összes		X	2,2270	X	3,1853	X	X	90,2377	X	X	X
5.válto- zó		X	3,5616	X	-2,0350	X	X	2,8251	X	X	X
indirekt		X	5,7886	X	1,1502	X	X	93,0628	X	X	X
összes		X	X	X	X	X	84,7830	X	X	5,4892	X
3.válto- zó		X	X	X	X	X	4,4720	X	X	3,7458	X
indirekt		X	X	X	X	X	89,2550	X	X	9,2350	X
összes		X	X	X	X	X	X	101,1795	X	4,7963	X
5.válto- zó		X	X	X	X	X	X	-2,3649	X	4,9232	X
indirekt		X	X	X	X	X	X	98,8146	X	3,7195	X
összes		X	X	X	X	X	X	100,2480	X	X	X
2.válto- zó		X	X	X	2,1594	X	X	-1,2024	X	X	X
indirekt		X	X	X	-1,2024	X	X	99,0457	X	X	X
összes		X	X	X	0,9561	X	X	X	X	X	X

Összefoglalás

A számítógépes és a klinikai diagnózis közötti 80-86 %-os egyezés bizonyítja a leírt módszer alkalmazhatóságát noninvasív haemodinamikai méréseknél. A korábbi vizsgálatokhoz képest első ízben felhasznált paraméterek (a PEP és a carotis második deriváltjára utaló index) fontos szerepet játszottak a döntés során és a szétválasztásban. Különösen a carotis derivált differenciahányadosának értékei voltak szembetűnőek. A táblázatokból és a leírtakból indokoltnak látszik a carotis második deriváltjának későbbi részletesebb vizsgálatára felhívni a figyelmet.

A praejectiós időnek, mint contractilitás-indexnek a figyelembevétele kevésbé jelentős módon, de hatásosnak bizonyult. A minőségi értékelésből kiderült, hogy ezt a mutatót az ejectiós idővel korrigálva érdemes a továbbiakban felhasználni.

Előzetesen elvégzett diszkriminancia-analizisekkel összevetve az eredményeket, jobb szétválások adódtak. Ugy tűnik, hogy a contractilitásra utaló indexek központi szerepük az általunk elvégzett kérdésselvetésnél, szemben a korábbi eredményekkel, ahol abból a feltételezésből származott a legjobb szétválás az egészséges és beteg csoportok között, hogy egyszerre több regulatív tényező volt figyelembe véve.

MTA SZTAKI

Clusteranalízis chemotaxonomiai alkalmazása

Csiszár Imréné és Bene Béla

A növényrendszertanban az utóbbi 15 évben eredményesen alkalmazták az objektumok csoportosításának olyan matematikai módszereit, melyek nagyszámu jellemző együttes figyelembevételén alapulnak. N. Jardine és R. Sibson (3) terminológiáját követve, a clusteranalízisnek ezt a fontos alkalmazási területét matematikai taxonómiának nevezhetjük.

Az előadás tárgyát képező feladatban a csoportosítás kémiai jellemzők alapján történt. 400 növényegyedet kellett csoportosítani 20 féle kémiai komponensre vonatkozó adat alapján, ezenkívül vizsgálandók voltak az illető komponensek közötti kapcsolatok is.

A komponensek abszolút mennyisége az egyes növényegyedekben nem volt ismeretes, csak százalékos arányuk. 8 komponens az egyedek több mint 80 %-ában egyáltalán nem volt kimutatható.

A legtöbb cluster-módszer alapját az objektumok közötti valamilyen alkalmasan választott távolság-mértékszám képezi. Ilyen mértékszámul a 20-dimenziós adatvektorok euklidesi távolságát vettük. Próbálkoztunk az adatok logaritmus- illetve gyöktranszformációjával, valamint szórással való standardizálással is, de ezek nem vezettek különböző strukturájú clusterekre.

A matematikai taxonómiában általában hierarchikus eljárásokat szoktak használni. Ezek azonban nagy memóriaigényük miatt csak kisebb méretű feladatokra alkalmazhatók (szükség van ugyanis az objektumok közötti távolságok mátrixának tárolására). Ezért a növényegyedek csoportosítására a gyors és kis memóriaigényű Mac Queen-módszert alkalmaztuk, mégpedig ennek azt a változatát, amikor a létesítendő clusterek számát nem határozzuk meg előre, csak felső korlátot írunk elő rá. A módszer leírását ld. M.R. Anderberg könyvében (1).

Ismeretes, hogy a Mac Queen módszer által szolgáltatott cluster-rendszer függ egyrészt az eljárás paramétereitől, másrészt a csoportosítandó objektumok sorrendjétől. Negatív példaként megemlítjük, hogy egyszer az objektumokat rokonsági sorrendben bevive a program - a folyamatos középpontmódosítás miatt - majdnem mindegyiket egy clusterba sorolta. A módszer gyorsasága lehetővé tette, hogy a programot többször lefuttatva a paraméterek és a kiinduló cluster-középpontokul szolgáló objektumok megfelelő kiválasztásával jó csoportosítást kapjunk. A "jóság" jellemzésére a csoportokon belüli varianciák összegét használtuk.

Az eredmény chemotaxonomiai kiértékelését azzal kívántuk elősegíteni, hogy a programba közelítő t-próbát építettünk be annak tesztelésére, hogy az egyes clusterekben mely komponensek átlaga tér el szignifikánsan a teljes anyagra vonatkozó átlagtól. Így hasznos információt nyertünk arra nézve, hogy az egyes clusterok kialakításáért mely komponensek felelősek. Megjegyezzük, hogy csak kevés egyedben előforduló komponensekre a t-próba az eloszlás ferdesége miatt nem alkalmazható. Ezért ezeknél azt teszteltük, hogy az illető komponens előfordulásának csoporton belüli relatív gyakorisága - binomiális eloszlást feltételezve - szignifikánsan különbözik-e a teljes anyagbeli relatív gyakoriságtól.

A vizsgálatban szereplő komponensekre vonatkozólag az volt a biokémiai modell, hogy ezek egyrészt bizonyos más, a vizsgálatban nem szereplő anyagokból, másrészt egymásból épülnek fel az anyagcsere során, és ezt a fa-strukturát kellett volna az adatokból kikövetkeztetni. Ilyen típusú kérdésfeltevéssel az irodalomban nem találkoztunk, és nekünk sem sikerült olyan matematikai modellt felállítani, melynek alapján a feladat ilyen általánosságban kezelhető lett volna. Ez valószínűleg nem is lehetséges, mégis szeretnénk felhívni a figyelmet egy leszármazási fa megtalálásának matematikai problémájára, legalább abban a speciális esetben, amikor minden csucs a vizsgálatba bevont komponenst reprezentál.

A komponensek közötti kapcsolatokra vonatkozó többirányú vizsgálatainkat az a cél motiválta, hogy támpontot nyerjünk egy biokémiai alapon felállított - részben még hipotetikus és ugyanakkor nem teljes - fa-struktúra igazolásához, illetőleg kiegészítéséhez. Első tájékoztatásul kiszámítottuk a komponensek közötti korrelációs együtthatókat, egyrészt a teljes anyagból, másrészt azoknak a növényegyedeknek az elhagyásával, melyekben mindkét komponens mennyisége 0.

Másodsorban megvizsgáltuk, hogy azokra a növényegyedekre, amelyekben az i -edik komponens mennyisége nem 0, a többi komponens átlagos mennyisége szignifikánsan különbözik-e a teljes anyagbeli átlagtól.

További hasznos információt kaptunk a komponensek közötti összefüggésről a komponensek (mint objektumok) hierarchikus clusterosításával a nearest neighbour módszer alapján. Itt a komponenseket megfelelően standardizált 400 dimenziós vektorokkal reprezentáltuk és az euklidesi távolságot használtuk. Megjegyzendő azonban, hogy a kis távolság leszámazási kapcsolat-ként való interpretálhatósága kérdéses.

Végül kissé részletesebben beszélünk a komponensek rokonságának clique-módszerrel való analiziséről. Ez a cluster-módszer átfedő clustereket szolgáltat. Lényege, hogy egy adott d korláthoz tekintjük azt a gráfot, melynek csucasai a vizsgált objektumok, és azok az élek vannak behuzva, melyek d -nél nem nagyobb távolságokat jelentenek. Ennek a gráfnak a clique-jei (maximális teljes részgráfjai) lesznek a clusterek. A d korlátot fokozatosan növelve, hierarchikus cluster-rendszert kapunk. Programunkban C. Bron és J. Kerbosch (2) clique-kereső algoritmusát használtuk, amely a jelenleg ismert eljárások közül a leggyorsabb. Megemlítjük, hogy az említett szerzők empirikus eredményei szerint a módszer egy clique-re vonatkoztatott időigénye lényegében független a gráf nagyságától.

Programunk hisztogramot rajzol az egyes komponensek clique-ben való szereplésének gyakoriságáról és statisztikát készít arról is, hogy egyes komponenspárok hány clique-ban fordulnak elő. Ez a statisztika a közös clique-képzés erősségére enged következtetni és a komponensek származási rokonságát valószínűleg jobban jellemzi, mint a közönséges távolság.

Irodalom

- (1) M.R. Anderberg: Cluster Analysis for Applications. Academic Press, New York, 1973.

- (2) C. Bron, J. Kerbosch: Algorithm 457 - Finding all cliques of an undirected graph. Comm. of ACM 16: 575-577, (1973)
- (3) N. Jardine, R. Sibson: Mathematical Taxonomy. Wiley, New York, 1971.

DOTE Egészségügyi Szervezési Intézet

ALGOL függvényeljárás intrauterin fogamzásgátló eszközök vi-
selésének matematikai statisztikai értékelésére

Szabó Zoltán és Csobán György

Több mint 10 éve kezdtek el hazánkban is a fogamzásgátló intrauterin eszközök (intrauterine devices, IUD) alkalmazását. Természetes, hogy már az első alkalmazások nyomán nemcsak hazánkban, hanem világszerte is felmerült a hatékonyság mérésének, az értékelésnek a kérdése. Az alkalmazás bővülésével, a különböző típusú eszközök és az eltérő alkalmazási módok összehasonlításának szükségességével ez a probléma mindinkább előtérbe került. A Potter (4) által kidolgozott, majd Tietze-Lewit (6) által tökéletesített értékelési módszer lényege a halandósági táblák, ill. a korcsoportonként (kohorszonként) tekintett várható élettartam-táblázatok szerkesztéséhez hasonlóan az intrauterin eszközök viselési arányának - a hatékony viselés átlagos időtartamának - a kiszámítása. (A matematikai eljárásnak az ismertetésétől itt eltekintünk, hiszen az megtalálható az említett (4,6) dolgozatokban.)

Ezen számítási módszer alkalmazásával lehetővé válik (többek között) a különböző okok miatt megszakadt, befejezett viselések arányának a meghatározása. A számítási módszer asztali számológépen, illetve miniszámítógépen történő alkalmazására algoritmust dolgoztunk ki (2). Az IUD egyre szélesebbkörű alkalmazása (1,5,7) szükségessé tette nagyobb esetszámú anyag számítógépes értékelését. A már kidolgozott algoritmus alapján a statisztikai értékelésre ALGOL 60 programnyelven szerkesztettünk eljárást. Ezen eljárás segítségével bármely - az IUD viselését értékelni kívánó - egészségügyi intézmény vagy kutatócsoport, mely hozzáférhet ALGOL fordító programmal ellátott számítógéphez, alkalmazhatja az értékelési módszert a számítás részleteinek ismerete nélkül. Elegendő az értékelés végrehajtásához szükséges alapadatoknak (az eljárás input paramétereinek) a megadása, továbbá az eljárás által szolgáltatott eredményeknek (az output paramétereknek) az interpretálása. Ehhez csupán az ALGOL eljárás formális paramétereinek rendeltetését kell ismerni.

A STATIUD (n, inp, sus, swm, cxr, nr, ctrl) (statistical evaluation of intrauterine devices) logikai függvényeljárás formális paramétereinek funkciói a következők.

Input paraméterek: n, inp.

Az egész típusu

n: a megfigyelés időintervallumainak (pl. a használati hónapoknak) a száma. Az

inp [1:11, 1:n] egész típusu (input) tömb két utolsó oszlopa tartalmazza az első felhelyezések számát (10. oszlop), ill. a befejezések számát (11. oszlop) a felhelyezések naptári hónapja szerint. Ezen oszlopok megfelelnek Tietze-Lewit 1. táblázata C (first insertions), ill. D (total terminations) oszlopának (6). Az inp matrix 1-6, ill. 7-9. oszlopai a befejezések számát tartalmazzák típus és a felhelyezés utáni sorrendi hónap szerinti bontásban. Az 1-6. oszlopok a használati jellegű befejezéseket (use-related terminations), 7-9. oszlopok pedig a nem használati jellegű (nem lényeges) befejezéseket (nonrelated terminations) tartalmazzák, melyek megfelelnek Tietze-Lewit 2. táblázatában a B-G, ill. I-K oszlopoknak.

Output paraméterek: sus, swm, cxr, nr, ctrl, továbbá maga az eljárásazonosító: STATIUD.

Az egész típusu

sus: az összes tekintett sorrendi hónapba belépő eszközviselők összlétszámát tartalmazza (sum of users entering ordinal month). A valós típusu

swm: az összes használati hónapok száma a megfigyelés időtartama alatt (sum of women-months of use).

Ezen mennyiségek megfelelnek Tietze-Lewit 3. táblázatában az F, ill. G oszlopok elemei összegének. A

ctrl [1:n] valós típusu, n elemű tömb tartalmazza az első hónaptól számított, 100 asszonyra vonatkoztatott cumulatív terminációs rátákat (cumulative termination rates per 100 women entering first month). (Lásd Tietze-Lewit 4. táblázatának J oszlopát!) A

cxr [1:6, 1:n] 6 oszlopból álló, valós típusu tömb tartalmazza 100 asszonyra vonatkoztatva az első hónaptól kezdve számított cumulatív rátákat a megfelelő hat különböző ok szerint vizsgált befejezésekre vonatkozóan, rendre (gross cumulative ... rates per 100

women entering first month). (Lásd Tietze-Lewit 8. táblázatának J oszlopát!) Az

nr [1:6, 1:n] tömb - melynek méretei és típusa megegyezik az előző tömbével - a megfelelő netto cumulativ befejeződési rátákat tartalmazza a hat különböző ok esetében (net cumulative termination rates). (V.ö. Tietze-Lewit 7. táblázatának B-G oszlopaival!)

Megjegyezzük, hogy az eljárás nem számítja ki a három, un. nem lényeges befejeződésre vonatkozó cumulativ rátákat, hiszen ezekre általában nincs szükség. Ha mégis felmerülne ezen ráták kiszámításának szükségessége, úgy eljárásunk két kis módosítással erre is alkalmassá tehető:

1. az ALGOL eljárás lista utolsó oldalán a
for k: = 1 step 1 until 6 do
sor helyett
for k: = 1 step 1 until 9 do
sort kell beírni,
2. a cxr output-tömb ne 6, hanem 9 oszlopot tartalmazzon:
cxr 1:9, 1:n .

Ha n aktuális értéke 1-nél kisebb, vagy ha nem-zérus mennyiséget 0-val kellene osztani (egyszóval: ha hibásak a bemenő adatok), akkor a STATIUD logikai függvényeljárás-azonosító false végértéket vesz fel és a számolás befejeződik, egyébként pedig true Tesz STATIUD végértéke.

A STATIUD logikai függvényeljárás deklarációja a következő.

```
boolean procedure STATIUD(n,inp,sus,swm,cxr,nr,ctr1);  
value n;  
integer n,sus;  
real swm;  
integer array inp;  
array cxr,nr,ctr1;  
begin  
  integer i,j,k;  
  real B,D;  
  array d,e,f[1:n];  
  procedure vop(b,c,op);  
    integer op;  
    array b,c;  
    begin  
      if op=2  
        then go to S;  
      for i=1 step 1 until n do  
        c[i]=e[i]+b[i];  
      go to out;  
    S: for i=1 step 1 until n do  
      c[i]=e[i]-b[i];  
    out: end vop;  
end
```

```
procedure dcm;  
  for i:=1 step 1 until n do  
    begin  
      B:=d[i];  
      D=if abs(B)<10-30 then 1.0 else f[i];  
      if abs(D)<10-30  
        then go to er;  
      B:=B/D;  
      d[i]=if i>1 then B×d[i-1] else B  
    end i,dcm;
```

```
procedure scv(k,a,b,op);  
  integer op;  
  array a,b;  
  real k;  
  begin  
    if op=1  
      then go to MU;  
    for i:=1 step 1 until n do  
      b[i]:=k-a[i];  
    go to out;
```

```
MU: for i:=1 step 1 until n do  
  b[i]:=k×a[i];
```

```
out:end scv;
```

```
procedure cad(k,m,b);  
  integer k,m;  
  array b;  
  for j:=1 step 1 until n do  
    begin  
      b[j]:=0.0;  
      for i=k step 1 until m do  
        b[j]:=b[j]+inp[i,j]  
      end j,cad;
```

```
STATIUD:=false;
```

```
if n<1  
  then go to er;
```



```
cad(1,6,d);
cad(7,9,e);
vop(d,e,1);
for i=1 step 1 until n do
  f[i]=inp[10,i]-inp[11,i];
vop(f,e,1);
scv(0.5,e,f,1);
D=0;
for i=n-1 step -1 until 1 do
  begin
    e[i]=e[i]+e[i+1];
    D:=D+e[i]
  end;
sus:=D+e[n];
vop(f,e,2);
swm:=0;
for i=1 step 1 until n do
  swm:=swm+e[i];
scv(0.5,d,d,1);
vop(d,f,1);
vop(d,d,2);
dem;
for i=1 step 1 until 6 do
  for j=1 step 1 until n do
    nr[i,j]=if f[j]=0 then 0 else inp[i,j]/f[j];
f[1]=1;
for i=2 step 1 until n do
  f[i]=d[i-1];
for i=1 step 1 until 6 do
  for j=1 step 1 until n do
    nr[i,j]=nr[i,j]*f[j];
for i=1 step 1 until 6 do
  for j=2 step 1 until n do
    nr[i,j]=nr[i,j]+nr[i,j-1];
scv(100.0,d,f,1);
scv(100.0,f,ctr1,-1);
```

```
for k=1 step 1 until 6 do  
  begin  
    for j=1 step 1 until n do  
      d[j]=0.5*inp[k,j];  
      vop(d,f,1);  
      vop(d,d,2);  
      dcm;  
      scv(1.0,d,d,-1);  
      scv(100.0,d,d,1);  
      for j=1 step 1 until n do  
        cxr[k,j]=d[j]  
      end k;  
    STATIUD=true;  
er:  
  end STATIUD;
```

A következőkben röviden vázoljuk az eljárástörzsben szereplő segédváltozókat és segédeljárásokat. (Megjegyezzük, hogy az eljárás rövidítésére szolgáló alábbi programtechnikai információk nem szükségesek a felhasználó számára.) A STATIUD logikai függvényeljárás egész, ill. valós típusu munka-változói: i, j, k , ill. B, D , valós típusu, 1 dimenziós, n komponensű munka-tömbjei: d, e, f . Az eljárás törzsében deklarált segéd-eljárások funkciója rendre a következő:

1. vop (b, c, op)
(vector operations)

eljárás az \underline{e} és \underline{b} vektorok komponensei között additív műveletet hajt végre, majd az eredmény-vektort a \underline{c} vektorban helyezi el:

$$c_i := e_i \text{ "op" } b_i,$$

$$\text{ahol "op"} = \begin{cases} +, & \text{ha op} = 1 \\ -, & \text{ha op} = 2 \end{cases}$$

és $i = 1, \dots, n$.

2. dcm

(division and cumulative multiplication)

eljárás az első fázisban tulajdonképpen a d_i/f_i hányadosok értékeit a \underline{d} vektorban helyezi el. Pontosabban mondva,

$$\text{ha } f_i \neq 0, \text{ akkor } d_i := d_i/f_i,$$

$$\text{ha } f_i = d_i = 0, \text{ akkor } d_i := 0,$$

ha végül $f_i = 0, d_i \neq 0$, akkor a STATIUD logikai függvényeljárás-azonosító false végértéket vesz fel, és az eljárás befejeződik. Amennyiben ezen harmadik eset nem lép fel, úgy a második fázisban d_i értékeinek "cumulativ" szorzása következik:

$$d_i := d_i \cdot d_{i-1}, \quad i = 2, 3, \dots, n.$$

3. scv (k, a, b, op)

(scalar-vector operations)

eljárás a \underline{k} konstans és az \underline{a} vektor elemei között kivonási, ill. szorzási műveleteket hajt végre, s az eredmény-vektort \underline{b} -ben helyezi el:

$$b_i := k \text{ "op" } a_i,$$

ahol \underline{k} konstans,

$$\text{"op"} = \begin{cases} - , & \text{ha op} = -1, \\ \cdot , & \text{ha op} = 1 \end{cases}$$

és $i = 1, \dots, n$.

4. cad (k, m, b)

(cumulative addition)

eljárás az inp matrix j -ik oszlopa k -nál nem kisebb és m -nél nem nagyobb indexű elemeinek összegét elhelyezi a \underline{b} vektor \underline{j} -ik komponensében:

$$b_j := \sum_{i=k}^m \text{inp}_{i,j}$$

ahol $1 \leq k < m \leq 9$ és $j = 1, \dots, n$.

(A STATIUD eljárás törzsében a vop , dcm , scv , ill. cad segédeljárások hívásainak száma - ciklustól eltekintve - rendre 7, 2, 6, ill. 2.)

Két példát említünk a STATIUD eljárás aktivizálására:

- I. if STATIUD (N, INP, SUS, SWM, CXR, NR, CTR)
then output (SUS, SWM, CXR, NR, CTR)
else output ("DATA ERROR"),
- II. if \neg STATIUD (N, INP, SUS, SWM, CXR, NR, CTR)
then go to E,
output (SUS, SWM, CXR, NR, CTR),
.....
E: end of program,

Talán nem érdektelen megjegyezni, hogy a 24 bites szó szervezésű ODRA-1204 számítógép ALGOL-1204 compilere segítségével lefordított STATIUD eljárás utasításainak, konstansainak és skalár változónak helyfoglalása 1055 szó volt (mely természetesen a dinamikusan deklarált tömbök helyigényét nem tartalmazza). A keretprogramba foglalt eljárást ODRA-1204 gépen több alkalommal futtattuk mind Tietze-Lewit adataival (6), mind pedig hazai adatokkal (7). A STATIUD eljárásról megjegyezzük, hogy minden olyan esetben alkalmazható, ahol dinamikus kohorsz-analitikai, ill. azzal analóg problémák megoldásáról van szó.

Irodalom

- (1) Batár, I., Veres, L., Lampé, L., Surányi, S., Csobán, Gy.: Új típusú fogamzásgátló eszközzel (TCu 200) szerzett egyéves tapasztalatok. Orvosi Hetilap 116/27: 1576-1578 (1975)
- (2) Csobán, Gy., Batár, I.: Modul-rendszerű programszervezés miniszámítógépre. 6. Neumann Kollokvium, Szeged, 1975, 235-243.
- (3) Lőcs, Gy.: Az ALGOL-60 programozási nyelv. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1971.
- (4) Potter, R.G.: The multiple decrement life table as an approach to the measurement of use effectiveness and demographic effectiveness of contraception. Contributed Papers: Sydney Conference (International Union for the Scientific Study of Population, pp. 869-883 (1967).
- (5) Surányi, S.: A fogamzásgátlás jelenlegi helyzete és lehetőségei Magyarországon. Demográfia 18/4: 521-536 (1975)
- (6) Tietze, CH., Lewit, S.: Recommended procedures for the statistical evaluation of intrauterine contraception. Studies in Family Planning 4/2: 35-42 (1973)
- (7) Veres, L., Surányi, S., Csobán, Gy.: Hagyományos és újabb utak az intrauterin fogamzásgátló eszközök (IUD) tömeges alkalmazásában (3893 eset kétéves tapasztalatainak értékelése). Orvosi Hetilap 117/4: 423-430 (1976)

Czdi Kohászati Üzemek és DOTE Egészségügyi Szervezési Intézet

Magzatok méhen belüli sulygyarapodásának egy matematikai leírása

Szondy Etelka és Szabó Zoltán

Ez a dolgozatunk az 5. Neumann Kollokviumon 1974-ben elhangzott "Eloszlásfüggvények relatív növekményéről és ennek orvostudományi alkalmazásairól" című előadásnak (2) szerves folytatása.

A magzatok méhen belüli sulygyarapodása a 40. ill. 42. terhességi hétig egy növekvő, folytonos és korlátos valószínűségi eloszlásfüggvénnyel leírható.

A rendelkezésünkre álló statisztikai adatokra - a kaukázusi újszülöttek hetenként megadott medián értékeire (3) - az azokat a legkisebb négyzetek elve alapján legjobban közelítő és szempontjaink szerint legalkalmasabb eloszlásfüggvényt illesztjük.

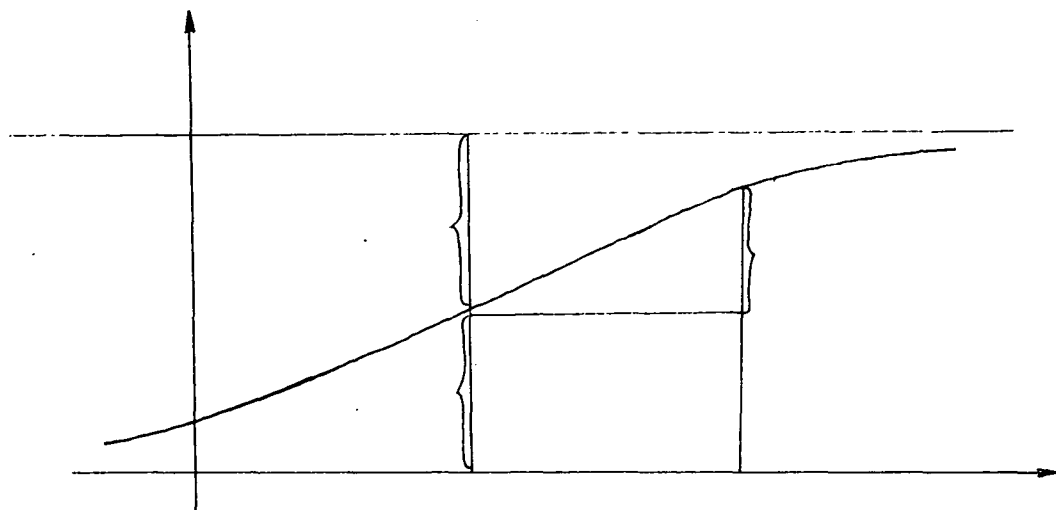
Pontosabban, ez az eloszlásfüggvény többek között azzal a tulajdonsággal is rendelkezik, hogy ugyanevezett "relatív növekménye" és az empirikus adatokból számolt relatív növekmény ugyanolyan monotonitási tulajdonsággal rendelkezik.

A relatív növekmény függvény (RNF) definíciója és tulajdonságai:

Tegyük fel, hogy az $y = F(x)$ eloszlásfüggvény (EF) értelmezési tartományában kétszer differenciálható és $0 \leq F(x) < 1$.

A $h_F(x)$ RNF-t valamely $\delta > 0$ rögzített valós szám esetén az $F(x)$ függvény segítségével a következő módon definiáljuk (1):

$$h_F(x) = \frac{F(x + \delta) - F(x)}{1 - F(x)}$$



1. ábra

Ha tehát valamely eloszlásfüggvény egy növekedési folyamatot ír le, akkor az ebből származtatott RNF jelenti egy adott időintervallumban mért növekedésnek az intervallum kezdetén még hátralévő össznövekedéshez viszonyított arányát, azaz a növekedés relatív változását az adott intervallumban.

Az RNF növekvő, ill. csökkenő tendenciájának vizsgálata a következőkben alapvető fontosságú. Ezen vizsgálatokhoz szükséges az alábbi

Lemma (2):

Az $F(x) < 1$ kétszer differenciálható eloszlásfüggvényhez rendelt

$$h_F(x) = \frac{F(x + \sigma) - F(x)}{1 - F(x)}$$

RNF szigorúan monoton növekvő (csökkenő) voltához szükséges és elégséges a következő két egyenlőtlenség bármelyikének a teljesülése:

$$(\log 1 - F(x))'' < 0 \quad /1/$$

[>]

$$1 - F(x) - F''(x) < F'^2(x) \quad /2/$$

[>]

$$A \quad \Psi(x) \stackrel{\text{def}}{=} \frac{[1 - F(x)][-F''(x)]}{F'^2(x)} \quad (F'(x) \neq 0)$$

jelölést bevezetve a lemma /2/ állítása a $\Psi(x) \begin{cases} \leq \\ \geq \end{cases} 1$ egyenlőtlenséggel ekvivalens.

Példát adunk olyan eloszlásfüggvényekre, melyekhez tartozó RNF-ek különböző monotonitási tulajdonságokkal rendelkeznek.

I. Szigoruan monoton növekvő RNF tartozik a következő EF-ekhez:

1. Egyenletes eloszlás
2. Normális eloszlás
3. Logisztikus eloszlás

$$4. F(x) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \sin x & 0 < x < \frac{\pi}{2} \\ 1 & x \geq \frac{\pi}{2} \end{cases}$$

$$5. F(x) = \begin{cases} 0 & x \leq \ln(2 - \sqrt{3}) \\ 2 - \text{ch } x & \ln(2 - \sqrt{3}) < x < 0 \\ 1 & x \geq 0 \end{cases}$$

$$6. F(x) = \begin{cases} 0 & x \leq 1 \\ \ln x & 1 < x < e \\ 1 & x \geq e \end{cases}$$

$$7. F(x) = \begin{cases} 0 & x \leq -\frac{\pi}{4} \\ \text{tg } x + 1 & -\frac{\pi}{4} < x < 0 \\ 1 & x \geq 0 \end{cases}$$

8. Bármely konvex eloszlásfüggvény-ívhez.

II. Monoton csökkenő RNF tartozik az

$$F(x) = \begin{cases} 1 - \frac{1}{x^k} & 1 \leq x < \infty \\ 0 & x < 1 \end{cases} \quad (k \geq 1 \text{ valós szám})$$

eloszlásfüggvényhez.

III. Konstans RNF tartozik az exponenciális eloszláshoz, és csak ehhez.

IV. Csökkenő, konstans, ill. növekvő RNF-el rendelkezik

$$\text{az } F(x) = 1 - e^{-\lambda x^\alpha} \quad (\alpha, \lambda > 0, \quad 0 < x < \infty)$$

eloszlás az α paraméter értékétől függően:

$0 < \alpha < 1$ esetén csökkenő

ha $\alpha = 1$ akkor konstans

és $\alpha > 1$ esetén növekvő a RNF.

V. Növekvő majd csökkenő RNF tartozik a következő eloszláshoz:

$$\max \left\{ 1 + c \left[-\frac{1}{2} + \frac{1}{\pi} \arctan x \right], 0 \right\} \quad (c \geq 1)$$

VI. Csökkenő, majd növekvő RNF-el rendelkeznek az alábbi eloszlásfüggvények:

$$1. \quad F(x) = \begin{cases} 0 & x \leq -1 \\ \sqrt{1-x^2} & -1 < x < 0 \\ 1 & x \geq 0 \end{cases}$$

$$2. \quad F(x) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \sqrt{x} & 0 < x < 1 \\ 1 & x \geq 1 \end{cases}$$

Az állítások helyessége a lemma alapján a megfelelő $\Psi(x)$ függvények vizsgálatával igazolható (1,2).

Itt a RNF-ek öt monotonitási tulajdonságát soroltuk fel. Arra a kérdésre, hogy az eloszlásfüggvények a RNF-ek fent említett tulajdonságai alapján osztályozhatók-e, mint tudjuk (2), a válasz nemleges, ugyanis bármilyen RNF-hez konstruálható olyan eloszlásfüggvény, melyhez az adott tulajdonságu RNF tartozik.

A modell kiválasztása

Rendelkezésünkre álltak a kaukázusi újszülöttek súlyértékeinek mediánjai a 24-42. terhességi hetek vonatkozásában (1. táblázat).

<u>Terhességi hét</u>	<u>Fiúk mediánja</u>	<u>Lányok mediánja</u>	<u>Összes adat mediánja</u>
24	830	760	840
25	880	845	880
26	965	935	955
27	1080	1035	1045
28	1205	1140	1150
29	1330	1255	1270
30	1465	1380	1395
31	1600	1515	1540
32	1760	1675	1715
33	1970	1875	1920
34	2220	2155	2200
35	2520	2410	2485
36	2745	2630	2710
37	2930	2800	2900
38	3080	2940	3030
39	3200	3060	3140
40	3290	3160	3230
41	3330	3210	3290
42	3330	3210	3300

1. táblázat

Kiszámítottuk (gépi program segítségével) az adott sorokhoz tartozó relatív növekmény-értékeket (2. táblázat). Tekintettel arra, hogy az RNF-értékek monoton növekvő sorozatokat alkotnak mindhárom esetben, a modellezéshez természetesen csak monoton növekvő RNF-el rendelkező eloszlásfüggvényt választhatunk (1. EF osztály). Ha a súlyadatokat a terhességi hetek függvényében Descartes-féle koordináta rendszerben ábrázoljuk, láthatjuk, hogy a növekedési folyamat egy (alulról) konvex, majd konkáv ívvel rendelkezik.

Relatív növekmények:

Fiúk mediánja:	0.0200	0.0347	0.0486	0.0556	0.0588
	0.0675	0.0724	0.0925	0.1338	0.1838
	0.2703	0.2778	0.3162	0.3750	0.4800
	0.6923	1.000			

Lányok mediánja:	0.0347	0.0381	0.0440	0.0483	0.0556
	0.0639	0.0738	0.0944	0.1303	0.2097
	0.2417	0.2750	0.2931	0.3415	0.4444
	0.6667	1.000			

Összes adat mediánja	:	0.0163	0.0310	0.0384	0.0466	0.0558
		0.0616	0.0761	0.0994	0.1293	0.2029
		0.2591	0.2761	0.3220	0.3250	0.4074
		0.5625	0.8571	1.000		

2. táblázat

Igy az 1. csoportba tartozó, általunk vizsgált valószínűségi eloszlások közül csak a normális és logisztikus eloszlás jöhet számításba.

Mivel a normális eloszlásfüggvény előállítására rendkívül munkaigényes (számítása numerikus integrálást igényel), ezzel szemben a logisztikus eloszlás egyszerű képlettel számítható (jól lehet mindkét eloszlás esetében szükség van a - például sorfejtéssel vagy Csebisev-közelítéssel számítható - $\exp(x)$ függvényre), ezért az utóbbi eloszlás látszott legalkalmasabbnak:

$$F(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}, \quad x \in (-\infty, \infty)$$

Az x független változó $(-M(x-A))$ alakú lineáris transzformációja - mint tudjuk - az RNF monotonitását nem befolyásolja.

Az
$$F(x, A, M) = \frac{1}{1 + e^{-M(x - A)}}, \quad M > 0$$

logisztikus eloszlásfüggvény illesztését a mellékelt program segítségével, a legkisebb négyzetek módszere alapján hajtottuk végre, azaz az A és M paramétereket gépi program segítségével úgy határoztuk meg, hogy a

$$0 \leq Q(A, M) = \sum_{i=24}^{42} [y_i - F(x_i, A, M)]^2$$

négyzetösszeg minimális legyen.

Az optimális A és M paraméterértékek meghatározása a következőképpen történt.

Az 1. táblázat, ill. a kapcsolatos grafikon alapján intuitív módon megválasztott A_0 és M_0 koordinátákkal rendelkező pontokhoz, továbbá az $(A_0 - h, 0,9 M_0)$ $(A_0 - h, 1,1 M_0)$ $(A_0 + h, 0,9 M_0)$ $(A_0 + h, 1,1 M_0)$ síkbeli pontokhoz tartozó Q értékek közül a legkisebbet kiválasztottuk. Ha ezen minimális értékhez tartozó pont nem (A_0, M_0) volt, akkor ezen pontot választjuk a következő "téglalap-centrumnak" (jelöljük: (A_1, M_1)), és megismételjük a fentebbi lépést.

Ha a minimális Q érték az (A_0, M_0) ponthoz tartozott, akkor ezen pont köré irt téglalap méretét csökkentjük oly módon, hogy h értékét 0,6-szeresére csökkentjük. Ezt a minimumkereső eljárást akkor tekintjük befejezettnek, ha h értéke minorál egy előre megadott, elég kicsiny pozitív értéket.

Az ODRA-1204 számítógépre ALGOL-1204 programnyelven irt eloszlásfüggvény-illesztő programunk a következő:

```
begin  
  comment eloszlásfüggvény-illesztés;  
  real N,x,y,h,X1,Y1,e;  
  integer k,j,lepsz,i,n;  
  array p,g[1:20];  
  real procedure F(c,M,A);  
  real c,M,A;  
  F:=1.0/(1.0+exp(A*(M-c)));  
  real procedure f(M1,A1);  
  value M1,A1;  
  real M1,A1;  
begin
```

```
real fi;  
fi:=0.0;  
for j:=1 step 1 until n do  
fi:=fi+(g[j]-F(p[j],M1,A1))2;  
f:=fi;  
end f;  
real procedure KIV(X,Y,H,X1,Y1);  
value X,Y,H;  
real X,Y,H,X1,Y1;  
begin  
real array W[1:5];  
real Z,Z1,Z2,Z10,Z20;  
integer K,KK;  
switch S:=S1,S2,S3,S4,S5;  
Z1:=X-H;  
Z2:=X+H;  
Z10:=0.9*Y;  
Z20:=1.1*Y;  
Z:=W[1]:=f(X,Y);  
KK:=1;  
W[2]:=f(Z1,Z10);  
W[3]:=f(Z2,Z10);  
W[4]:=f(Z1,Z20);  
W[5]:=f(Z2,Z20);
```

```
for K:=2 step 1 until 5 do  
if Z>W[K]  
then  
begin  
Z:=W[K];  
KK:=K;  
end ;  
go to S[KK];  
S1:X1:=X;  
Y1:=Y;  
go to L;  
S2:X1:=Z1;  
Y1:=Z10;  
go to L;  
S3:X1:=Z2;  
Y1:=Z10;  
go to L;  
S4:X1:=Z1;  
Y1:=Z20;  
go to L;  
S5:X1:=Z2;  
Y1:=Z20;  
L:end KIV;  
KEZD:
```

```
read(n,M);
format('?1.123 1.123 1.123 1.123 1.123 ');
if N<0
then go to H;
for k:=1 step 1 until n do
begin
g[k]:=inreal/N;
if g[k]<0.0Vg[k]>1.0
then go to H;
print(g[k]);
end;
go to T;
H:
begin
print('adathiba');
go to VEG
end;
T:
for j:=1 step 1 until n do
read(p[j]);
read(x,y,h,lepsz,e);
for i:=1 step 1 until lepsz do
begin
KIV(x,y,h,X1,Y1);
```



```
if x=X1  $\wedge$  y=Y1
then
begin
h:=0.6*h;
if h<e
then go to OUT
end
end;
OUT:
x:=X1; y:=Y1;
h:=0.6*h;
KIV(x,y,h,X1,Y1);
format('?12.345 1.12345 fi=123.1234?');
print(X1,Y1,f(X1,Y1));
VEG: end
```

Ezen programban szerepel néhány segéd eljárás, melyek a következő feladatokat végzik el:

- a statisztikai megfigyelések monoton növekvő, nem-negatív számértékeiből (esetünkben a különböző terhességi hetekben született újszülöttek súlyértékeinek mediánjaiból) normálással empirikus eloszlásfüggvényt készít.

- Az F azonosítóju valós típusu függvényeljáráson belül egy adott (esetünkben logisztikus) két paraméteres (teoretikus) eloszlásfüggvény értékeit számolja ki ugyanazon pontokban, ahol a statisztikai megfigyelési értékeket is megadtuk. (Az F természetesen kicserélhető tetszőleges egyváltozós, két paraméteres EF számítására szolgáló függvényeljárásra.)

- Az előbbi két eloszlásfüggvény eltéréseinek négyzetösszegét határozza meg az $f(M1, A1)$ valós típusu függvény-eljárásban.

- Változtatjuk (adott h lépésközzel) az eloszlásfüggvény mindkét paraméterét, s kiválasztjuk azt, ahol az eltérések négyzetösszege a legkisebb.

Az input adatok lyukszalagról kerülnek beolvasásra. Az adatok gépelési sorrendje:

- a minta nagysága (n),
- a maximális mintaelem (N),
- növekvő sorrendben a megfigyelt statisztikai adatok (y_i),
- a megfelelő abszcissa-értékek (p_i),
- az adott eloszlásfüggvény két paraméterének kezdő értéke (x, y),
- a maximális lépésszám (lepsz),
- a közelítés pontossága (e).

Az output adatok:

- az 1-re normált statisztikai értékek, továbbá
- az eloszlásfüggvény optimális paraméterei, és
- az ezekhez tartozó négyzetösszeg.

A logisztikus eloszlásfüggvénnyel az illesztést ugyanazon 3 kezdőérték-paraméterpárból kiindulva végeztük el mindhárom esetben.

A megfigyelés: súlyok mediánjai 1-re normált értékeire, továbbá a fenti értelemben legjobban illeszkedő logisztikus EF-ek A és M paramétereire, valamint Q négyzetösszegeire programunk a 3. táblázatban látható eredményeket szolgáltatotta.

Egyre normált statisztikai adatok:

Fiuk mediánja:	0.249	0.264	0.290	0.324	0.362
	0.399	0.440	0.480	0.529	0.593
	0.667	0.757	0.824	0.880	0.925
	0.961	0.988	1.000		

Lányok mediánja:	0.237	0.263	0.291	0.322	0.355
	0.391	0.430	0.472	0.522	0.584
	0.671	0.751	0.819	0.872	0.916
	0.953	0.984	1.000		

Összes adat mediánja :	0.255	0.267	0.289	0.317	0.348
	0.385	0.423	0.467	0.520	0.582
	0.667	0.753	0.821	0.879	0.918
	0.952	0.979	1.000		

	M	A	M	A	Q
Fiuk mediánja :	30,333	1.0	31.13	0.81	0.6623
	30.5	0.55	30.7	0.44	0.2445
	30.85	0.4	30.69	0.324	<u>0.0912</u>
Lányok mediánja:	30.33	1.0	31.13	0.81	0.6706
	30.5	0.55	31.3	0.44	0.2224
	30.85	0.4	30.69	0.324	<u>0.0891</u>
Összes adat mediánja :	30.33	1.0	31.13	0.81	0.7074
	30.5	0.55	30.7	0.44	0.2709
	30.85	0.4	30.69	0.324	<u>0.0946</u>

3. táblázat

Mivel az eljárás konvergenciája meglehetősen lassu, a Q értékeiből is láthatjuk, hogy az A_0 , M_0 kezdőértékek megválasztása nagymértékben befolyásolja az eredményeket.

Amennyiben feltételezzük, hogy a 24. - 42. terhességi hetekben világra jött újszülöttek születési súlyainak medián értékei tükrözik a magzatok intrauterin súlygyarapodási folyamatát, a fenti megfontolások és numerikus eredményeink alapján a legkisebb

négyzetösszeghez, a

0,0912, ill. 0,0891, 0,0946-hoz

tartozó - érdekes módon mindhárom esetben azonos - A, M
értékpár által meghatározott

$$F(x) = \frac{1}{1 + e^{0,324(30,69 - x)}}$$

logisztikus eloszlásfüggvényt tekinthetjük az újszülöttek súlyá-
nak gyarapodását "legjobban" leíró valószínűségi modellnek.

A normális és logisztikus modellek összevetése további
vizsgálatok tárgyát képezi.

Irodalom

- (1) Adler, P. und Szabó, Z.: Die Analyse von drei Verteilungsfunktionen zur Beschreibung des kumulativen Kariesbefalles im Spiegel des "relativen Karieszuwachses". Biometrische Zeitschrift 16, 3, 217-232 (1974)
- (2) Szabó, Z.: Eloszlásfüggvények "relativ növekményéről" és ennek orvostudományi alkalmazásairól. 5. Neumann Kollokvium, (Szeged, 1974) anyaga. Szeged, 1975, 217-229.
- (3) Lubchenko, L.O., Hansman, C., Dressler, M. and Boyd, E.: Intrauterine growth as estimated from liveborn birth - weight data at 24 to 42 weeks of gestation. Pediatrics 32, (1963)

MTA SZTAKI és Országos Közegészségügyi Intézet

Különböző eredetű BCG vakcinák összehasonlító vizsgálata
statisztikai módszerekkel

Csáki Péter, Lugosi László, Bene Béla, Lovas Lászlóné,
Kutas Tibor és Kiss Györgyné

Az Egészségügyi Világszervezet (WHO) egyik fontos feladatának tekinti a TBC elleni harcot. Ennek egyik lényeges feltétele a kellően tartós hatású oltóanyaggal, a BCG vakcinával való folyamatos ellátás biztosítása. A világ különböző országai-
ban gyártanak BCG oltóanyagot, ezek minősége azonban különböző, sőt, az egyes gyártó helyeken időről időre is változhat. Ezért a WHO a gyártott vakcinákból rendszeresen mintát kér és ellenőrzi ezek minőségét. Fontos feladat a gyártási, tárolási, szállítási és értékmérési feltételek standardizálása, optimalizálása. A jelen munka célja az volt, hogy erre megfelelő javaslat kidolgozását tegye lehetővé. Budapesten az Országos Közegészségügyi Intézet BCG-Laboratóriuma a WHO felkérésére 1964 óta ellenőrző laboratóriumként rendszeresen folytatja a világ mintegy 40 helyéről származó liofil BCG-vakcina-minták ellenőrző vizsgálatát, valamint a különböző vizsgálati metodikák tesztelését. Az évek folyamán összegyűjtött nagy mennyiségű információ retrospektív, számítógépes feldolgozása és matematikai értékelése lehetővé tette, hogy megbízható módon végezzünk összehasonlításokat az eddigiekben kialakított vakcina-termelési és -értékelési módszerek között.

1. A BCG-vakcina értékmérése

A BCG-vakcina hatékonyságának alapvető feltétele, hogy a szervezetbe juttatott dózis elegendő mennyiségű élő baktériumot tartalmazzon ahhoz, hogy az immunrendszerből a védekező reakciót ki tudja váltani, de ne tartalmazzon aktív fertőzést előidéző nagy számú élő baktériumot. Ezenkívül az is lényeges, hogy a gazdaszervezetben az élőbaktériumok hosszú túlélési idővel sokáig biztosítsák az immunrendszer reakcióját. A vakcina minőségét ennek megfelelően kétféleképpen lehet vizsgálni:

a.) a gyártás folyamán egyes ampullákba kerülő ml-enkénti élőbaktérium-egységyszám (ÉBE) alapján,

b.) az élő szervezetbe juttatva az immunizáló hatása, illetve ennek tartóssága alapján.

A jelen előadásban az ÉBE-vizsgálatok (a.) pont) alapján kapott eredményeket ismertetjük, bár a b.) pontban említett módszerrel is folytattunk vizsgálatokat.

A BCG ÉBE a következő módon határozható meg: az egyes ampullákból kivett mintákat először megfelelően fel kell higitani, majd megfelelő konténerben elhelyezett táptalajra oltani. Több hetes inkubálás alatt a táptalajon az egyes BCG élőbaktériumok kolóniákat hoznak létre. Ezután a kapott kolóniák leszámolásával megbecsülhető az eredeti ampulla 1 ml-ében lévő ÉBE.

Az így becsült érték természetesen sok tényezőtől függ, nem adja meg pontosan az ampullóban található ÉBE-t. Befolyásolja a becslést a higitás pontossága, a táptalaj minősége, a leszámolás pontossága és még számos egyéb tényező is. Ezért vizsgálatainkat két kérdés köré csoportosítottuk:

1. A BCG vakcina egyes gyártási tételeinek minősége közötti eltérés,
2. a BCG-vakcina értékmérési metodikája.

Ezen kérdések vizsgálatához az ÉBE-t jellemző adatokon (a kolóniaszámokon) kívül többféle, egyéb információkat tartalmazó adatokat is rögzíteni kellett.

2. Az adatrendszer kialakítása

Az adatrendszer rögzítése több lépésben történt. Az első lépésben létrehozott file - és rekord - formátumot a későbbiek folyamán egy célszerűbb formára konvertáltuk. Az adatok ellenőrzését és javítását az első formátumban végeztük. A konvertálás magában foglalta a kódrendszer javítását, a rekordformátum átalakítását és egyes, a konvertáló program által leszámolt mennyiségek beírását.

Végülis a kialakított file-formátum a következő volt (a felsorolás nem teljes, itt csak a fontosabb adatokat tüntetjük fel):

általános információk	vizsgálat-szám
	származási helyek száma
	gyártási tételek száma
közös vakcina információk	származási hely (kódolt)
	vizsgálat célja (kódolt)
	gyártási tételszám (kódolt)
	ampullaszáma
	érkezési dátum
speciális vakcinainformációk	táptalaj, konténer (kódolt)
	leoltás időpontja
	hőkezelés időtartama
	higitás időpontja
	higitási szintek száma
	1. higitási szint
	konténerek száma
	2. higitási szint
	konténerek száma
	⋮
	kolóniák száma (konténerenként)

Az adatrendszer rögzítése után az összes adatokból és bizonyos statisztikai alapszámításokból áttekinthető táblázatokat készítettünk, amelyek segítségével tájékozódni lehet az alap- és kísérő-információk alakulásáról.

3. Az élőbaktérium-egységszám becslése

Az eredeti ampullák 1 ml-ébe jutó ÉBE-t az egyes táptalajokon (konténerekben) kinőtt baktérium-kolóniák alapján becsülhetjük. Egy ampullából több mintát veszünk, különböző szintű higitásokat készítünk és mindegyiket több konténerre oltjuk le. Ezek alapján a legegyszerűbb becslési mód a következő: egy adott ampullából ismeretes, hogy mennyi a táptalajokra leoltott összes (eredeti) térfogat, ezért (feltéve, hogy minden kolónia egyetlen élőbaktériumot képvisel) ezzel osztva az összkolóniaszámot, megkapjuk a kívánt becslést. Képletben:

$$\text{ÉBE} = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} x_{ij}}{v \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{d_i}} \quad /1/$$

ahol k a higitási szintek száma, d_1, \dots, d_k a higitási szintek, n_i az i -edik szinten a konténerek száma, x_{ij} az i -edik szinten a j -edik konténerben a kolóniák száma, végül v egy konténerre leoltott (higitott) térfogat. (Igy tehát d_i -szeresre higitás esetén v/d_i az eredeti térfogat.)

Ez a becslés feltételezi, hogy az eredeti térfogat valamilyen d -szeresre higitva az ÉBE a d -edrészére csökken. Ez nem mindig teljesül, ezért a WHO egy olyan becslési eljárást javasolt, amely az egyes higitási szinteken kapott kolóniaszámokat súlyozza, éspedig nagyobb súlyt ad (az adott körülményekre megállapított) "optimális" kolóniaszám közelében kapott értékeknek. Nem lehet egyértelműen eldönteni, hogy melyik becslési elv ad helyesebb eredményt, ezért mindkét eljárást alkalmaztuk és ezeket - külön táblázatban feltüntetve - összehasonlítottuk. Ezekon kívül egy harmadik becslési eljárást is alkalmaztunk. T.i. az /1/ formula nem mindig használható. Ugyanis

tul magas kolóniaszám esetén csak azt lehet megállapítani, hogy az egy adott korlát felett van, azaz ilyenkor cenzurált leszám-
lálást kellett alkalmazni.

Az egyes térfogategységekben az élőbaktériumok száma ál-
talában változik, így ezeket valószínűségi változóknak célszerű
tekinteni. Cenzurált Poisson-eloszlást feltételezve, maximum like-
lihood módszerrel kaptuk harmadik becslésünket. Ha minden koló-
niaszám az L korlát alatt van, akkor ez megegyezik az /1/ for-
mulával, egyébként pedig a következő egyenlet gyökeként adódik

$$\lambda = \frac{\sum_{i=1}^k X_i + (n_i - m_i) G(\lambda/d_i)}{\sum_{i=1}^k \frac{n_i}{d_i}} \quad /2/$$

ahol d_i az i -edik higitás szintje X_i , n_i , m_i az i -edik szinten az
L korlát alatt talált összkolóniaszám, az összes konténerek száma,
illetve az L korlát alatti kolóniaszámokat tartalmazó konténerek
száma, és

$$G(t) = t + L / \sum_{n=1}^{\infty} \frac{t^n}{(L + n)!}$$

Az egyenletet iterációs úton oldottuk meg. A további számítás-
kat az ezen eljárással kapott becsléssel végeztük.

Megvizsgáltuk a Poisson-hipotézis teljesülését és a higitás-
arányosságot, mindkettőt Chi-négyzet-próbával. Az előbbit minden
higitásra külön a

$$\chi^2 = \frac{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2}{\bar{x}}$$

próbatatisztikával, ahol x_j az adott higitás esetén a j -edik konté-
nerben kapott kolóniaszám, \bar{x} pedig ezek átlaga. Az utóbbit az

X_1, X_2, \dots, X_k higitásonkénti kolóniaszám-összegek alapján
(nullhipotézis: X_i eloszlása λ/d_i paraméterű Poisson-eloszlás)
a

$$\chi^2 = \frac{\sum_{i=1}^k \frac{n_i}{d_i} \frac{d_i}{n_i} X_i - \bar{x}}{\bar{x}}^2$$

próbataszitrikával, ahol

$$\bar{x} = \sum_{i=1}^k X_i / \sum_{i=1}^k n_i / d_i$$

4. Vizsgálati faktorok

Amint említettük, az ÉBE becslését a vakcina értékmérésében szerepet játszó különféle faktorok is befolyásolják. Ezek közül a két legfontosabb: a higitási módszer és az általa elérhető pontosság, valamint a táptalaj minősége.

A higitás általában több fokozatban történik, így fontos annak eldöntése, hogy milyen higitási fokokban, hány lépéssel lehet optimális körülményeket biztosítani. A táptalaj minősége pedig meghatározza, hogy az egyes BCG-vakcinákban az élőbaktériumok mekkora hányada és milyen sebességgel szaporodik olyan mértékben, hogy látható és leszámlálható kolóniákat képezzen.

A jelen vizsgálatok során kétféle higitási módszert hasonlítottunk össze:

1. A WHO által javasolt módszer (WHO): szériálisan két 50-szeres fokozat után a kapott 2500-szoros higitásból párhuzamosan 4, - 8, - 16 stb.-szeres fokozatok közül többet kiválasztunk oly módon, hogy legalább egy fokozatban "optimális" kolóniaszámot érjünk el.

2. Tízszeres higitási fokokból álló sorozat (10X): szériálisan négy 10-szeres fokozat után a kapott 10 ezerszeres higitásból párhuzamosan 2-, 4-, 8- stb-szeres fokozatok közül az előbbihez hasonló módon választunk.

Az összehasonlításra kerülő kétféle táptalaj: 1. Löwenstein-Jensen-féle táptalaj (L-J) és 2. olajsavas albuminos véres agar táptalaj (BOAA).

5. A matematikai analízis és a számítógépes algoritmus

Az összehasonlítások matematikai módszereként a többszemponos varianciaanalízist (ANOVA) választottuk. Az összehasonlításokat vizsgálati egységenként és ezen belül a különböző eredetű vakcinákra külön-külön végeztük el. Alapadatnak a cenzurált Poisson-eloszlás alapján kapott becslésünket tekintettük. Ahol az adatok száma és elrendezése ezt lehetővé tette, háromszemponos ANOVA-t végeztünk. A három faktor: a higitási módszer, a táptalaj és a vakcina gyártási sorozata (batch). Ily módon az értékmérési módszereket és a vakcina-minőséget együtt vizsgáltuk.

Azokon a helyeken, ahol nem állt rendelkezésre kellő mennyiségű adat, egy- illetve kétszemponos ANOVA-t végeztünk, a lehetőségeknek megfelelően.

Az analízist végző program a megfelelő ANOVA-módszert a következő algoritmus szerint választotta ki:

a.) Minden gyártási sorozathoz (batch) megállapítottuk, hogy a másik két faktor milyen kombinációjában állt rendelkezésre ÉBE-becslés.

b.) Ha több olyan batch volt, amelyekhez mindkét higitási módszerrel mindkét táptalajon történt ÉBE-meghatározás, akkor ezekkel a batch-ekkel háromszemponos ANOVA-t végeztünk.

c.) Ha csak egyetlen ilyen batch volt, akkor ezzel két szemponos ANOVA-t végeztünk (higitási módszer - táptalaj faktorokkal).

d.) Ha több olyan batch volt, amelyekhez valamelyik, de legalább egy batch-hez csak az egyik higitási módszerrel mindkét táp-

talajon történt ÉBE meghatározás, akkor ezekkel a batch-ekkel kétszemponos ANOVA-t végeztünk (batch - táptalaj faktorokkal). Ebbe az ANOVA-ba azokat a batch-eket is beszámítottuk, amelyek a b. vagy c. pontbeli ANOVA-ban szerepeltek.

e.) Ha csak egyetlen ilyen batch-et találtunk és egy táptalajon több ÉBE-meghatározás történt (pl. több ampullából), akkor erre a batch-re vonatkozóan a két táptalajt kétmintás t-próbával hasonlítottuk össze.

f.) Hasonló módon végeztünk kétszemponos ANOVA-t (batch-higitási módszer faktorokkal), illetve kétmintás t-próbát, ahol csak egy táptalajon történt ÉBE meghatározás.

g.) Ha több olyan batch volt, amelyekhez valamelyik, de legalább egy batch-hez csak az egyik higitási módszerrel és táptalajon történt batch-enként több ÉBE-meghatározás, akkor ezekkel a batch-ekkel egyszemponos ANOVA-t végeztünk (az adott higitási módszerre és táptalajra vonatkozóan).

A fent vázolt algoritmus szerint tehát az adatok elrendezésétől függően egy anyagon belül több ANOVA-t is végeztünk. Egy adott batch-hez tartozó ÉBE-beclés többféle összehasonlító vizsgálatba is belekerülhetett. Pl. ha a B_1 , B_2 , B_3 batch-ekhez mindkét higitási módszerrel mindkét táptalajon történt ÉBE-beclés, akkor ezekkel háromszemponos ANOVA-t végeztünk. Ha emellett a B_4 , B_5 batch-ekhez csak a WHO-féle higitási módszerrel L-J táptalajon kaptunk adatokat, akkor a B_1 , B_2 , B_3 , B_4 , B_5 batch-ekkel egyszemponos ANOVA-t is végeztünk.

Medical Electronics Department, Brno Technical University,
Czechoslovakia

A module based hybrid analyzer of biological signals

Jiri Jan

1. Introduction

The analyzer presented here is in fact a kit which enables to handle different signals for various purposes. It consists of three basic parts: an analog part, a hybrid part and a digital one. All the operations performed by analog and hybrid circuits can, of course, be done digitally with many advantages, but we have not any access to the necessary semiconductor LSI devices to construct the equipment economically. On the other hand, the reason why to exploit digital technique (even only partly) is the need to display results in digital form and in some cases to connect the analyzer and possibly many other similar apparatuses to a controlling computer without any further interface. Also the function of time-unlimited memory is practicable only in this form.

2. System description

The basic elements of the analyzer can be seen in Fig. 1. The analog modules based on integrated operational amplifiers are: integrators with an electronically controlled integration constant and zero setting, extreme detectors with controlled hold function, operational rectifiers giving the absolute value and the sign of the input voltage and summators-subtractors. This analog hardware can be utilized in many ways - practically any linearly derived parameter of input signals can be obtained in this part by properly connected elements. We have used it to determine the definite integral of the signal

$$\int_0^T x(t) dt$$

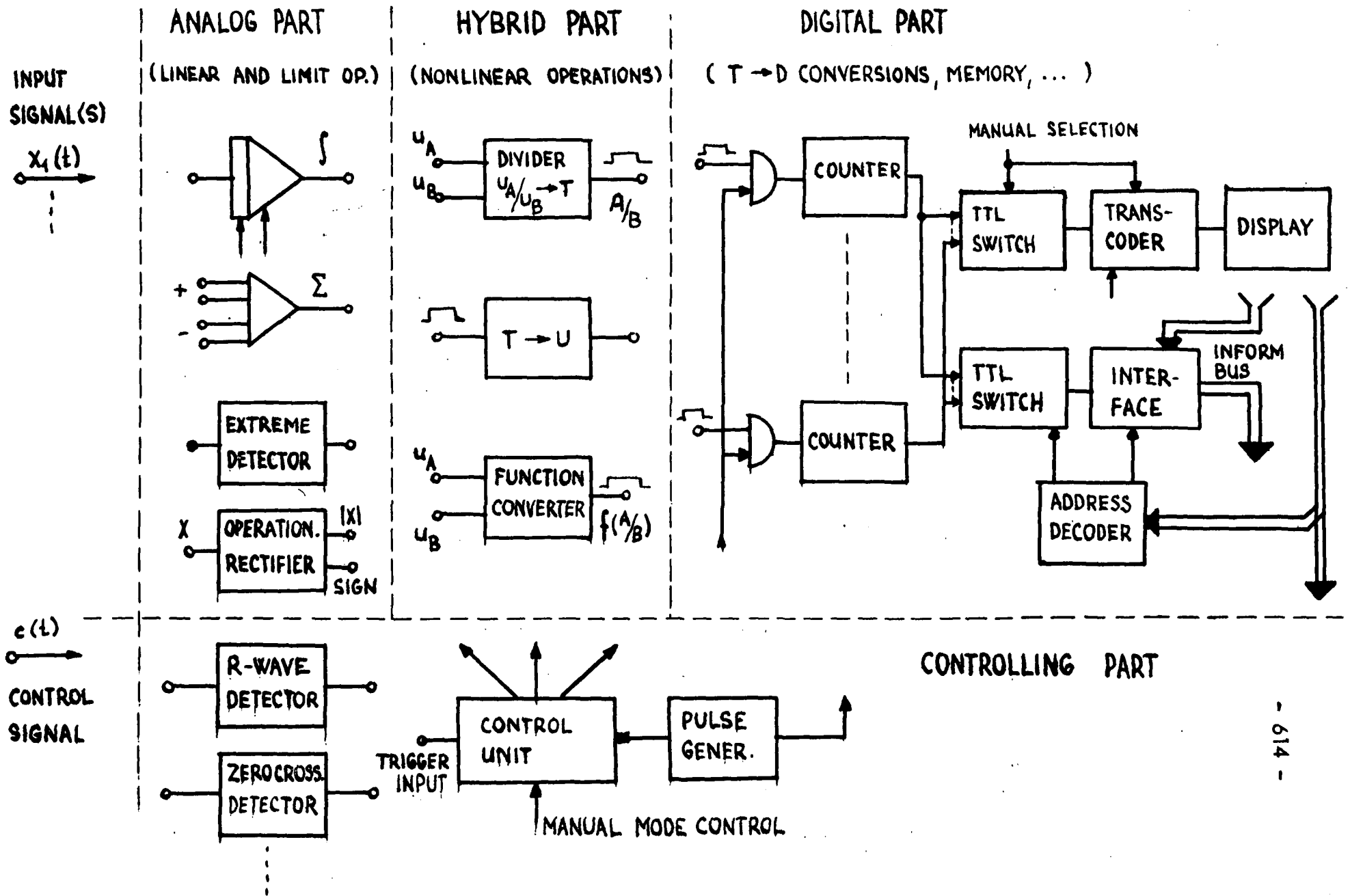


Fig. 1.

for some time interval T , to measure the time intervals by integrating a constant voltage, to get the maximum and minimum values (MAX, MIN) of the signal in the interval T and to calculate the difference between the last two values. Because following hybrid dividers can handle only one polarity voltages the operational rectifiers are included in branches where the voltage can be of both polarities and the sign of the value is treated separately in digital form.

The hybrid part of the analyzer includes two basic types of blocks: first of them dividers which convert the fraction u_A/u_B into a corresponding time interval. The second type consists of fast time interval to voltage converters. Modified version of dividers can provide time intervals proportional to square roots or logarithms of the ratio of input values. These blocks based also on common ICs are able to make all the basic nonlinear operations which are usually thought of as difficult to a hardware realization. In addition to the mentioned operations the multiplication is available if a chain of a divider, T/U converter and another divider is connected and properly timed (in fact, the expression of the type $A.B/C$ or A/BC can be calculated by means of the chain). It is substantial that all the operations are executed theoretically perfectly, there are no approximations. We have verified experimentally that inaccuracies due to nonideal operational amplifiers are negligible so that the total errors of nonlinear operations are less than 1 % which is quite acceptable. In the application for hemodynamic signals the following parameters are being calculated: the mean value

$$M = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt,$$

the beat frequency $f = 1/T$,

and the pulsatility index

$$PI = \frac{(MAX-MIN) \cdot T}{\int_0^T x(t) dt} .$$

To keep the number of module types as low as possible, the dividers are also used to convert voltages to time intervals even if no nonlinear calculation is needed, as in the case of extreme values. At the first look it seems to be not very economic like in the case of the mentioned multiplication chain, but thanks to the simplicity of the respective modules it is a very acceptable solution.

The outputs of the hybrid part are time intervals proportional to calculated parameters which can easily be digitized by counting impulses of a train with a constant rate during the intervals. This is the first task of the gated binary counters, the second being the memory function mentioned above. Every counter keeps one desired signal parameter, normally up to 8 or even up to 16 parameters (especially in the case of cross analysis of more signals) can be stored. All the binary values are normalized into the extent $\pm (2^7 - 1)$ regardless of the practical meaning of the value, in this way the minimum redundancy is achieved. If used by a computer the values are multiplied by suitable constants known to the programme, but for visual evaluation by doctors and nurses it is necessary to convert every number into a new scale so that the parameters are expressed in common units. This is the purpose of a simple transcoder which also converts the number from binary into BCD code for display. The scale is automatically selected together with manual selection of the displayed parameter. An identical TTL switch chooses the parameter to be sent to computer, which parameter is taken depends on 3 or 4 lowest bits of the address transmitted from the computer. The correspondence between the computer and the analyzer realizes only if the 8 most significant bits of the address represents the internally coded number of the respective analyzer. This enables that up to 255 such peripheries can be connected to a computer. The analyzer is matched to the data bus by means of a standard interface card.

The timing of all the parts is made by the control unit which is supplied by necessary pulses from the pulse generator providing also the pulses for counters and the transcoder. Manual control is limited to the selection of working mode which may be either normal or slow. The normal mode means that all the values are computed from the last period of the signal (e.g. last R-R interval), the slow mode uses the last four periods that needs among others the integration constants to be four times greater than in normal mode. The control unit is trigge-

red by the signal being analyzed (e.g. by means of a zero crossing or extreme detector) or by another correlated signal (e.g. by R-waves of the ECG signal).

3. Applications

Fig. 2 shows the meaning of the parameters calculated by a realized example of the proposed analyzer system, marked HYDRA, for evaluation of hemodynamic signals.

The analyzer has been clinically examined in two different situations. The first one was a direct use with visual reading of the parameters in a surgery of a specialist in hemodynamics. The analyzed signal representing the blood flow was picked up by a Doppler ultrasound flowmeter. The use of the analyzer removed the tedious work with evaluation of recorded curves and sped up the diagnosis.

The other application was made at a modern intensive care unit for seriously hurt patients equipped with a computer of the type M 6000, that served for automatic monitoring. The philosophy of such a use is as follows: It is practically impossible to convert all the monitored signals into digital form and to process them in a central computer as it would lead to enormous demands on the memory size and computing speed. Because every such signal is in fact described by only a few main parameters that are taken into account in monitoring process, it is more economic to preprocess the signals in specialized processors (analog or digital) and to load the computer only with the parameters. The interface of the analyzer is so designed that it enables to build systems like in Fig. 3 where every new apparatus can be simply connected to an already existing system without any need for hardware changes in the system. In simpler systems a computer can be substituted by an electric typewriter with a control logic so that at least printed records of monitored parameters are available.

4. Principle of some modules

Finally let us show the principle of two seemingly complicated modules, i.e. dividers and transcoders, which are in fact very simple. Both principles are subjects of CS patents.

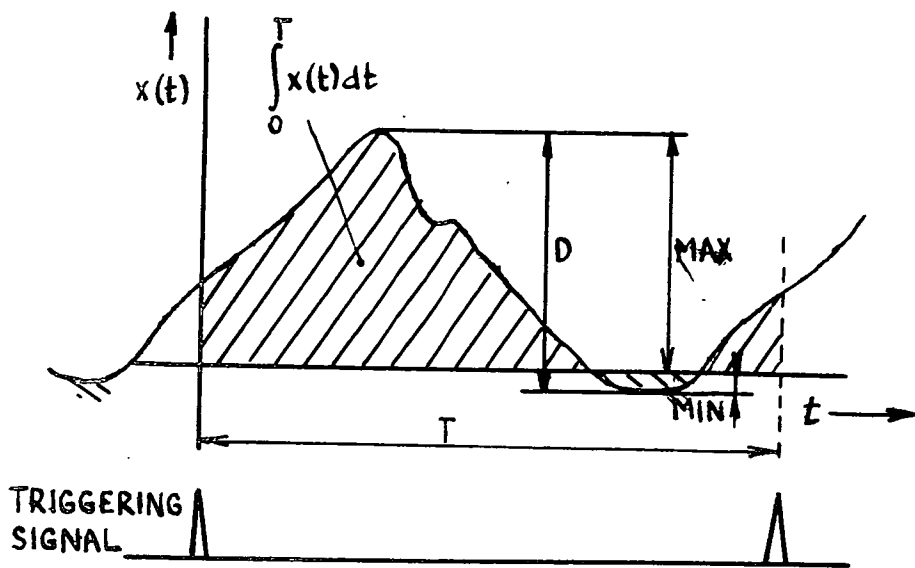


Fig. 2

DISPLAYED VALUES

MAX,
MIN,
MEAN = $\frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt$,

$D = \text{MAX} - \text{MIN}$,

$PI = \frac{T \cdot D}{\int_0^T x(t) dt}$,

$F = \frac{1}{T}$.

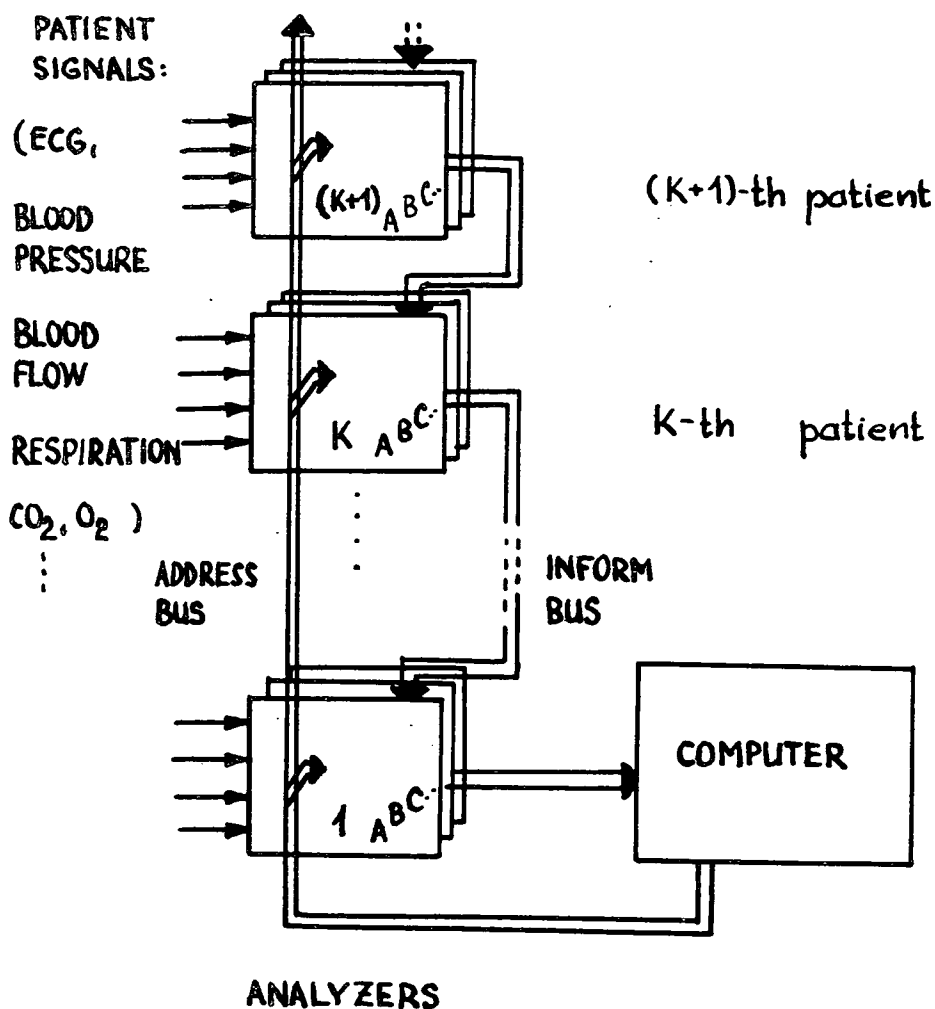


Fig. 3

Fig. 4 shows the principle of the conversion of a fraction u_A/u_B into a time interval Δt . It is obvious that

$$u_C = K \int_0^t u_B dt = u_B t K$$

(where K is an integration constant). The output impulse which starts at $t_0 = 0$ ends at the time t_1 when $u_A = u_C$ so that

$$\Delta t = t_1 = \frac{1}{K} \frac{u_A}{u_B} .$$

The transcoder should convert the number from an input code, say A , into another code B and at the same time multiply the number by a suitable coefficient. As this operation for finite word lengths is a finite alphabetic operator it could principal 24 be realized as an inertialess combining circuit, but this form would be very complicated when numbers with more than one decimal place are to be converted. The change of the coefficient is practically unrealizable in this way. Another common, but in the given case apparently impractical, possibility is to use a microprogramme executed either on a computer or on a microprocessor with ROMs. Much simpler is a circuit drawn in Fig. 5 which works in principle as follows: When the input number changes so that it differs from the content of the counter A , both of the counters are set to zero by means of a control logic, and the output of the comparator is set to 1 which opens the gates. The pulses of the rate f_1 and f_2 are counted in the counters A and B respectively until the content of the counter A is not again equal to the input word when the gates close. The content of the counter B is then obviously equal to $A (f_2/f_1)$ and is expressed in the desired code according to the code of the counter B . To change the coefficient only to simply switch the rates of the counted pulses is needed. A special measure in the logic arranges such a synchronization that the result is correctly rounded in cases when f_2/f_1 is not an integer.

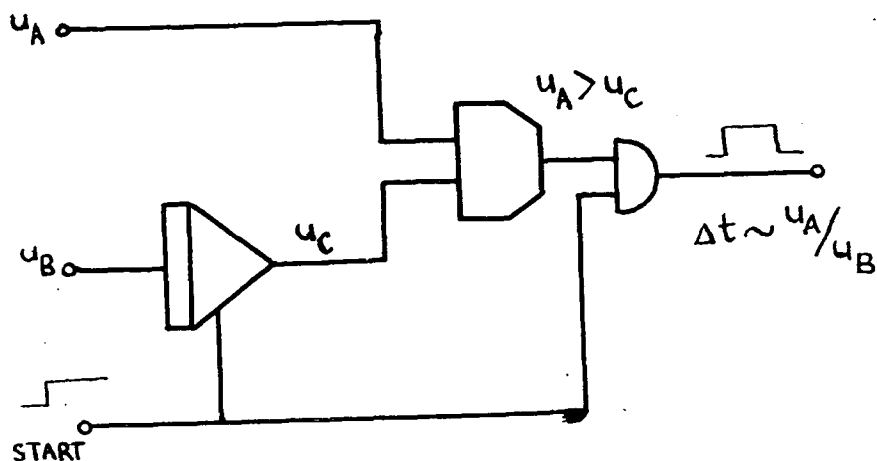


Fig. 4

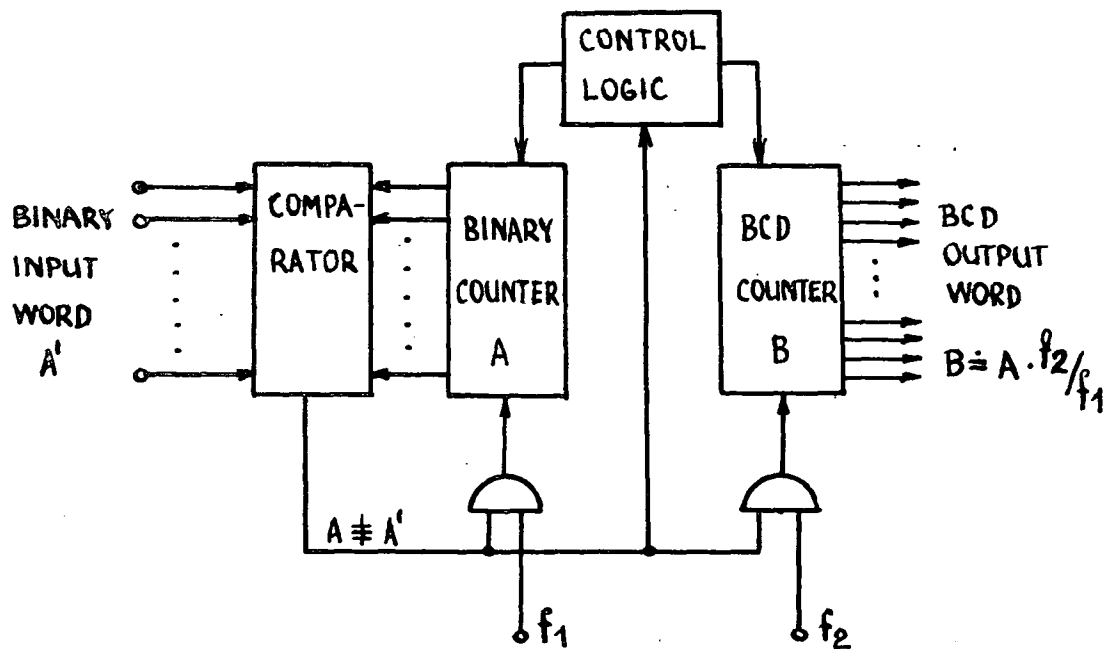


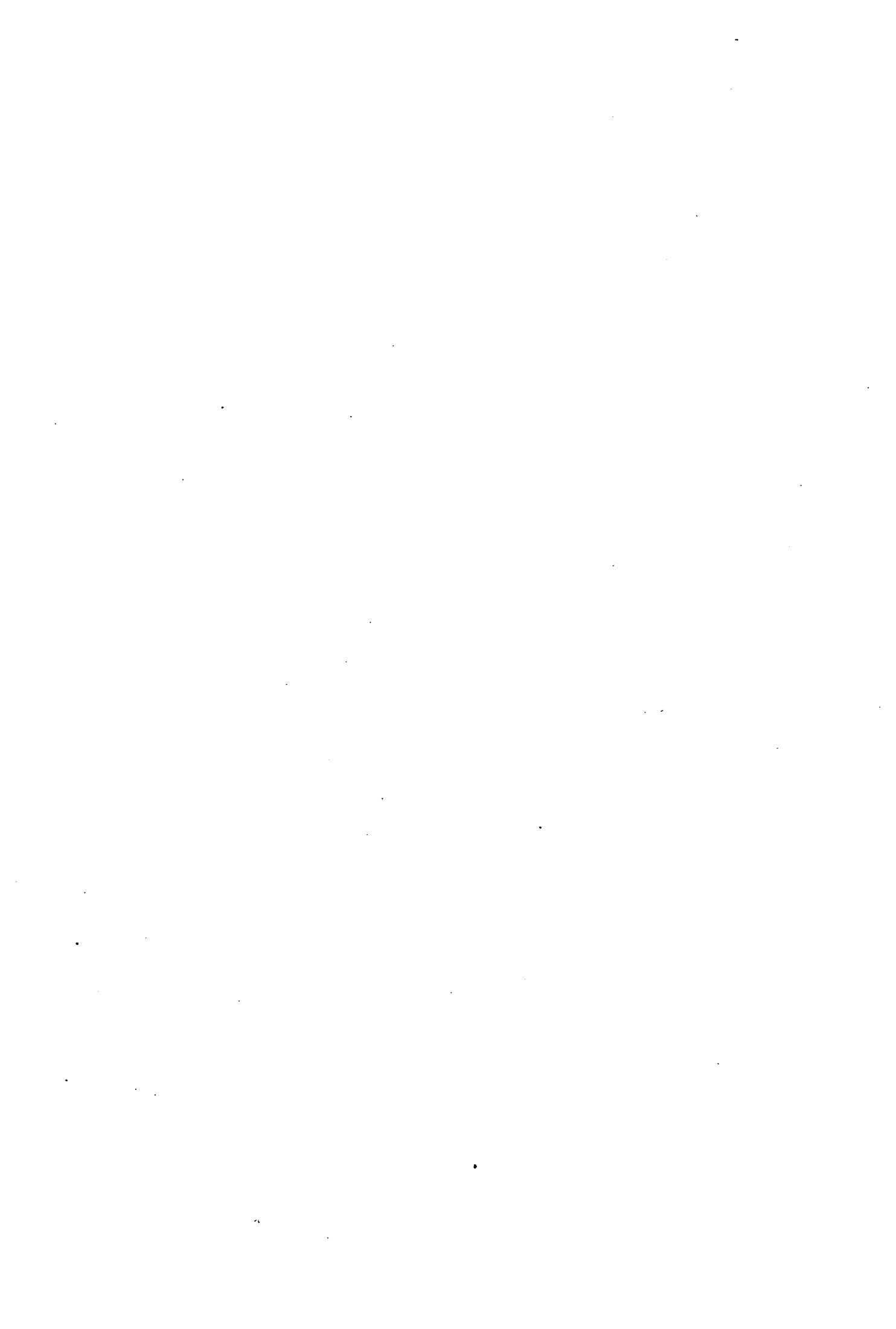
Fig. 5

5. Conclusion

The basic ideas of a possible approach to preprocessing of biological signals for the needs of immediate use by medical staff or of monitoring systems have been shown. There is a hope that the analyzer modules will be industrially produced and consequently relatively widely used which would examine whether the ideas are reasonable.

References

- (1) Jan, J.: Transfer of a ratio of two analog voltages into a time interval, (in Czech), Slaboproudy obzor 1973, 5
- (2) Jan, J., Kozumplik, J.: A transcoder with a change of the scale of transcoded number (in Czech), Sdelovaci technik 1976 (to be published)



Országos "Korányi" Tüdőgyógy. Intézet, Fővárosi Gyermek-
kardiológiai Központ, MTA Kut. Film és BME Folyamatsza-
bályozási Tanszék

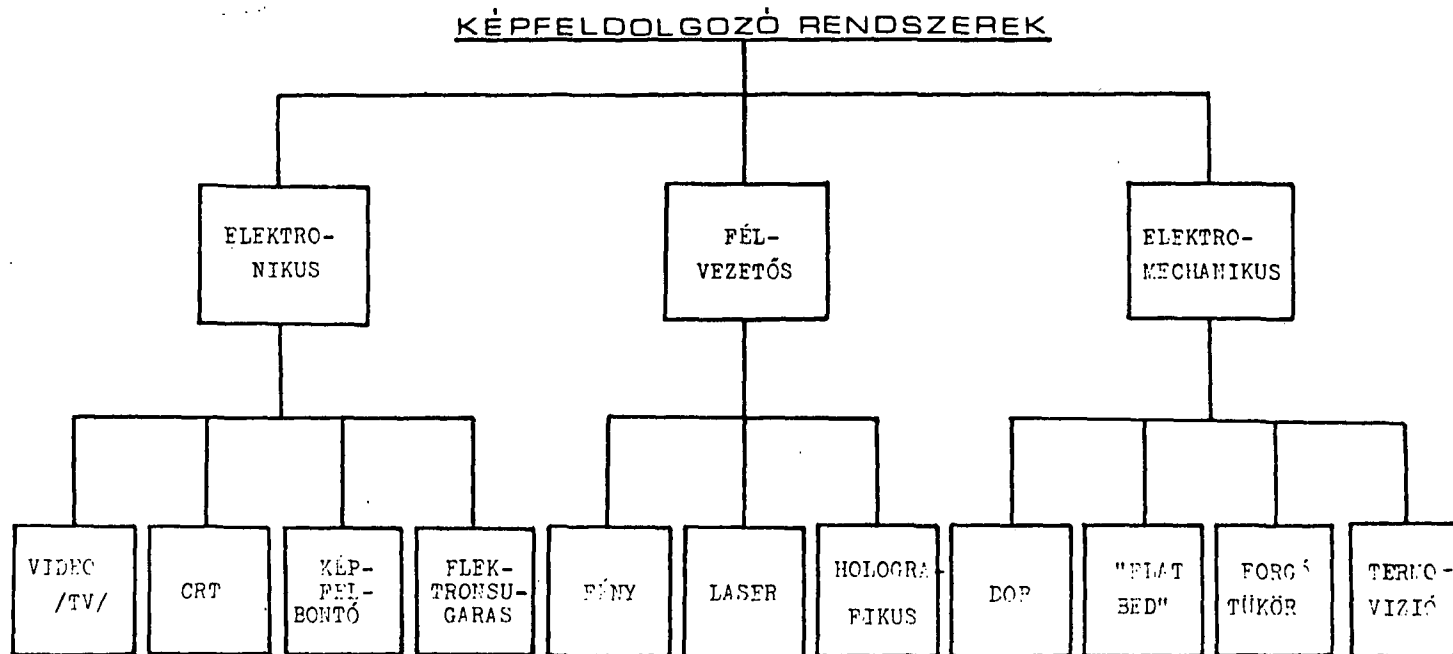
Vizuálisan megjelenő klinikai adatok számítógépes feldolgo-
zásának első eredményei

Naszlady A., Csürös Éva, Batizi A., Hajnal M., Loványi I.,
Vajta L. és Bodrogi Gy.

Mind a gyógyító, mind a kutató orvosi tevékenység során a kapható információt számos esetben kép hordozza; ilyenek némely esetben nem is lehetnek mások, mert az élőlény vagy egyes szervei nagyságát, elmozdulását, alakváltozását rögzítik (mikro- és makrofotogramok, röntgenképek), mások pedig a vizsgáló eljárás metodikai megoldásai következtében öltenek képi alakot (analóg jelek időgörbéi, nukleáris medicina szcintigramjai, továbbá kérdő-ivek, marker-jelek stb.). Minthogy ilyenek egyre tömegesebben jelennek meg, ill. a korábbiakból archívumok állnak rendelkezésre - rengeteg feltáratlan információt rejtve magukban - e képek számítástechnikai feldolgozhatósága világszerte elsőrendű követelmény.

A számítógépes képfeldolgozás folyamata két fő részre bontható, ezek: a kép primer feldolgozása, azaz letapogatása és átalakítása digitális formába, és a képi információ számítógépes feldolgozása vagyis analízise, átalakítása stb. Az utóbbi elvben bármely számítógépen, az adott feladatra kifejlesztett software révén történhet, az előbbi speciális képfeldolgozó eszközt és módszert igényel, így döntően ez határozza meg a rendszer kialakítását.

A képfeldolgozó rendszerek legfontosabb típusait az 1. ábra foglalja össze. A domináns képfeldolgozó eszközök három fő csoportba oszthatók: teljesen elektronikus, félvezető és elektromechanikus (Bryant, 1976).



1. ábra

A legelterjedtebb elektronikus eszköz a video (TV) kamera, melynél a képfelbontás és az átviteli sebesség szabványosított, az eredeti és átalakított kép monitoron megfigyelhető. További előnyei: olcsó, jelei nagy távolságra továbbíthatók, a videójel könnyen digitalizálható, a kép tetszőleges lehet.

A katódsugárcsőves (CRT) letapogatásnál a cső által előállított fénysugarat a képre vetítve, a visszavert sugarat detektor (fotomultiplier) érzékeli és alakítja át árammá. Ilyenmódon szelektív letapogatás érhető el, és az eszköz a kép megjelenítésére is alkalmazható. Az elektronsugaras berendezés hasonlóan működik, de a kép (gyakorlatilag film) a képcsövön belül helyezkedik el. Ez nehézkessé teszi alkalmazását. A képfelbontóban a kép apertúra előtt mozog, a visszavert fénysugarakat dinóda lánc erősíti. Ez a rendszer gyors, véletlen hozzáférésű, kevesebb non-linearitással rendelkezik, mint a TV és CRT technikák, de jel-zaj viszonya rossz.

A félvezetős eszközök a képet egy vagy kétdimenziós diódamátrixra képezik le (elektronikus retina). A letapogatás közönséges fényvel, vagy monokromatikus koherens sugárral (lézer) történhet. E módszer gyors, egyidejű kép-digitalizálást tesz lehetővé, és a jelek közvetlenül a számítógépbe juttathatók, hátránya, hogy igen költséges. Térbeli "képek" esetén a holográfias technika is alkalmazható. A megjelenítés LED mátrixokkal vagy holografikus uton valósítható meg.

Az elektromechanikus rendszerek közös jellemzői: nagy, de kötött képformátum, nagy felbontóképesség, nagy kontrasztarányok, nagy működési sebesség, a véletlen hozzáférés hiánya, anyagszerű, sík kép szükségessége. A forgódobos megoldásnál a dobra erősített forgó képet egy alkotó mentén mozgó fotomultiplier tapogatja le, utóbbi jele erősítés és digitalizálás után - a dob-pozícióval összevetve - feldolgozható.

A flat-bed képfeldolgozóknál a síkban elhelyezkedő képet derékszögű koordinátarendszerben mozgatják. Előnye a tetszőleges formátum, viszont lassabb a dobosnál. A forgótükrös megoldásnál a hengerpalástra erősített, az alkotó mentén mozgatott képet kistömegű forgótükrök segítségével tapogatják le. A visszavert fénysugarat fotódi-

óda vagy fotomultiplier érzékeli és erősíti. A termovízióban szintén mechanikus (forgó cillindrikus lencsés) felbontást alkalmaznak. Ez az eszköz speciálisan az infrasugárzás tartományában dolgozik, kimenőjelként közönséges videojelet bocsát ki. Hőképek feldolgozására szinte az egyetlen lehetőség.

A felsorolt eszközök közül a továbbiakban az előnyei miatt alkalmazott video-kamerás rendszerről lesz szó.

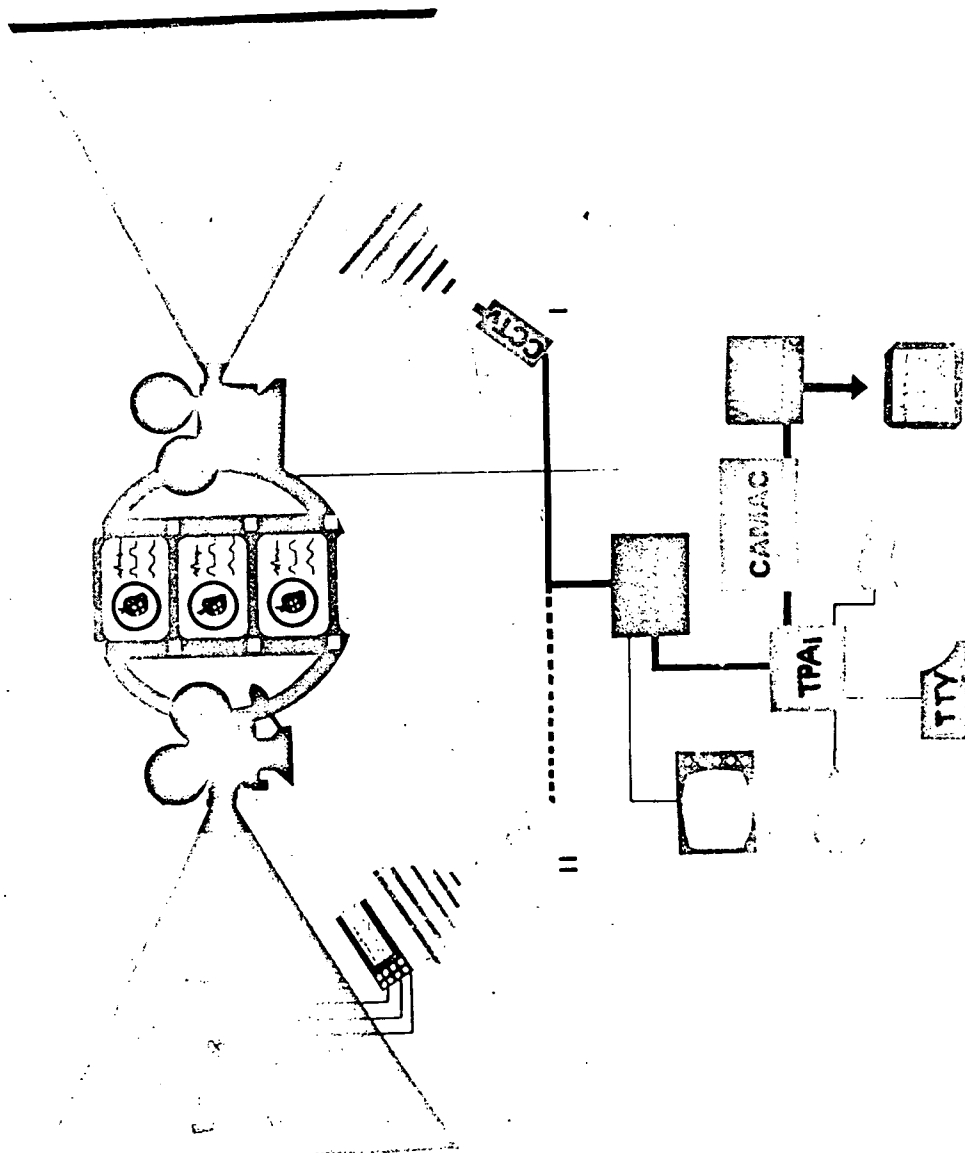
Saját vizsgálatok, metodika

A számítástechnikai teljesítőképeség lehetőségeit mintegy felméréndő olyan komplex állatkísérletet választottunk adatforrásnak, amelyben a kutyaszivvre rögzített marker-jelek mozgását 300-1300 kép/sec sebességű ún. high-speed kamerás kino felvétel, valamint 100 mm/sec papirelőtolási sebességgel 3-csatornás Y-t direktirón egyidejűleg regisztrált EKG, balkamrai és aorta nyomás-görbék képei hordozták az eredményt jelentő információkat. Az így elérhető msec-os időfelbontás (ún. zeit-lupe) és a kiválasztott nyomás, elmozdulás jellemzők a szivizom működési kvalitását megbízhatóan egyedül mutató kontraktilitás és elastance szivcikluson belüli elemzését tették lehetővé. Megvalósíthatóvá azonban - éppen az információ képi jellege, továbbá az azokból előálló adatok tömege és az elvégzendő matematikai műveletek minősége, mennyisége és utólagossága (!) miatt - csak optikai periféria és számítástechnika alkalmazása tette.

A 2. ábra mutatja a vizsgálat menetét. A különböző élettani és gyógyszerbehatásokra megváltozó szivmozgást filmkockaként, ill. kívánt időfelbontás (T) szerint elemeztük a hozzátartozó nyomás-görbékkel. A vizsgált kép sorszama és időpontja közötti összefüggést a

$$T_n = \frac{1000}{v} (n-1)$$

képlet mutatja, ahol T_n = az n-edik kép időpontja msec-ban a szivcikluson belül (ha az elején az első kép a T=0 msec-ra vonatkozik), v = a film forgatási sebessége kép/sec-ban.



2. ábra

A bemutatásra kerülő analízis nyitott kétoldali femoralis arterio-venosus shunt periódusban készült 1300 kép/sec sebességgel. A számítógépes analízishez ezuttal egy cikluson belül minden 13. képet használtuk fel.

Az alkalmazott IPS 02 jelű képfeldolgozó berendezés működése a TV kamera eltérítési rendszerén alapul (Hajnal, Loványi, Vajta 1975). A kamera soronként tapogatja le a képet, így az éppen feldolgozott sorhoz egyértelműen hozzárendelhető az Y-koordináta. Az egyes képpontok soron belüli pozíciója a soreltérítés indítása és a pont megtalálása között eltelt idővel arányos: ez az X-koordináta. A vizsgált felületet a berendezés X-Y koordináta-páronként képezi le a számítógép memóriájába.

A berendezés működését leíró folyamatábra a 3. ábrán látható.

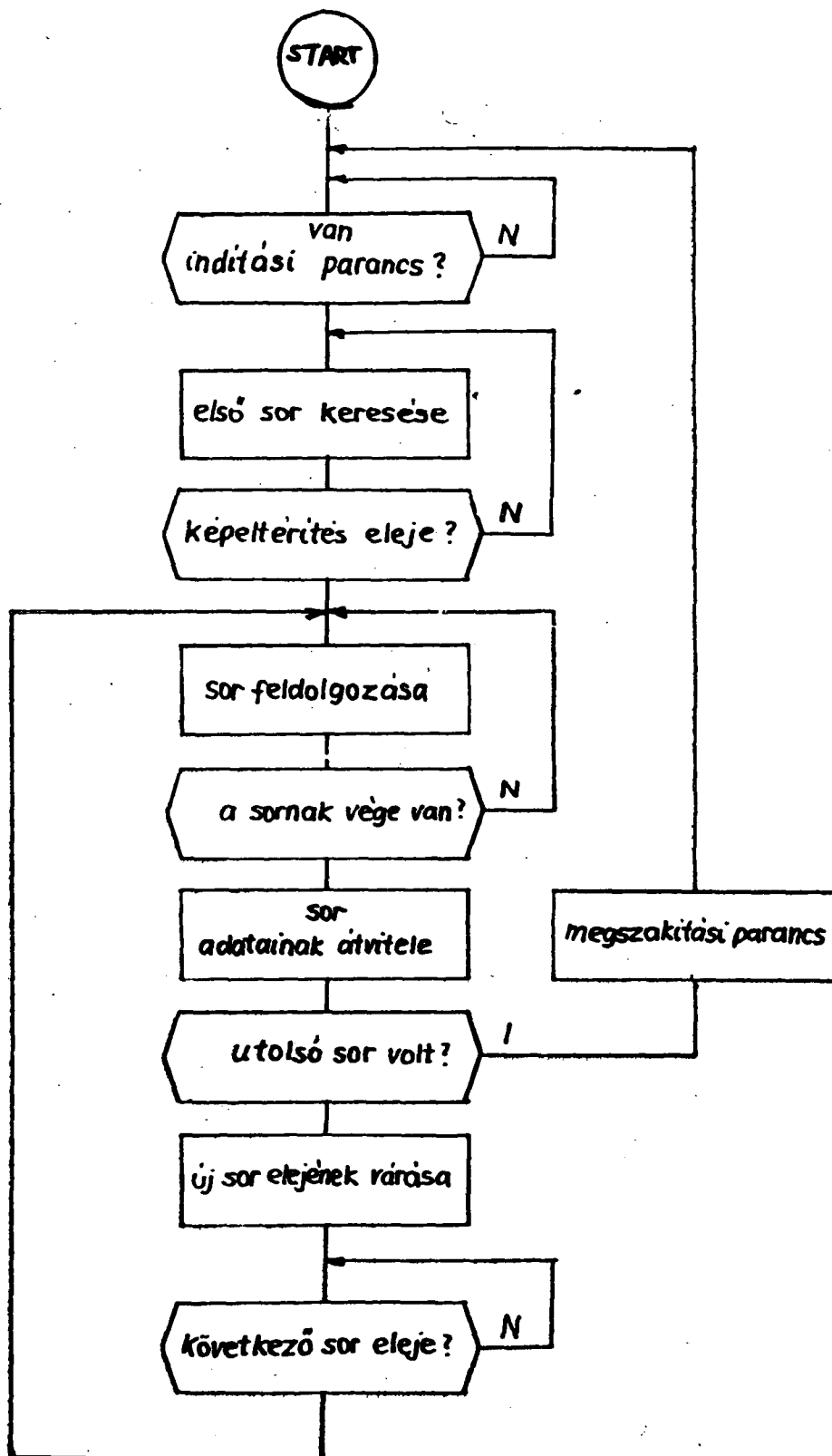
A számítógép memóriájában lévő ún. belső kép alkalmas a további feldolgozásra. Az adatok megfelelő kódolásával elértük, hogy - bár a képek memória igénye bonyolultságuktól függ - egy átlagos kép 4 K szó memóriában elfér. Így viszonylag kis adatmennyiség mozgatása válik csak szükségessé.

A berendezés a digitalizálandó képet két szürkeségi szintű (fekete-fehér) képre alakítja át, de a komparálási szint változtatható. Ily módon, elvben a gradációs lépcsők száma és nagysága tetszőleges.

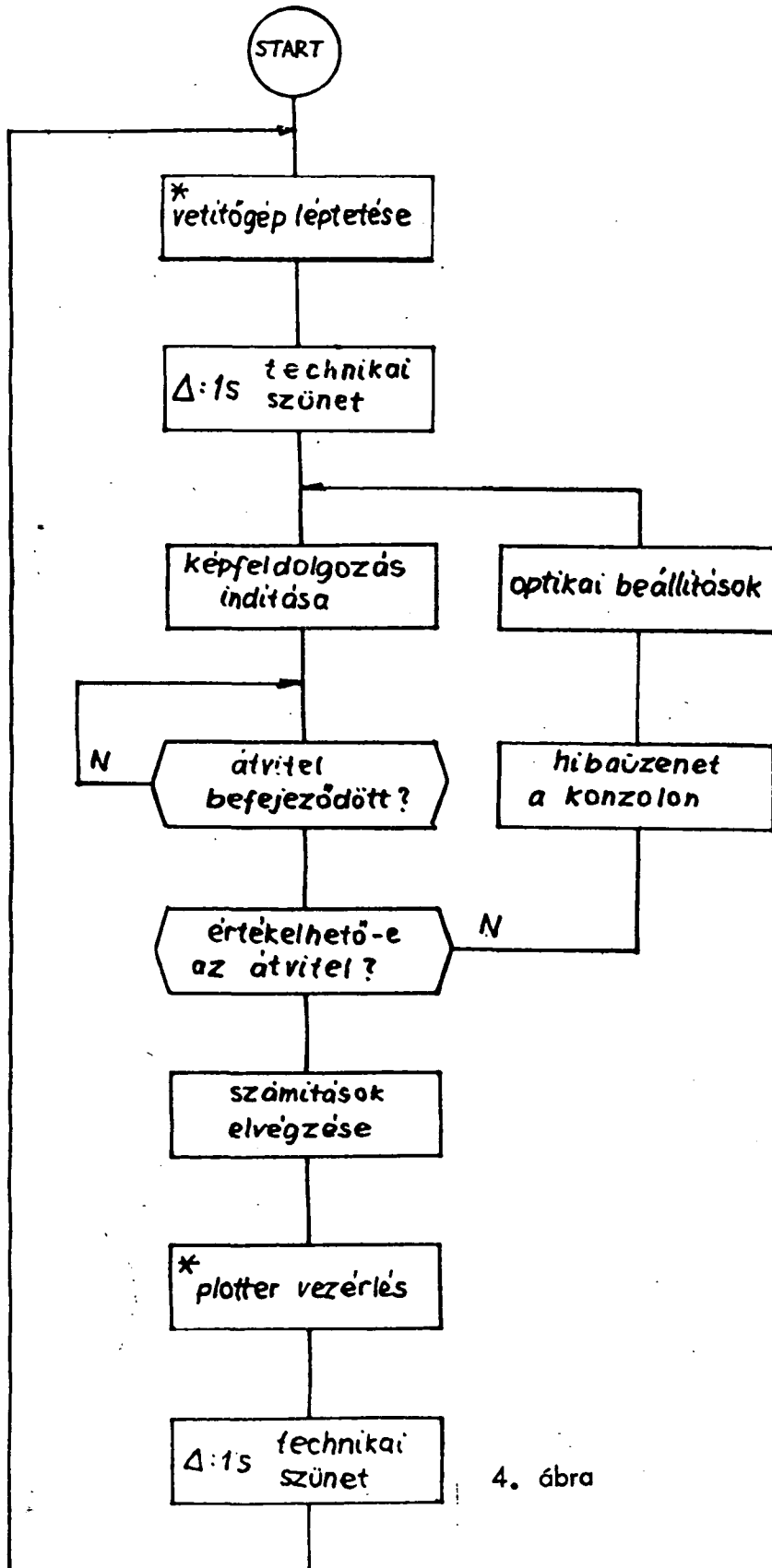
Az adattovábbítás sebessége igen figyelemre méltó: egy adat továbbítása 2 mikrosec alatt megtörténik.

A kísérletben több berendezés összehangolt működtetését kellett megoldani. (Vetítőgép, kamera, plotter) Erre a TPAi-hez illesztett CAMAC real-time rendszerét használtuk. A különböző időzítési feladatokat (vetítőgép lépésidőjének kivárása, a plotter mechanikai mozgásának követése) a CAMAC real-time órájának segítségével oldottuk meg.

Az összehangolt rendszer működésének folyamatábráját a 4. ábra mutatja.



3. ábra



4. ábra

A hardware feltételek megteremtésén kívül ez az összehangolt működtetés jelentős software feladatot is jelentett, melyre itt nem térünk ki.

A képfeldolgozás menete a következő volt: a nyers belső kép egy előzetes digitális szűrőn ment keresztül, amelynek az a funkciója, hogy a filmen lévő hibákat (karcok, bevillódzások) kiszűri. A szűrő tulajdonképpen simító algoritmus, amely a képpontot a közvetlen szomszédjával véti össze, és az azokkal való aránya alapján módosítja a vizsgált képpont koordináta-értékeit. A szűrt belső kép így már csak a vizsgálandó markerpontokat tartalmazta.

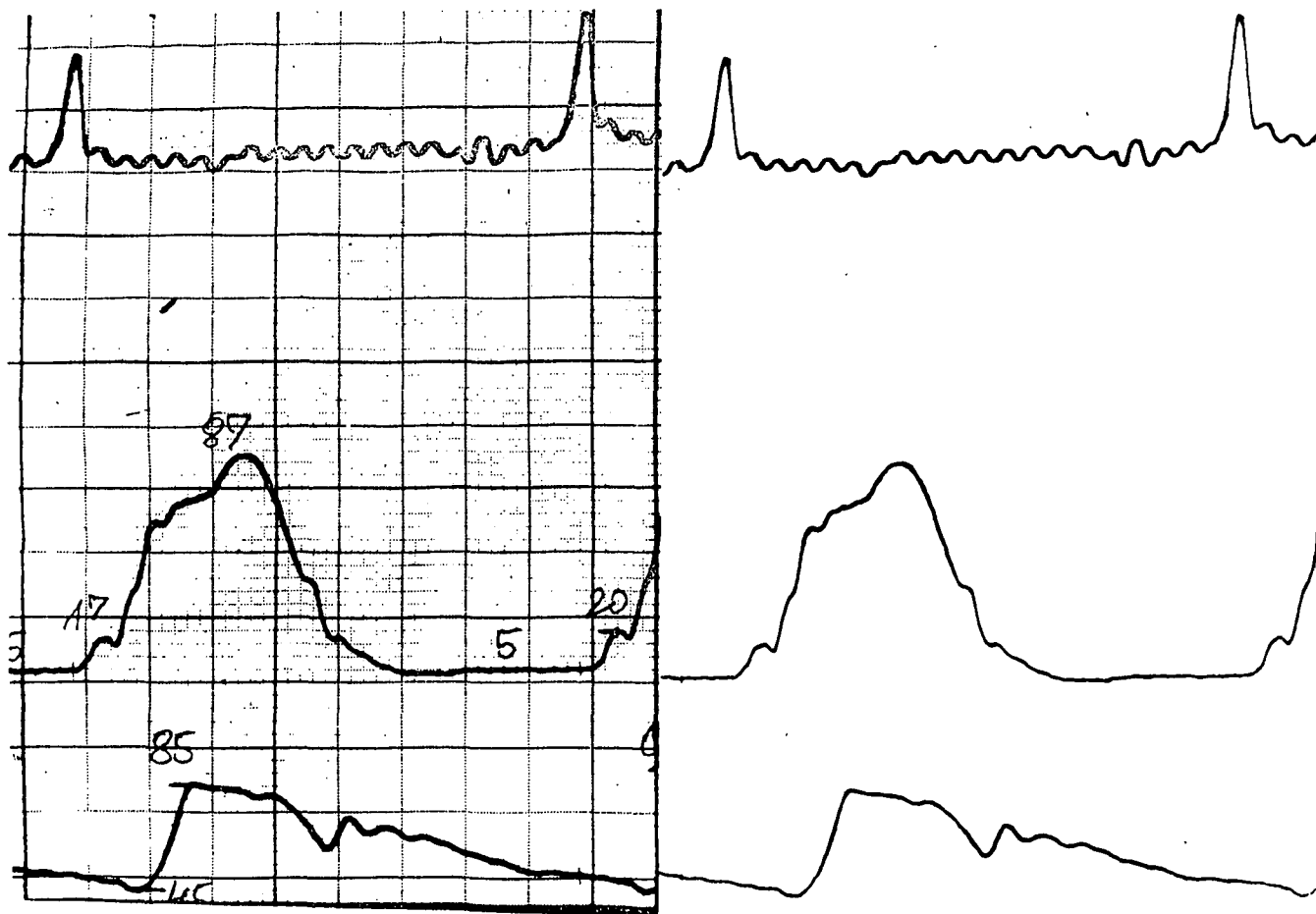
A szűrt képből a markerpontok súlypontjai, ill. azok Descartes-koordinátái kerülnek meghatározásra. Ezeket azután a belső kép saját koordináta-rendszerében értelmeztük.

A görbe-regisztrátumokat hasonlóképpen dolgoztuk fel, azazal a különbséggel, hogy itt a megfelelő (T időközönként mintavételezett) ordináták előállítására volt a cél.

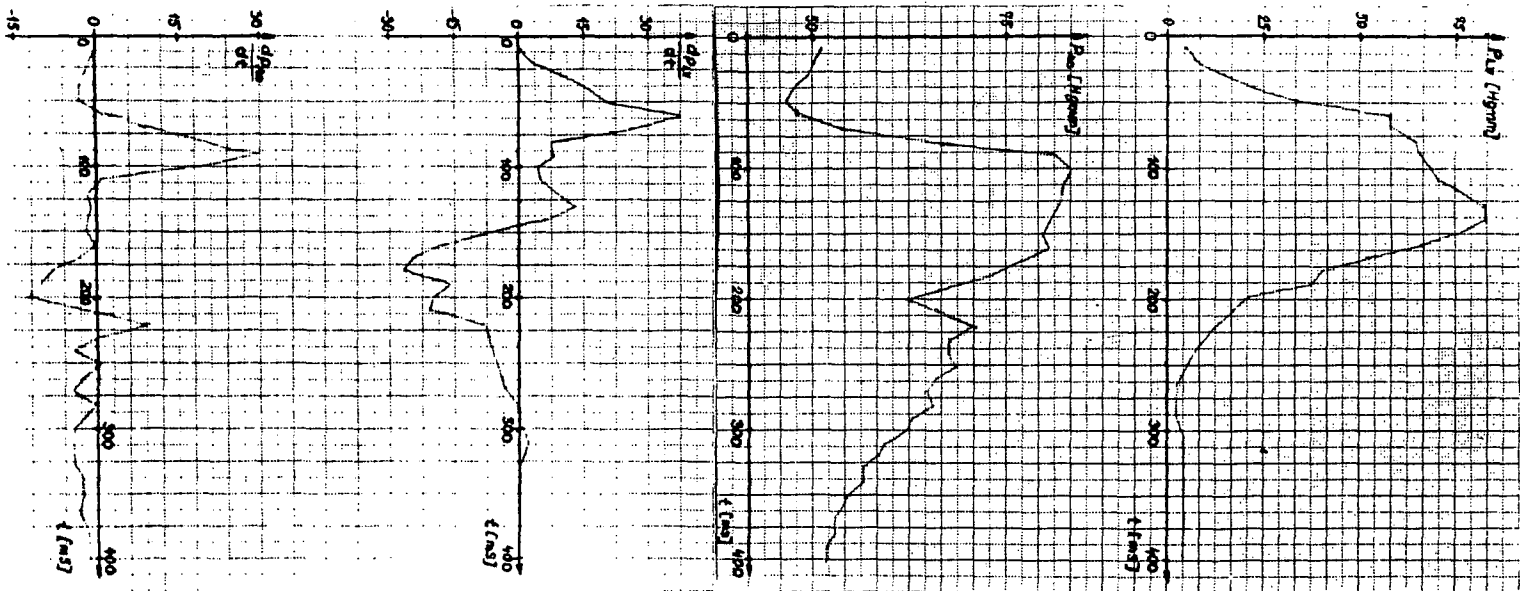
Az ily módon nyert adatokból határoztuk meg kísérletünkben a szív kijelölt pontjai elmozdulásának időfüggvényeit, az elmozdulás és az egyidejű szívüregi nyomásgörbék időderiváltjait, az elmozdulás-nyomás hurkokat és végül a nyomásnak elmozdulás szerinti deriváltja időfüggvényét. Utóbbi a contractilitas, ill. elastance (C-E) szívcikluson belüli változását mutatja.

Eredmények

Az 5. és 6. ábra a balkamrai és aorta nyomásgörbéknek az előzőekben ismertetett metodikával előállított reproduktumait, valamint ezek idő szerinti deriváltjait mutatja. Az eredmények - a mintavételezés ezuttali korlátait figyelembe véve - jól egyeznek az eredeti görbékkel, ill. a megfelelő aktiv deriváló műveleti erősítő jól ismert hasonló eredménygörbéivel. Az egész finom ellenőrző elemzés azonban arra a következtetésre vezet - tekintettel a derivált maximuma és az eredeti görbecsúcs "levágása" miatti derivált-előjelváltás minimális eltolódására - hogy erre a feladatra a számítógépes mintavételezés sűrűségét a szabályszerű 2 msec-os intervallumokra kell beállítani.



5. ábra
 Az eredeti és ebből optikai uton szűrt regisztrátum. A legfelső görbe EKG, a középső balkamrai (PLv), a legalsó aorta nyomásgörbe (P_{AO}). A "szűrés" a mm-es beosztás és a bejegyzések zavaró jeleinek eltüntetését jelenti



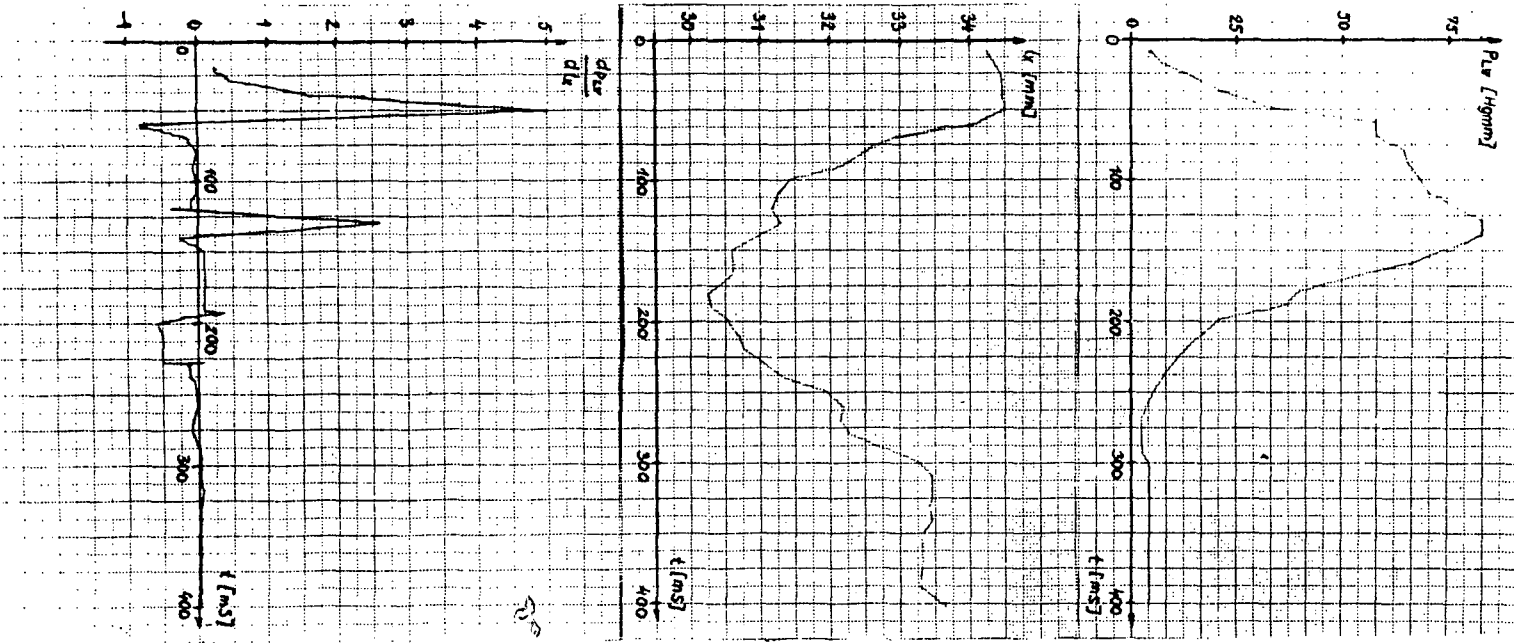
6. ábra
 Optikai uton bevitt Y-t függvények és számítógépes deriváltjaik. (Jelölések mint az 5.ábránál)

A 7. ábra a balkamrai nyomás és hossz tengelyi l_y (\approx kiáramlási pálya) elmozdulás, valamint C-E görbéit tünteti fel egy szivciklusban az idő mentén. Jól felismerhető, hogy a legkisebb rosthosszváltozáshoz a legnagyobb nyomásemelkedés az isovolumias szakban mutatkozik, mint ez várható volt. A systole közepén az elmozdulás és nyomás maximuma előtt azonban még egy csucs jelent meg a C-E görbén. Ez az a szakasz, amelyben a kiáramlás rendszerint nyomásgradiens ellenében történik s így, az aorta és coronaria nyomás magasabb lévén az intraventricularis nyomásnál, már javulni kezd a perfúzió a szivizomban.

A következő (8. ábra) ugyanezeket a változásokat mutatja, de a haránttengelyi l_x (\approx beáramlási pálya) elmozdulására vonatkozóan. Miként az előzőből, ebből is jól látható, hogy az isovolumios szak nem isometriás. A systole legelején a beáramlási pálya összehúzódásakor a kiáramlási pálya még tágulóban van (a vértömeg a "kijáráshoz" tődul: Umformungszeit). A 100. msec táján a gyorsuló ejekció átmegy a lassuló ejekcióba (vö. az 5-9. ábrákkal).

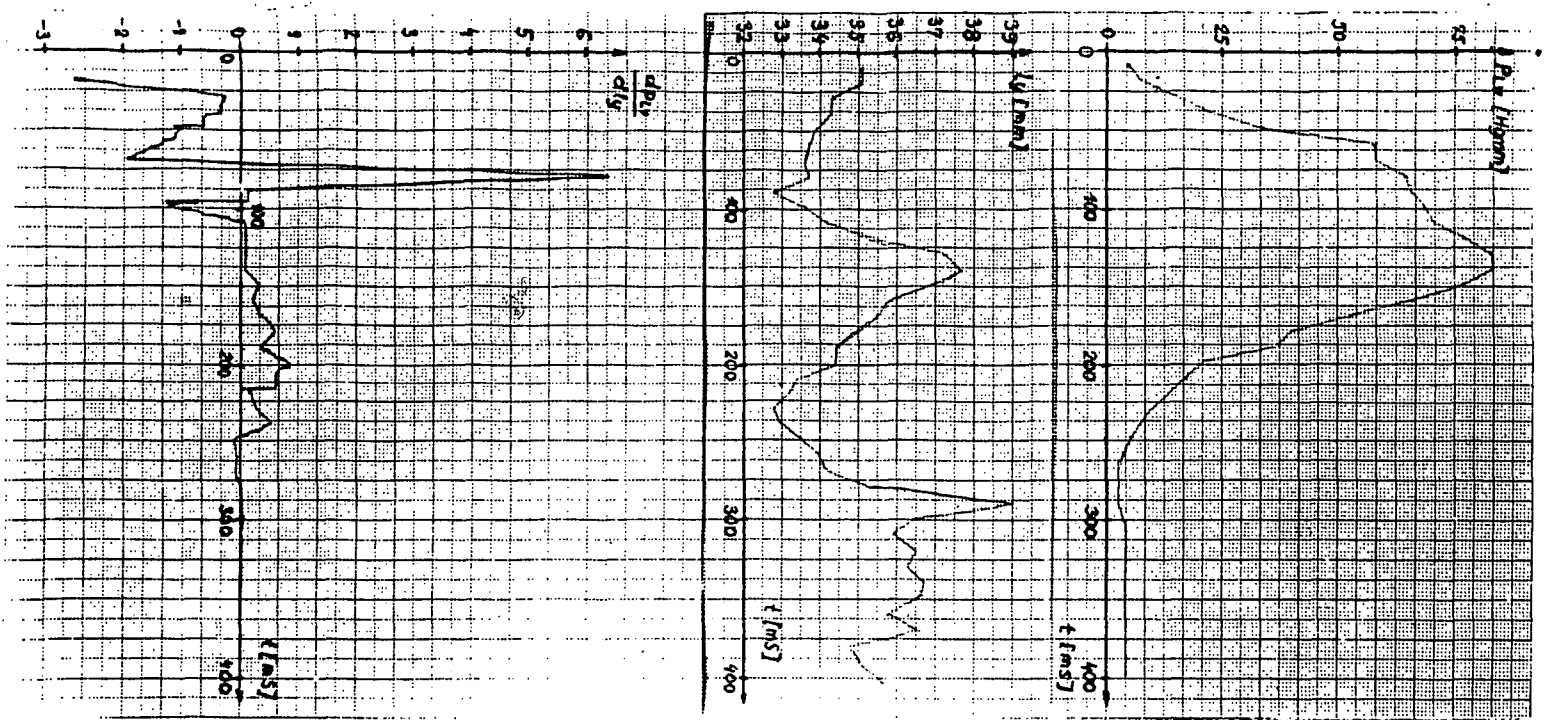
Az l 100. és 150. msec közötti növekedése lehet látszólagos is a Y sziv rotációja következtében. Erre utal a 9. ábrán a $P_{LV} - l_y$ hurok- ∞ alakja is, bár lehetséges, hogy azonos rosthosszhoz azonos nyomás tartozik mind az összehúzódás, mind az elernyedés fázisában. Az ismert hysteresis okokból azonban ennek kicsi a valószínűsége. Eldöntése csak térbeli képelemzéssel lesz lehetséges ilyenirányu, folyamatban lévő kísérleteink befejezésekor. A beáramlási pálya C-E görbéjén csak egy markáns csucs látszik a systole legelején, a diastole kezdetén viszont gyorsuló relaxációs szak, majd l_x -et is figyelembe véve lassuló relaxatio állapítható meg.

A relaxatióban, ill. diastoleban az elastance (akárcsak reciproka, a compliance) azt fejezi ki, hogy a passzív rosthossz növekedés a telődés ideje alatt együttjár-e nyomásemelkedéssel. Mint tudjuk, csak a végdiastoleban nő a nyomás ép szivizom esetén. Ez látható egyébként a 9. ábrán, mely a nyomás-elmozdulás hurkokat tünteti fel. A kezdeti - isovolumias - szakban nagy nyomásváltozáshoz kis elmozdulás, majd az ejekcióban kisebb nyomásváltozáshoz nagy rosthosszrövidülés, továbbá az isovolumias relaxatióban nyomásesés következik kífokú rostnyulás mellett, végül a diastole következik minimális nyomásváltozást kísérő jelentős rosthossznyulással. A hurok területe munkát fejez ki.

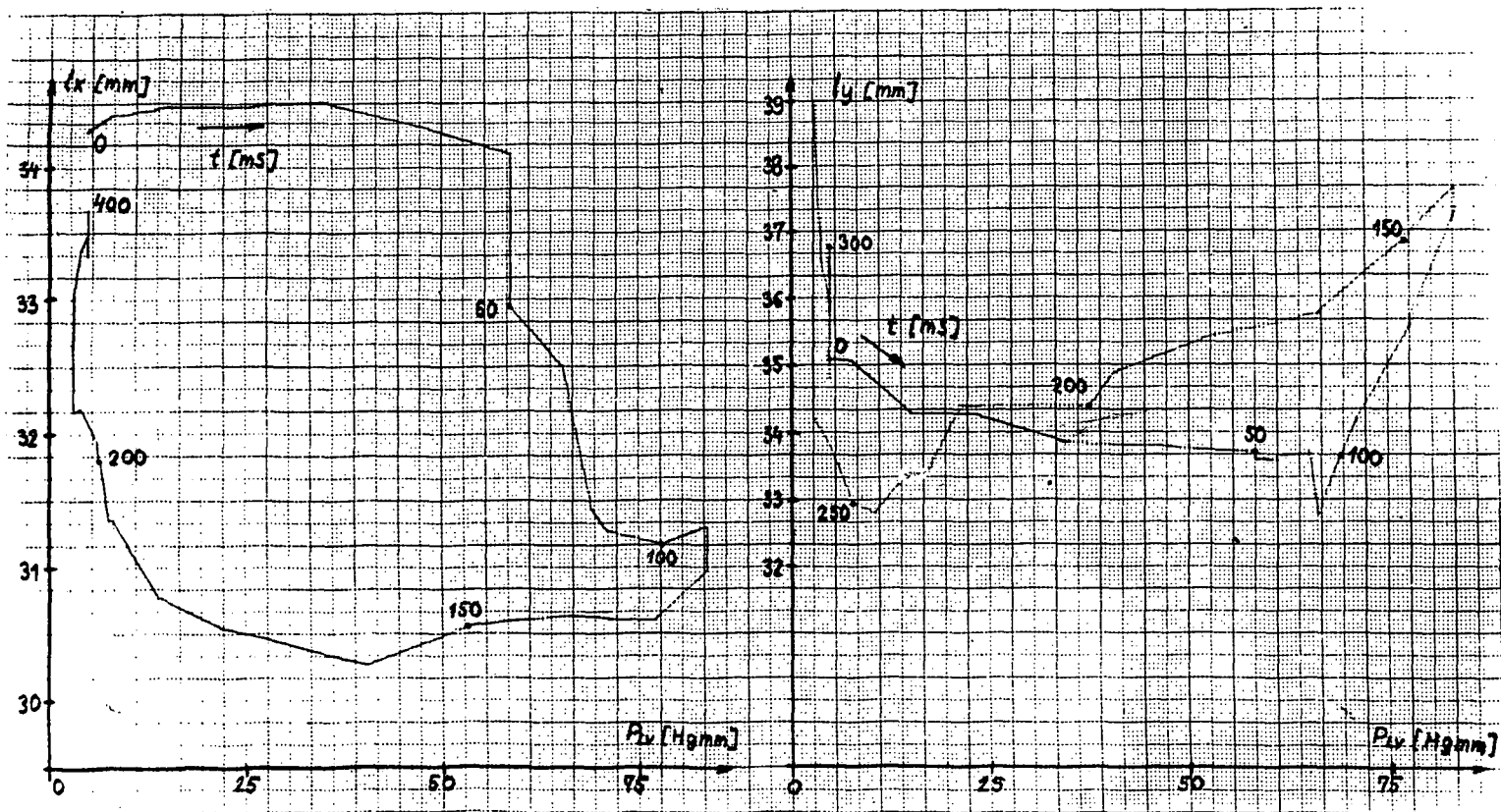


7. ábra

Nyomás és elmozdulás időgörbék kutyaszivből. A nyomásgörbék Y- t regisztrátum, az elmozdulás high - speed kino képei optikai adatbevitel alapján számítógéppel készültek. l_x = balkamra hosszanti tengely l_y = balkamra haránt tengely irányában elhelyezett marker pontok távolságai (a többi jelölés, mint az 5. ábránál)



8. ábra
Nyomás és elmozdulás időgörbék kutyaszívből (lásd: 7. ábra alatti szöveg)



9. ábra

Nyomás-elmozdulás görbék kutyaszívbeli. A nyíl a lefutási irányát, a kezdőpont a kutyaszív összehúzódásának kezdetét, a beírt pontok és számok az eltelt időt jelzik

A 10. ábrán a nyomásderiváltak és a C-E görbék összevetéséből látható, hogy bár a nyomásderivált hasonlít a C-E görbére, de pl. sem időzítésük, sem amplitudóarányaik nem egyeznek meg, s még az eltérések sem konzekvensek.

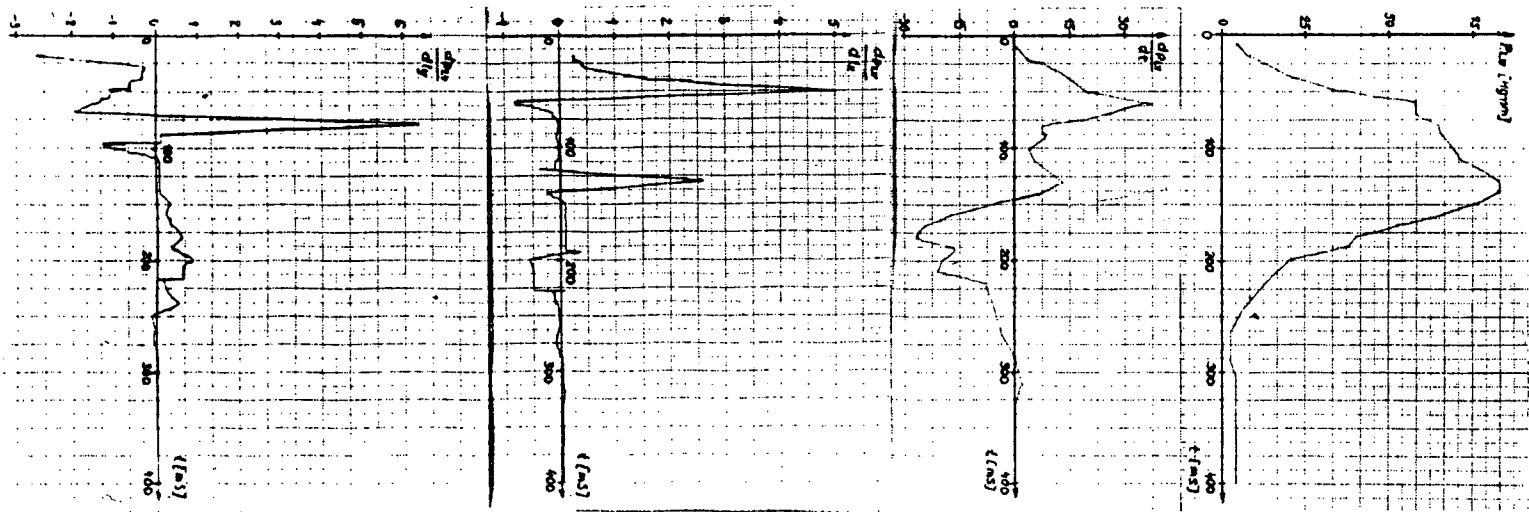
Meg kell azonban jegyeznünk, hogy élettani következtetések levonására nem elegendő számban megismételt vizsgálatból származnak ezek az adatok. Jelen vizsgálat célja a számítástechnikai feldolgozás lehetőségének kimunkálása volt.

Mindezek után evidens, hogy a 11. ábrán bemutatott feladat és megoldása ebben a rendszerben könnyen gyorsan véghez vihető: az általunk kifejlesztett és használt klinikai dokumentáció (Naszlady és mtsai 1974, 1975) adatlapjai optikai úton beolvashatók és szöveges formájú kórlappá kiirathatók.

Diszkusszió

A klinikai gyógyító és kutató munkában tömegesen megjelenő képek, analóg és digitális jelek bonyolult matematikai apparátust felhasználó elemzése és értékelése gyorsan csak számítástechnikai módszerekkel lehetséges. Ennek legfőbb akadályát mind ez ideig a minden szempontból megfelelő periféria hiánya képezte. A felsorolt, vizuálisan megjelenő orvosi és biológiai információk közül is a röntgenképek és mikroszkópos képek feldolgozása a legnehezebb, pedig éppen ezek keletkeznek a legnagyobb számban. Igaz ugyan, hogy ez utóbbi két kategóriában ma még nem annyira a matematikai feldolgozás, mint inkább az osztályozás a fő feladat - bár egyre kevésbé lehet az osztályozást nem matematikai természetűnek tartani.

Mivel a biológiában az alakzatok rendszerint statisztikus tulajdonságúak, az osztályba sorolást felismerésnek kell megelőznie. A felismerés azt jelenti, hogy a hasonló, de nem ugyanolyan alakzatok közös - az adott feladat szempontjából lényeges - tulajdonságait, jellemzőit ki kell emelni a redundáns információ-tömegeből. Az alakzattérből (pattern space) a sokkal kisebb tulajdonságtérbe (feature space) kell transzformálni az alakzatokat s ehhez a felhasználói követelményeket kielégítő algoritmusokat tartalmazó programcsomagok szükségesek.



10. ábra
A contractilitás jellemzői (jelölések az előbbi szerint)

	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	
	1
	2
	3
	4
	5
	6
	7
	8
	9
	10
NAA F 31 11 04 KAP 09	11
	12
1976 NOVEMBER 4	13
	14
MUNKADÖRGE	15
	16
ISKOLAI VEGRZETTSÉGE	17
	18
VEERKÖZVÖR KÖZVETI	19
	20
MOST XX XX MIATT KERJELT KÖRMAAZBA	21
	22
02.07 FEJFAAJAASOK	23
	24
ELJÖZÖR HETEGSÉGEI	25
	26
03.09 GYAKORI MANDULAGYULLADAAS	27
	28
04.05 OPERAALTAAK	29
	30
04.07 MANDULAAJAI	31
	32
04.09 GYAKSORFTÖRÉSÉSE VOLT	33
	34
FEJFAAJAASAI VOLTAK	35
	36
05.01 AZ ÚTÖBBI FEELEVBEN	37
	38
05.02 GYAKRABBAN MINT HETENTE	39
	40
05.06 MINDIG BALOLDALT	41
	42
05.08 HUMLUKATAJON	43
	44
05.11 FEELNAPVAAL TUVAABB TART	45
	46
05.14 LAATAASZAVARRAL JAAR EGYUETI	47
	48
05.17 SZEEDUELEESÉI VAVNAK	49
	50
05.19 EGYENSÜLYZAVARRAL	51
	52
05.24 PILLANATOKIG TARTODAV	53
	54
FOGAI	55
	56
	57
	58
	59
	60

NAAF311104KAP09

Dátum: 1976 november hó 4 nap

Temperatura: 36,8 °C. Pulzus: 120 /min.
 Testsúly: 78 kg Testmagasság: 172 cm
 Mellkőrfogat: 110 cm Haskőrfogat: 91 cm

RR 180 / 75 Hgmm
 Felv.dg.: 047 N°

11. ábra

Optikai periféria felhasználása mark-sensing üzemmódban. In-put: az anamnesis-lap jelölései, output: szöveges formájú kör-lap

Az a lehetőség, hogy pl. az analóg jeleket keletkezésük-
kor A/D konverziót követően akár on-line akár off-line számító-
gépbe vigyük, sok speciális eszköz bekapcsolását igényelné, s az
archiv adattár akkor is feldolgozhatatlan maradna.

Az általunk alkalmazott eljárás, mely az analóg görbéket
szakaszonként képként kezelve tudja digitalizálni, elvileg más
megoldás, és az archiv anyag feldolgozását is biztosítja. Gyorsa-
sága, pontossága és sokoldalúsága az OCR, OMR és az un. görbe-
követő eljárásokkal szemben jelentősen összehasonlíthatatlan e-
lőnyt. Végül a helyes feldolgozás biztonságát rendkívül megnöveli,
hogy képi megjelenítéssel ember által is szinte permanensen ellen-
őrizhető. (Gép által is, ember által is "olvasható".)

A video kamera minőségétől függően, például színes képát-
vitel esetén, az orvosi - biológiai felhasználás rendkívül széles kö-
re számára látszik ígéretesnek: a foto és röntgen densitometriától,
a nukleáris medicina különféle -gramjain át, a makro- és mikro-
morphológia oly területeiig, mint a genetika (chromosoma identifiká-
ció), cytologia (sejtosztályozás) karyometria (Kóczy és Hajnal,
1976), szövettan, pathológia stb.

Ebből a vizsgálatból mindenesetre egyértelműen megállapítha-
tó, hogy az orvosi-biológiai munkákban tömegesen megjelenő képek
és görbék számítástechnikai feldolgozására a felhasznált berendezés
és az alkalmazott eljárás kiválóan alkalmas, sőt minden számottevő
szempontot figyelembe véve az elérhető legjobb.

Összefoglalás

A közlemény a műszaki társszerzők által kifejlesztett optikai
periféria és valamennyi szerző részvételével kidolgozott eljárás orvo-
si-biológiai alkalmazását ismerteti, amelyben 1300 kép/sec felvételi
sebességgel készült film és 100 mm/sec sebességgel felvett vérnyomás-
regisztrátum képei kerültek számítástechnikai feldolgozásra. A képek
számítástechnikai reprodukálása, a megkívánt lényegkiemelés, a kie-
melt adatok feldolgozása, mint elmozdulás görbe, nyomások időderivált-
jai, nyomás-elmozdulás hurkok és nyomásoknak elmozdulás szerinti de-
riváltjai azaz a kvantitatív contractilitas-elastance görbék előállítása,
megfelelőnek bizonyult.

Ugyanezen eljárás mark-sensing felhasználásban a bemutatott példa szerint a klinikai adatok digitalizált (bináris) jeleinek szöveges kinyomtatására (kórlap és zárójelentés), illetve azok információtartalmának további feldolgozására is kiválóan alkalmas.

Irodalom

- (1) Bodrogi Gy., Csürös É., Batizi A., Juhász-Nagy S.: Nagy sebességű filmfelvétel a cardiológiában. Magyar Belorvosi Archivum 28: 77-80, 1975.
- (2) Bryant, M.: Digital Image Processing. Proc. of Optronics International. No. 146: 1-39, 1976.
- (3) Hajnal M., Loványi I., Vajta L.: Számítógépes ipari képfelismerő rendszer. A XII. Ipari elektronikus mérés és szabályozás szimpózium, MATE Kiadványa 207-213, 1975.
- (4) Kóczy, L.T., Hajnal, M.: A karyometric classification algorithm based on R-fuzzy set calculus. Proc. Second Ntl. Meeting on Biophysics and Biotechnology in Finland (12-13. 2. 1976 Espoo) Ed.: Kairento A.L. et al. p. 39-42, 1976
- (5) Naszlady A., Littauer A., Korom Gy., Papp G., Juhász B.: Tapasztalataink a klinikai adatrögzítéssel, NJSZT 6. Kollokvium kiadványa, Szeged, 1975, 209-218.

MTA KFKI Mérés és Számítástechnikai Kutató Intézet Budapest

Orvosi-biológiai mérő-adatgyűjtő rendszerek "funkcionális" CAMAC modulok felhasználásával

Blasovszky Miklós, Bördén Péter, Ziegelmann Károly

Az 1972 óta eltelt néhány év alatt a KFKI-MSZKI Laboratóriumi Alkalmazások Osztálya a nagyszámu nukleáris és egyéb laboratóriumi célú CAMAC rendszer mellett tíz orvosi-biológiai célú mérő-adatgyűjtő rendszert létesített, elsősorban kül- és bel-földi kutatóintézetekben, klinikákon és egyetemeken.

A fenti rendszerek működtetéséből származó tapasztalatok és a közben folyó kutatások eredményeként alakultak ki azok a fejlesztési szempontok, amelyek a biomedikai célú - "funkcionális" - CAMAC modulok létrehozását indokolták.

A "funkcionális modul" problémakört két oldalról közelíthetjük meg:

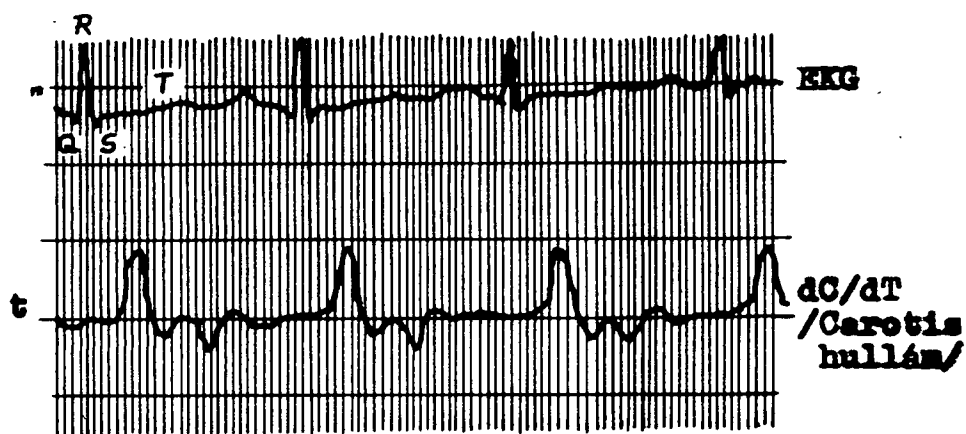
Egyrészt megvizsgáljuk az orvosi-biológiai mérő-adatgyűjtő rendszerek bemenetére érkező jelfajtákat és a szokásos jelfeldolgozási módszereket,

másrészt rendszerbe foglaljuk azokat a tipikus feladatokat, amelyek megoldása nehézkes vagy lehetetlen a nukleáris és általános célra készült CAMAC modulokkal. A fentiekből levont következtetések alapján ismertetjük a funkcionális modulok fejlesztési szempontjait és az ezen a területen várható fejlődés irányát.

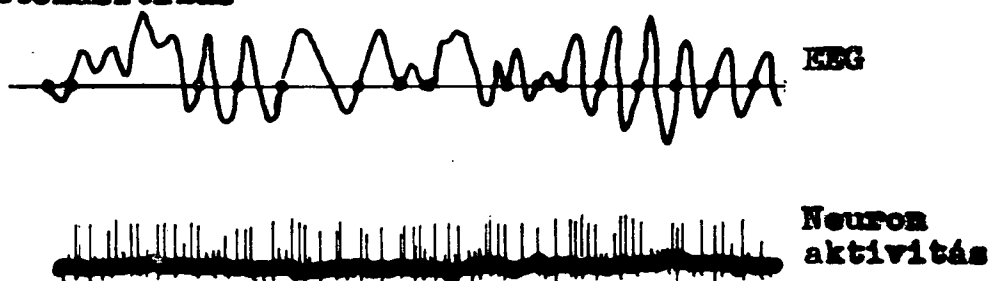
1. Jelfajták és jelfeldolgozási módszerek

A mérés-adatgyűjtés tárgyát az élő szervezetben keletkező elektromos jelek, valamint az elektromos jelekké átalakítható nem-elektromos folyamatok képezik. A bioelektromos jelek jellegük szerint két csoportba oszthatók. Lehetnek (1. ábra):

Kvázideterminisztikus



Stochasztikus



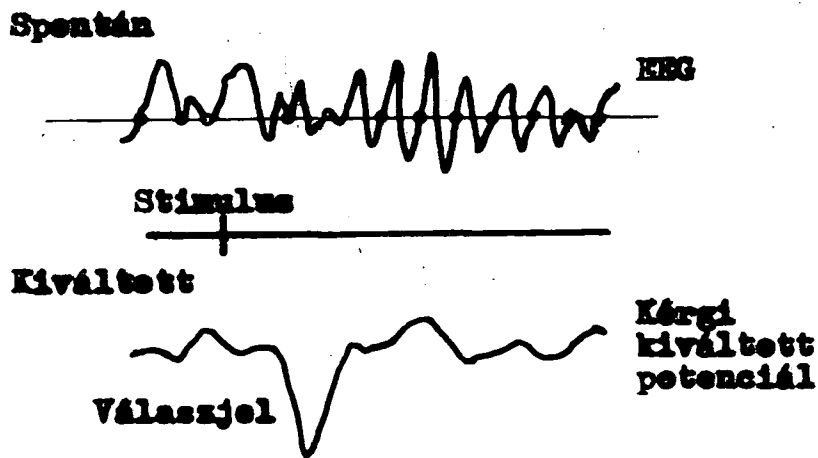
1. ábra

kvázideterminisztikus (pl.: EKG, carotis-hullám stb.) és stochasztikus (pl.: EEG, EMG, neuron-aktivitás stb.).

Kvázideterminisztikus jelek vizsgálatakor időfüggvények tipikus paramétereit mérjük, így elsősorban az amplitudót, a frekvenciát, de szükség van sok esetben a jelalak vizsgálatára, továbbá a görbék jellegzetes pontjainak (nullátmenet, csúcshely, töréspont, meredekség stb.) meghatározására is.

A mérendő jeleket sok esetben eltorzítják vagy el is fedik a különféle eredetű random zajok. Ezek származhatnak mind az élő szervezet működéséből, mind a mérőrendszerekből. Ilyenkor statisztikus módszerek szükségesek a mérési eredmények értékeléséhez.

A statisztikus módszerek alkalmazásakor azt is figyelembe kell venni, hogy a vizsgált jelenség eredetét tekintve lehet (2. ábra):



2. ábra

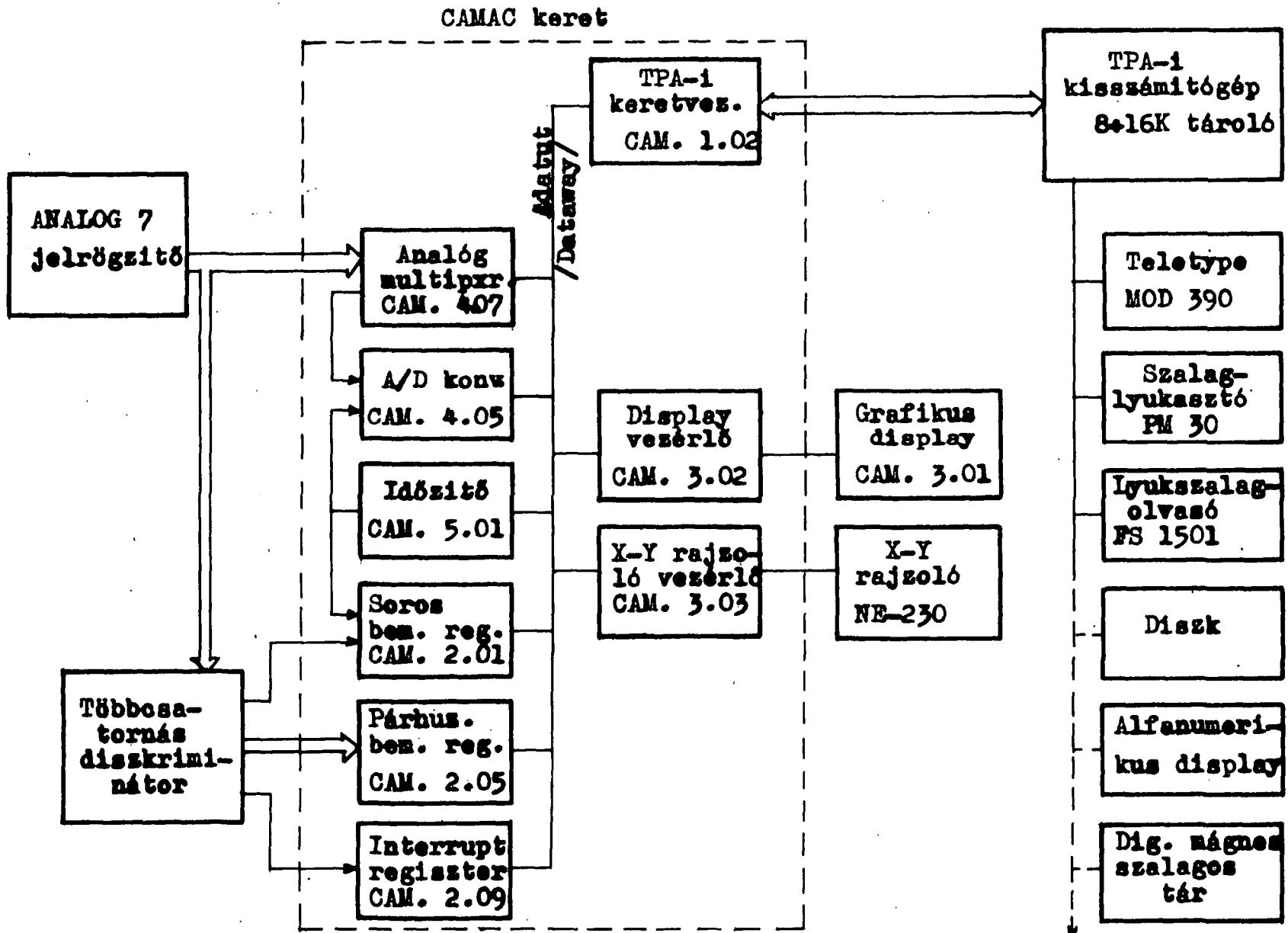
spontán (ahol közvetlen külső hatás nem jellemző a jelenségre) és

kiváltott (ahol valamilyen külső behatás - pl. stimulus - kelti a vizsgált jelet vagy jelenséget).

Spontán folyamatok esetén a mért értékek különböző elemei hordozzák az összes információt. Ezzel szemben kiváltott jelenségeknél a stimulus olyan plusz információt nyújt, amely lehetővé teszi például az átlagolósos jel/zaj-viszony javítást, latencia hisztogramok mérését stb.

2. Az orvosi-biológiai jelfeldolgozás kapcsán előforduló tipikus feladatokat egy olyan általánosított blokkvázlat (3. ábra) alapján vizsgáljuk, amely a bevezetőben említett tíz orvosi-biológiai rendszer közös elemeiből áll.*

* Néhány konkrét alkalmazást a függelékben sorolunk fel.



3. ábra

Nagygépcsatlakozási
lehetőség

A CAMAC rendszerrel történő orvosi-biológiai jelfeldolgozás kapcsán előforduló tipikus feladatok két csoportba sorolhatók:

- a.) Az orvosi-biológiai mérések illesztése a CAMAC rendszerhez,
- b.) az orvosi-biológiai mérések sajátosságaiból adódó speciális adatfeldolgozási feladatok elvégzése.

Az a.) csoportba tartozó feladatok a különféle készülékek, berendezések jelszintjeinek CAMAC-hoz illesztése (real-time human kísérleteknél életbiztonsági előírások figyelembe vételével), továbbá a bejövő jelek normálása, szűrése a mérési céltól függően.

A b.) csoportba a speciális jeldiszkriminálás és preprocesszálás, valamint az orvosi-biológiai alkalmazásoknál szükséges ember-gép kapcsolat kérdései tartoznak.

Az a.) és b.) csoportban felsorolt feladatokat "funkcionális" - célorientált - de ugyanakkor nem "túlspecializálódott" CAMAC modulcsalád kifejlesztésével kívántuk megoldani. Az ellátott funkciók modulokra, illetve modul csoportokra lebontva a következők:

1. Jelszint illesztés (digitális),
2. Analóg jelek normálása, szűrése és életvédelmi leválasztás,
3. Amplitudó- és jelalak diszkriminálás,
4. Preprocesszálás és puffertárolás,
5. Különböző orvosi-biológiai időanalízisek,
6. Közös alfanumerikus grafikus megjelenítés.

A "funkcionális" modulcsaláddal kapcsolatos fejlesztési kérdések

A leg sürgetőbb feladat az orvosi-biológiai rendszerek és a CAMAC rendszer közti illesztés megvalósítása volt. Az eddig üzembehelyezett tíz konfigurációnál ezt az egyedi feladatoktól függően külön-külön házi készítésű egységekkel oldották meg. Nehézségek elsősorban a bemenetek illesztésénél voltak, ezért választottuk a funkcionális modulcsalád első két tagjának a digitális és analóg illesztő, normáló, leválasztó egységeket.

1. Jelszint illesztés szükséges az orvosi-biológiai műszerek és berendezések digitálisnak tekinthető "esemény" vagy "feltétel" típusu jeleinek fogadására. Itt az esetek többségében nem szükséges dataway felől vezérelhető precíziós diszkriminátor, hanem elég a jel időpontjának detektálása. A szintkonverter főbb műszaki adatai:

Bemenő jel polaritás: + vagy - (átkapcsolható)
amplitudó: $0,3 V_p$ -től $300 V_p$ -ig
(6 tartományra bontva)
csatolás: AC vagy DC

Kimenő jel amplitudó CAMAC TTL kompatibilis
Szervezés: 4 független csatorna egy egység széles modulban

Kiegészítő szolgáltatás: maszkolható interrupt request (LAM) jel generálás a dataway felé.

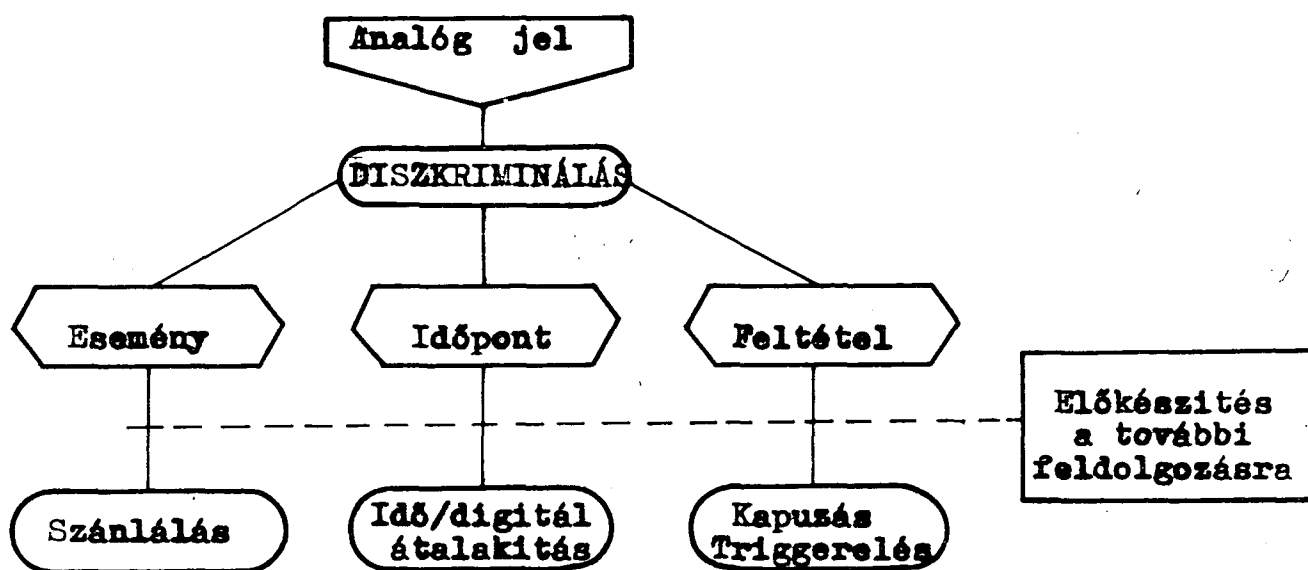
2. Analógnak tekinthető orvosi-biológiai jelek normálása, szűrése és leválasztása a különféle (poliphsyograph, EEG, EKG, negatív bemenőkapacitású- stb.) előerősítők és a CAMAC analóg multiplexer vagy A/D-konverter közti illesztés érdekében szükséges. Az illesztés nemcsak amplitudó-normálást jelent, hanem az átvitt frekvenciatartomány követelményektől függő szűkítést, továbbá humán kísérleteknél az életvédelmi szabványok szerinti izolálást is. A kétcsatornás szűrő erősítő modul^{*} főbb műszaki adatai:

Bemenet csatolása: DC vagy AC (0,1 Hz vagy 1Hz)
leválasztása: optocsatolóval (1,5 kV/4kV 50 Hz)
inverting/noninverting átkapcsolható
Bemenő amplitudó tartomány: $0,1 V_p$ -től $10 V_p$ -ig öt fokozatban átkapcsolható

Frekvencia tartomány: DC-től 10 kHz-ig
Felső határfrekvencia: 10 kHz és 8 Hz között változtatható.
Szűrő meredekség: 6 dB/oktáv vagy 12 dB/oktáv átkapcsolható
Szervezés: 2 független csatorna (közös guard) három egység széles modulban. Az erősítés manuálisan, a frekvenciamenet programmal állítható.

^{*} MIKI-KFKI közös fejlesztés

3. Az amplitudó- és jelalak-diszkriminátor modulok azok a funkcionális CAMAC modulok közül, amelyek a bioelektromos jelek gépi feldolgozásához leginkább hozzájárulnak. A főbb diszkriminálási szempontokat a 4. ábra szemlélteti.



4. ábra

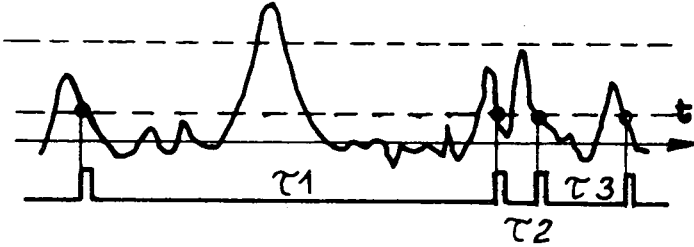
- a.) Sokszor elegendő számunkra az események detektálása, ilyenkor az eseményeket számláljuk.
- b.) Érdekes lehet az esemény vagy események időpontja, amelynek ismerete idő-digitális átalakítás útján különféle időintervallumok mérését teszi lehetővé.
- c.) Az esemény tekinthető feltételként egy másik jel feldolgozásakor mint kapujel vagy startjel. Természetesen az a.) b.) és c.) nemcsak külön, de kombinációkban is előfordulhat.

Néhány tipikus - bioelektromos jelekkel kapcsolatos - egyszerűbb diszkriminátor-funkciót az 5. ábra mutat.

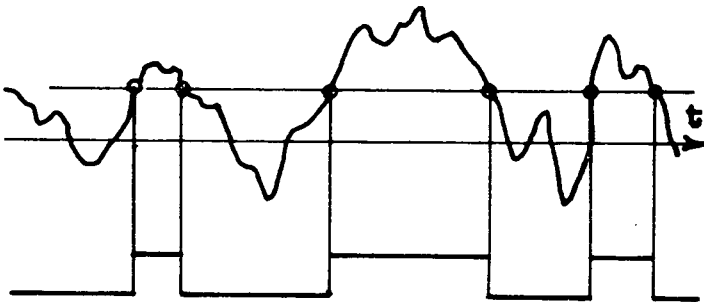
Stimulus



Kiváltott potenciál
/Latenciaidő / t_1 /
meghatározása/



Neuron aktivitás
/Időintervallum / / mérés/

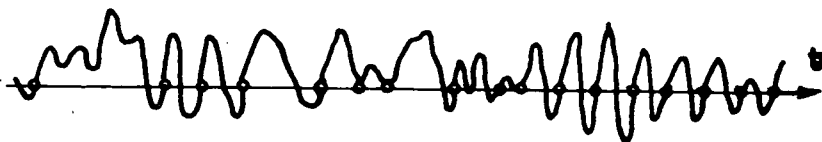


Bőrellenállás
/Feltételjel képzés/



EKG /"R"-csucs mint
start időpont/

dC/dt /Carotis nyomás csucs
mint stop időpont/



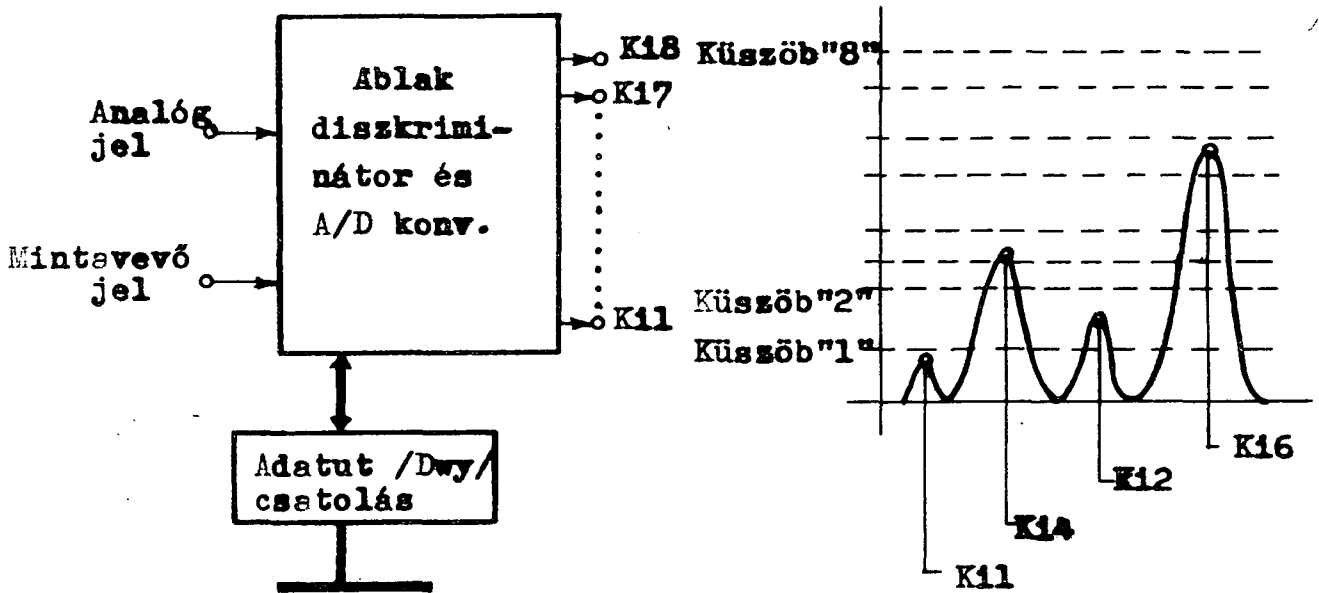
EEG /Nullátmenet
frekvencia meghat./

5. ábra

A felhasználói tapasztalatok és a fenti megfontolások együttes konzekvenciájaként két diszkriminátor típus fejlesztése indult meg.

1. Sokkimenetű ablakdiszkriminátor,
2. Amplitudó és jelalak diszkriminátor.

3.1 A sokkimenetű ablakdiszkriminátornál (8-bites pontossággal programmal beállítható) amplitudó tartományok rendelhetők a diszkriminátor kimeneteihez, azaz azon a kimeneten jelenik meg jel, amelyhez tartozó ablakba a vizsgált (és itt impulzusszerűnek tekintett) analóg jel csúcsa belesik (6. ábra).



6. ábra

Az ablakdiszkriminátor egyben 8-bites felbontású gyors A/D-konverterként is használható.

3.2 Az amplitudó- és jelalak-diszkriminátor viszont előlapról beállítható üzemmódokkal rendelkezik, azaz utasítással választható ki, hogy a diszkriminátor kimenőjele az

- a.) első keresztezési pontnál (alsó küszöb használata esetén),
- b.) a második keresztezési pontnál (ha a jel az alsó és felső küszöb közé esik),
- c.) a pozitív vagy negatív nullátmenetnél,
- d.) a pozitív vagy negatív csúcshelynél, vagy
- e.) egyéb specifikált helyen jelentkeznek, illetve
- f.) kapujel jelennek meg az első és második keresztezési pont között.

4. Az előzetes jelfeldolgozás és átmeneti tárolás célja a bevezetőben említett stochasztikus vagy kvázideterminisztikus jelek méréséből származó nagyszámú adat csoportosítása, osztályozása, valamint néhány jól meghatározott és nem túl bonyolult aritmetikai művelet (mint pl. átlagolás, auto- és keresztkorrelációs függvény számítás, spektrum simitás, FFT stb.) elvégzése, valamint annak lehetővé tétele, hogy a méréseredményeket ne csupán egyenként, hanem nagyobb tömbökben továbbíthassuk a számítógéphez.

A felsorolt feladatokat megvalósító modul vezérlési funkciókat nem lát el, passzív egységként működik. Külön jelentősége van a modul speciális bemeneteinek, melyek az orvosi-biológiai jelfeldolgozás követelményeinek megfelelően részben "idő referenciapontok", részben "feltétel típusu" jelek bevezetésére szolgálnak.

5. A többcélú idő/digitális konverter azokban az esetekben használható, amikor a feladat időmérésre vezethető vissza, akár egy időreferencia és egy másik (pl. diszkriminátorral kijelölt) időpont között, akár egy analóg jelen kiválasztott pontok vagy impulzusszerű események között az ennek megfelelő méréstípusok:

1. Időmérés start és stop jel között,
2. Időintervallum mérése egymást követő jelek között,
3. Kapujel hosszúság mérés,
4. Jelszámlálás két - órajel által meghatározott - időpillanat között.

6. A közös alfanumerikus és grafikus megjelenítés a mért adatok vagy azok egy részének paraméterezett ábrázolásával folyamatos megfigyelést tesz lehetővé, ami különösen kutatói, valamint diagnosztikai alkalmazásoknál nélkülözhetetlen. A villogásmentes kép továbbá a dataway tehermentesítése érdekében a display modul programozottan felfrissíthető és vezérelhető saját háttérrel rendelkezik.

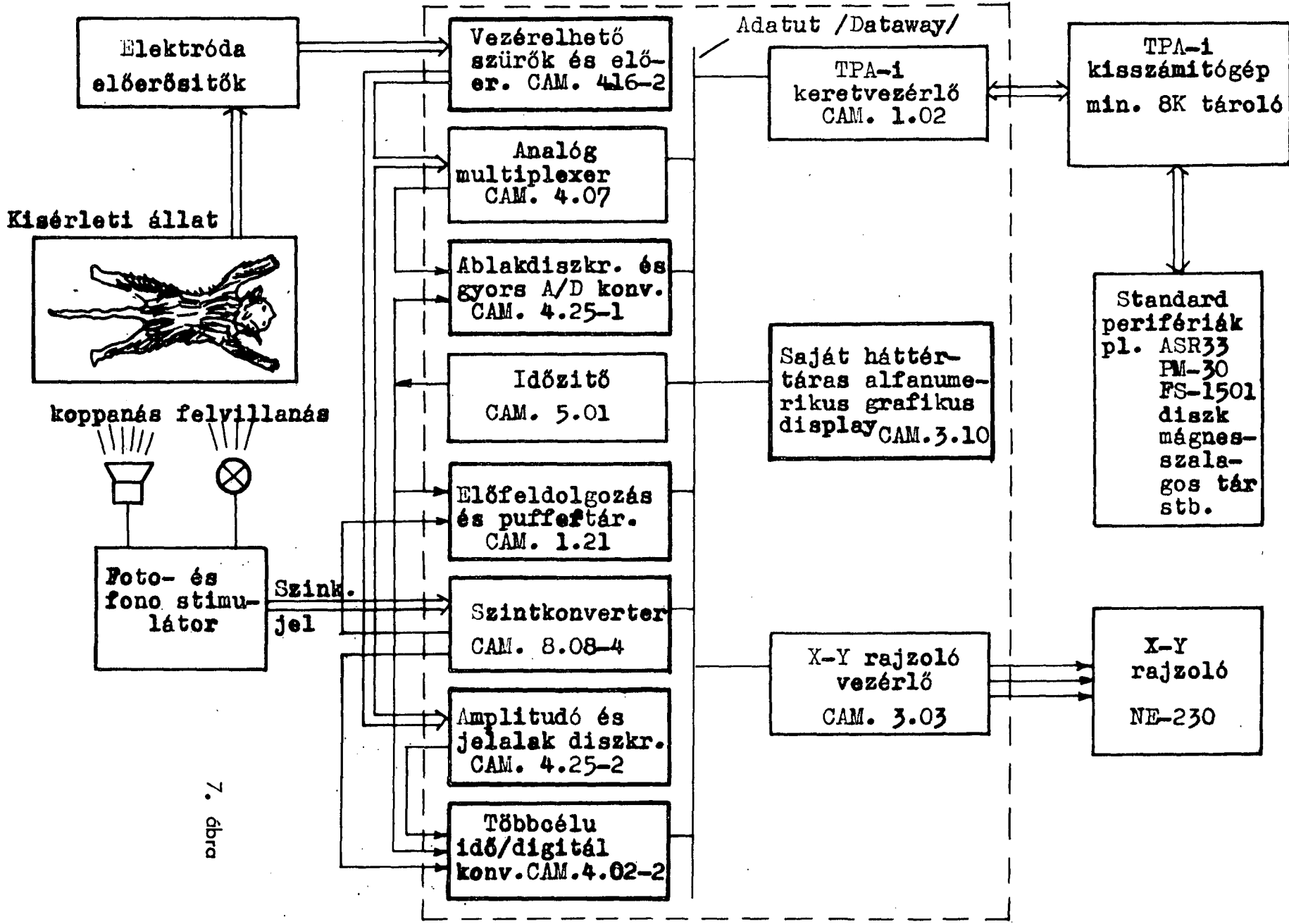
Összefoglalás és perspektívák

A 7. ábra egy kísérleti neurofiziológiai mérőrendszer kapcsán mutatja be az orvosi-biológiai célu funkcionális CAMAC modulok használhatóságát. A konfiguráció analóg jelek sokcsatornás real-time analizisére (amplitudó, idő stb.) alkalmas. A rendszer (kimenő oldalon történő) bővítésével megoldható a mérési eredményektől függő beavatkozás is.

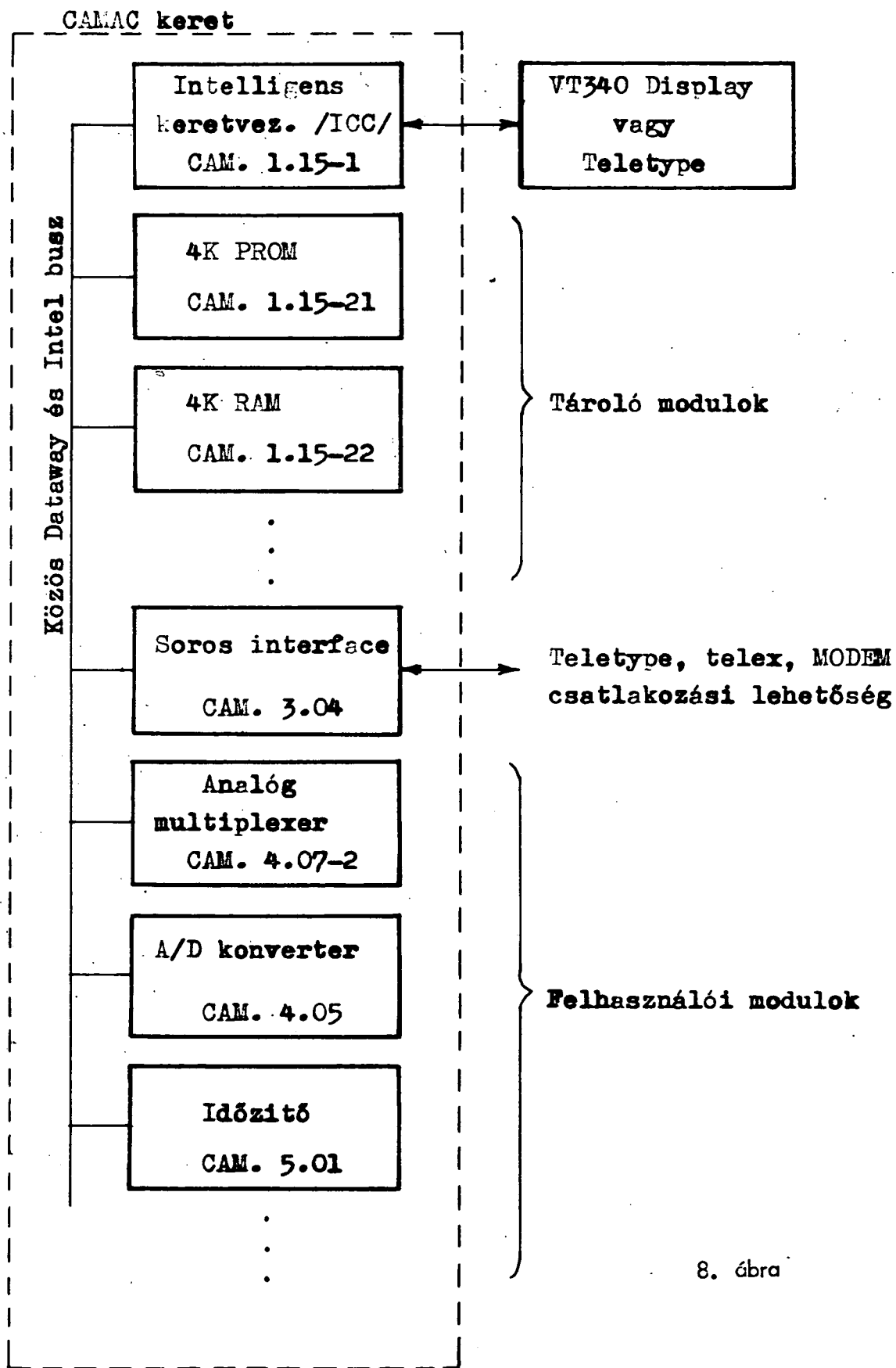
A bemutatott funkcionális modulcsalád rendszerekben történő alkalmazása további ismeretek megszerzését biztosítja a kutatás, a diagnosztika területén. Ezek birtokában már egy-egy orvosi, biológiai terület speciális igényeit különösen jól kielégítő funkcionális modul vagy modulcsoport kifejlesztése is lehetővé válik.

Ugyanakkor a "testre szabott", önállóan működő, de szükség esetén számítógéphez csatlakoztatható aránylag olcsó, könnyen kezelhető CAMAC rendszerek egyik lehetséges és a jövőben nagy népszerűsége számító formája az intelligens keretvezérlővel (ICC) működő rendszer (8. ábra). A számítógéphez képest decentralizált "intelligencia" a mikroprocesszorok elterjedésével vált egyszerűen megoldhatóvá. Az ilyen rendszerek az előre kiválasztható, beprogramozható, az egyedi igényeket kielégítő "taskok" segítségével kevésbé szakképzett kezelők számára is jól használhatók jó ember-gép kapcsolatuk révén.

CAMAC keret



7. ábra



8. ábra

Irodalom

- (1) N.S. Blasovszky: Design Considerations for Functional CAMAC Modules in Biomedical Field. Proc. 2nd Int. CAMAC Symp., Brussels, 311-318 (1975)
- (2) M. Kramer: CAMAC-Integrated EKG-Amplifier. Proc. 2nd Int. CAMAC Symp, Brussels, 319-325 (1975)
- (3) E.Rehse et al.: A CAMAC-Based System for Monitoring Critically Ill Patients, Proc. 2nd Int. CAMAC Symp., IV. 3-4. Brussels, pp 305-310. 14-16-X.(1975)
- (4) N.S. Blasovszky, Computerized Biomedical Signal Analysis Using Functional CAMAC Modules, Fachtagungen MEDEX76 Basel-Biomedizinische Technik - Band 21 - Ergänzungsband, Juni 1976. pp 215-216.

Függelék

Néhány orvosi-biológiai célra felhasznált CAMAC rendszer:

Berlin-Buch:

Szív és keringéskutató (EKG stb.)

Berlin:

Központi Munkaegészségügyi Intézet (kiváltott potenciálok stb.)

Rehbrücke-Potsdam:

Központi Táplálkozástudományi Intézet (aminósav analízis)

Prága:

CsTA Pszichológiai Intézete (EEG, kiváltott potenciálok)

Budapest:

MTA Pszichológiai Intézete (kiváltott potenciálok, pszichofiziológiai kísérletek)

Budapest:

ELTE Összehasonlító Élettan (kiváltott potenciálok, neuron aktivitás stb.)

Budapest:

Kőbányai Gyógyszergyár (farmakológiai tesztek)

Távközlési Kutató Intézet, Orvostovábbképző Intézet és MTA
Központi Fizikai Kutató Intézet

Testfelületi potenciál- és gyorsulás-térképek adaptív redukálása

Shakin, V.V., Préda I., Kozmann Gy. és Breuer P.

Bevezetés

Nagymennyiségű adatok redukálása célszerű a kardiológia területén is (5). A probléma megoldása különösen a szív elektromos- és rezgésterének testfelületi leképezésénél bevezetett új módszereknél aktuális. E módszerek igen hasznosak a szív elektromos és mechanikai viselkedésének tanulmányozásánál. Az elektromos potenciálok testfelületi térképei (Surface Potential Map - SPM) nagyszámu EKG elvezetés időbeli szimultán mintavételezésével nyerhetők. A mintavételi frekvencia úgy választandó meg, hogy a szív elektromos működésének gyors változásai is követhetők legyenek, így pl. a QRS komplexum alatt. Ez a frekvencia azonban nagymennyiségű redundáns térképadatot eredményez a lassu változásoknál. A testfelület gyorsulástérképei (Surface Acceleration Maps - SAM) accelerogramok (PKG) rendszere alapján képezhető, amelyek ugyancsak időben mintavételezett függvények. Itt a mintavételezési frekvencia értékét az első és második szivhangról nyert információ megőrzése határozza meg. A két jelenség között itt is túl sok a redundáns adat. Mindezen redundanciák csökkentésére ismertetünk egy módszert. Az eljárás kiválasztja az összes mérési térkép közül azokat, amelyek tartalmazzák a szív elektromos és mechanikai működése során adódó jellemző változásokat. Továbbiakban csak ezek térképszerű ábrázolására van szükség.

EKG adatok

Férfipáciensekről nyert 138 elvezetéses felvételeket dolgoztunk fel. A bal mellkasi tájékon az elektródákat sűrűbben helyeztük

el a szivkörnyék hatékonyabb "elektromos feltérképezése" céljából. A sokelvezetéses, időben hosszú EKG felvételtől egy 100 ms időtartamu intervallumot kiemeltünk, amely a teljes QRS komplexumot tartalmazza. A 400 Hz-es mintavételezési frekvencia következtében 40 darabból álló BSP térképsorozatot (Body Surface Potential) kaptunk erről a tartományról. A felvétellel kapcsolatos adatrögzítésről, digitalizálásról egy másik cikkben részletesebben beszámolunk.

A felvétel után, a sok elvezetés és az időhossz következtében adódó nagymennyiségű adat igazolja a komprimálási célkitűzés jogosságát.

PKG adatok

A feldolgozandó adatokat itt is az előbb említett páciensekről kaptuk a testfelület 31 pontjához csatlakozó accelerométer segítségével. A 31 felvételi pozíció részét képezi a 138 EKG elvezetés elektródapozícióinak (1). A 31 elvezetést - amelyek közül egy, a hosszú felvételi idő alatt viszonylag állandó, referenciaként is szerepel - 500 Hz-es mintavételezéssel nyert 128 szinkronizált mintapont alapján dolgoztuk fel.

A komprimálás módszere

A módszer matematikai háttérét a szerzők már korábbi cikkben ismertették (2). Később az eljárást Frank-féle elvezetésrendszerrel nyert EKG és VKG görbék komprimálására használták (3). Jelen cikkünkben az ottaniaknak 138 elvezetéses SPM és 31 elvezetéses SAM adatokra történő kiterjesztését és tapasztalatait ismertetjük. Az érthetőség kedvéért azonban röviden áttekintjük az elmélet lényegét:

Legyen $\varphi_i(t)$ a sziv elektromos tartományának testfelületi potenciálfüggvénye (vagy a sziv mechanikai rezgésének felületen észlelhető gyorsulásfüggvénye) az i -edik elvezetésben ($i = 1, \dots, m$), és ez a $t = j \Delta t$, ($j = 1, \dots, n$), időpontokban áll rendelkezésünkre. A (2)-beli algoritmus alapján ezen függvényekhez négyzetes közép értelemben szakaszonként lineáris, folytonos függvényt illesztünk:

$$f_i(t) = [(t_{k+1} - t) f_i(t_k) + (t - t_k) f_i(t_{k+1})] / (t_{k+1} - t_k), \quad t_k \leq t \leq t_{k+1}$$

ahol a $t_1 \leq t_2 \leq \dots \leq t_p$ töréspontokat adaptív módon időben szekvenciálisan választjuk úgy, hogy a Fisher-féle kritériumnak megfelelő alábbiakban következő követelmény fennálljon: az illesztés

$$\epsilon_k^2 = \max_{1 \leq i \leq m} \sum_{t=t_k}^{t_{k+1}} |\varphi_i(t) - f_i(t)|^2$$

hibájára teljesüljön, hogy a zaj szórásnégyzet-tartományán belül essék. (A zaj szórásnégyzetét EKG esetén a P-Q jelmentes tartomány alapján becsültük, PKG-nál pedig a jel/zaj viszonyt a priori 20-nak - 5 % zaj - feltételeztük.)

Továbbiakban csak az $\{f_i(t_k) - t_k\}$ értékészlet tárolása szükséges a teljes adatmennyiség ($\{\varphi_i(t)\}$) helyett. EKG esetén a korábban említettek alapján pl.: $m = 138$, $n = 40$, $t = 2,5$ ms, és p értéke 15 és 19 között mozgott.

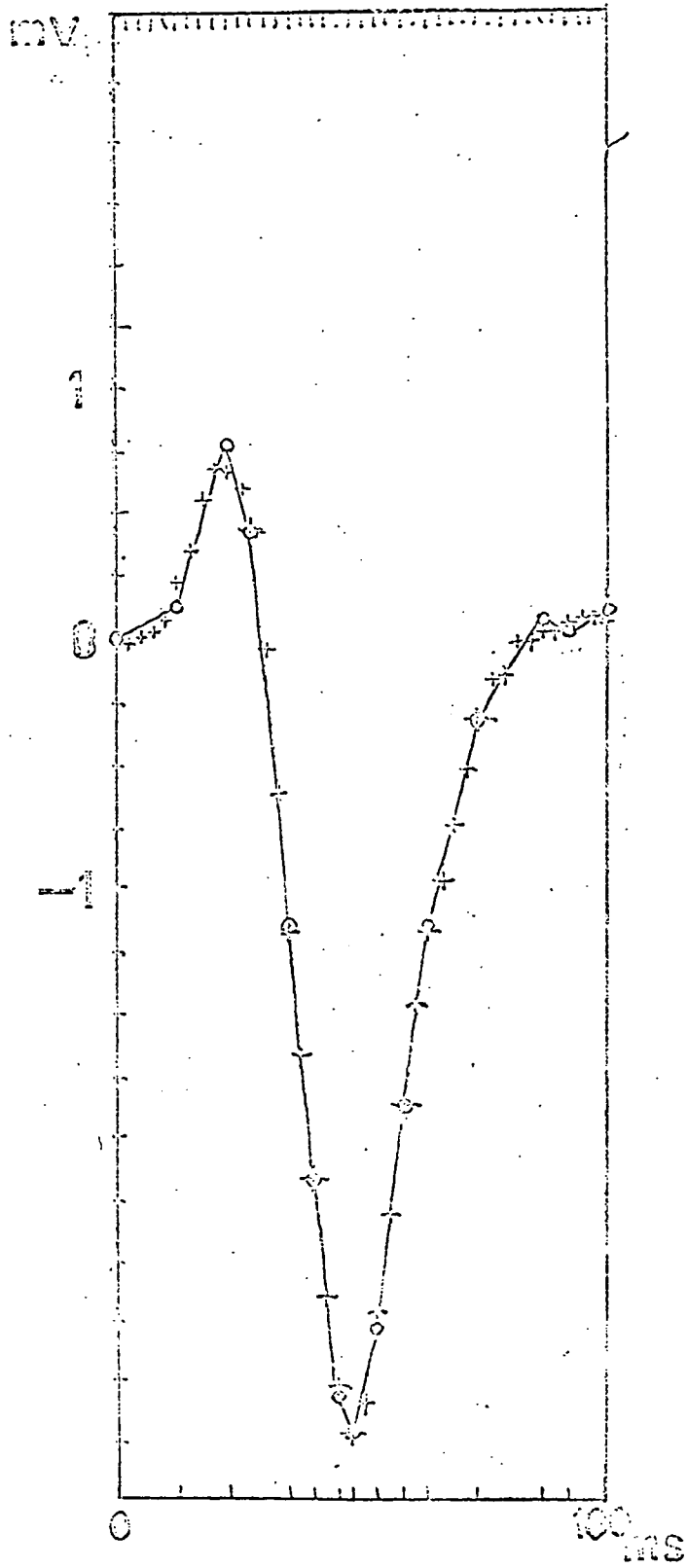
Ezek után a kiválasztott, ill. az azok alapján rekonstruált elhagyott térképek információtartalmát összevetettük az eredeti adathalmazzal.

Eredmények és kiértékelés. EKG

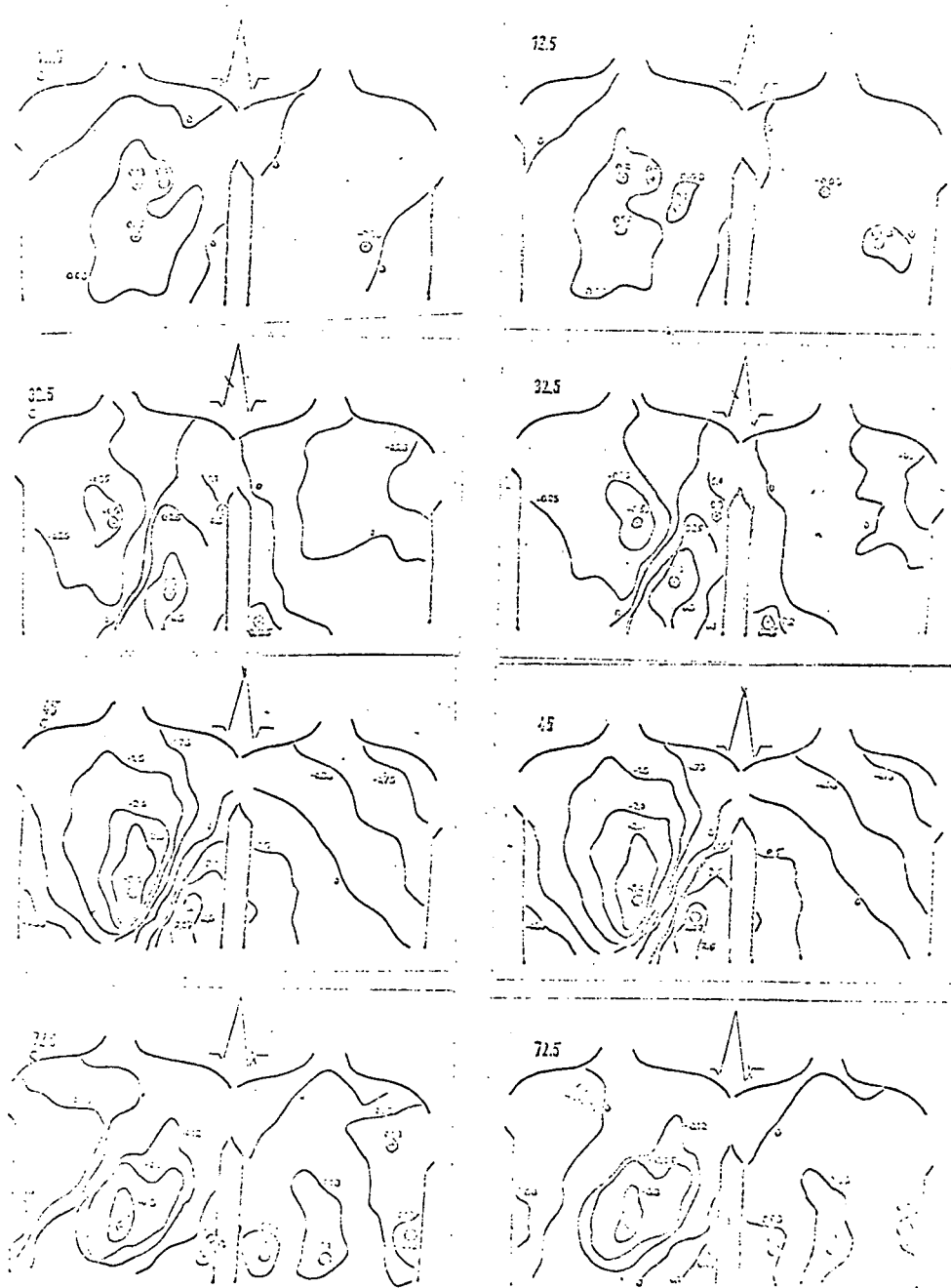
A zaj becsült szórásnégyzete valamennyi elvezetés esetén (mindig a P-Q intervallum alapján) kisebb volt $0,001 \text{ mV}^2$ -nél. Az 1. ábra a V2 prekardiális elvezetés közelében elhelyezkedő 38 sz. unipoláris mellkasi elvezetés esetén mutatja be komprimált és az eredeti adatokat.

A 2. ábra néhány BSP térképpárt ábrázol, a baloldaliak a komprimált (vagy abból rekonstruált), a jobboldaliak az eredeti adatokhoz tartoznak.

A módszer értékes tulajdonsága, hogy szűrőként is működik, s mint digitális szűrő elegendő mértékben elnyomja a különböző forrásokból származó, többnyire nagyfrekvenciás zajokat, javítva ezáltal



1. 6bra



2. ábra

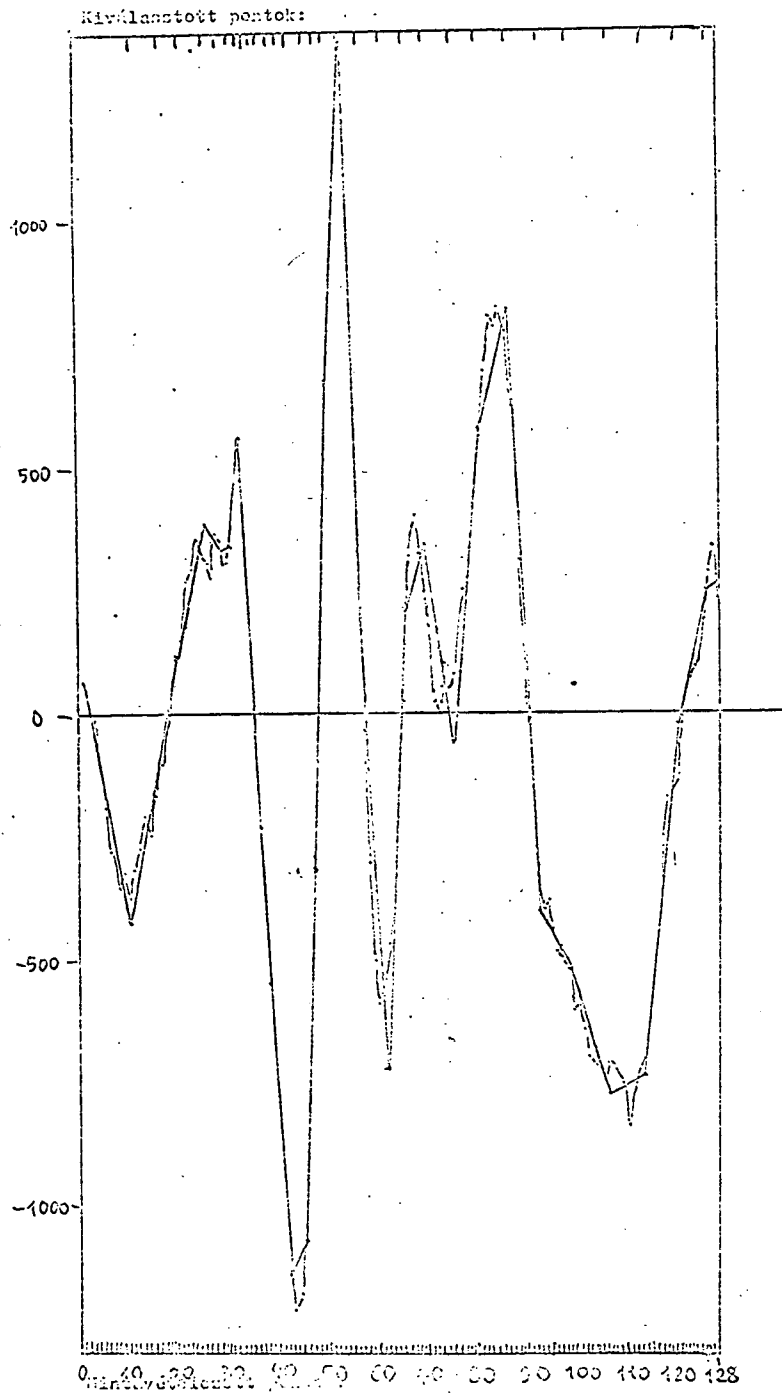
a jel/zaj viszont. A 12,5 és 72,5 ms-ban (2. ábra) felvett térképek esetén az eredetiek és a rekonstruáltak a szűrő-tulajdonosság következtében bizonyos mértékig eltérnek egymástól: az alacsony jelszintű maximum és minimum pontok száma nem azonos.

A 32,5 ms-os időpillanatonál mind az eredeti, mind a redukálás után nyert kép jól jellemzi a jobb kamraüregi epikardiális áttörést.

A 45 ms-os képeknél jóformán semmi eltérés nincs a két térkép között. Valamennyi újonnan kapott térkép ugyanolyan mértékben és jóssággal használható a szív működés analizisekor, mint az eredeti adatok. Az 1. ábráról világosan kitűnik, hogy a redukált jelek jól követik az eredetiek vonalát. Fontos kiemelni, hogy valamennyi elvezetésnél - ez áli PKG-ra is - ugyanazon időpontban történt a megjegyzendő érték kiválasztása. Ez természetesen elvezetésenként kedvezőlenebb komprimálási arányt okoz, mint ha azt csak önmagában álló jelként redukálnánk, viszont összességében sokkal kevesebb adatot kell így megjegyezni. A másik esetben ugyanis valamennyi elvezetésnél külön kell megadni a tárolt pontok időadatait, melyek párhuzamos feldolgozásnál közösek.

A komprimálási arány, vagyis az eredeti és a kiválasztott térképek számainak hányadosa EKG esetében általában 2-3. Ez a szám viszonylag kedvező, ha figyelembe vesszük, hogy csak a legintenzivebb szív működési szakaszra, a QRS komplexumra vonatkozik. Ennél sokkal magasabb arány (várhatóan 6-10) érhető el a teljes szív működési periódus feldolgozásakor, ahol a lassu változásoknál sokkal ritkábban szükséges egy-egy jellemző térképet megjegyezni. Végülis kijelenthetjük, hogy valamennyi fontos, az eredeti mért adatok által tartalmazott információ megőrződik a komprimálás során. A komprimált adatokból levezettük valamennyi dipoláris és kvadripoláris összetevőt (4).

Az ismerttetett adaptív adatkomprimáló eljárás összekapcsolható a jól ismert egyéb adatredukációs módszerekkel, másrészt viszont az eredeti adatokból előállított faktoranalízis-eredmények előállíthatók a redukált adatokból is alkalmas súlyozott korrelációk felhasználásával. Utóbbi esetben a számítás időigénye sokkal kisebb, mivel az alkalmazott módszer egyszerűbb a faktoranalízisnél (6).



3. ábra

PKG

Az említett jel/zaj becsült viszony mellett négyszeres adatkomprimálást értünk el. A 3. ábra egy elvezetés esetén mutatja az illeszkedés minőségét a mért görbéhez. Látható, hogy az eredeti PKG görbe valamennyi fontos jellemzője megőrződött a további analízis céljaira.

Köszönetnyilvánítás:

A szerzők megköszönik B. Taccardi professzornak a konzultációk során nyújtott értékes segítségét.

Irodalom

- (1) Kozmann, Gy., Préda, I., Shakin, V.V., Szlávik, F., Antalóczy, Z.: Computer-aided method for the comparison of surface potential and acceleration maps, IEEE Conf. on Computers in Cardiology, St. Luis, USA, 1976.
- (2) Shakin, V.V., Breuer, P.: Adaptive least-squares spline fitting the vectorial signals, Proc. Conf. on Digital Signal Processing, Firenze, 1975.
- (3) Shakin, V.V., Breuer, P., Székely, E., Kobzos, L., Wolf, T., Németh, J.: Adaptive compressing and filtering for vectorial electrocardiograms, Proc. 2nd Int. Congr. on Electrocardiology, Várna, 1975., megjelenik: Advance in Cardiology, 19. köt., S. Karger kiadó, Basel
- (4) Préda, I., Shakin, V.V., Bukosza, I., Csapodi, Cs., Antalóczy, Z.: Quantitative comparison of the dipolar and multipolar content of isopotential surface map, 3rd Int. Congr. on Electrocardiology, Brüsszel, 1976.
- (5) Fischmann, E.J., Weiss, G.H., Weinstein, S., Mehrotra, P.P., McNeel, M.L.: Data-reduced surface potential map display methods, Adv. Cardiol., 16. köt., 98-101 old., S. Karger kiadó, Basel, 1976.
- (6) Scher, A.M., Young, A.C., Meredith, W.H.: Factor analysis of the electrocardiograms, Circulat., Res. 8., 519-526. 1960.
- (7) Shakin, V.V., Csapodi, Cs., Préda, I., Breuer, P.: Adaptive data reduction in body surface mapping, 3rd Int. Congr. on Electrocardiology, Brüsszel, 1976.

Távközlési Kutató Intézet

Testfelület kardioelektromos tartományainak kifejező szemléltetése

Shakin, V. V. és Breuer P.

Bevezetés

A szív elektromos aktivitása következtében adódó testfelületi potenciáltérképek (body surface potential /BSP/ maps) vizsgálatával az utóbbi években többen is foglalkoztak orvosok és fizikusok (1,2). A sokelektrodás mérések alapján a szív működése sokkal behatóbban megismerhető, mint a hagyományosnak mondható 3-12 elvezetéses adatok alapján. Utóbbiakat elsősorban csak diagnosztizálásnál használják.

A testfelületen sok elektróda segítségével mért kardioelektromos tartományok alkalmas megjelenítése sokat segít a szív időbeli és térbeli viselkedésének tanulmányozásánál. Elegendő nagyszámu elvezetés esetén megfelelő interpolálással az egész felsőtest felületére folytonos potenciáltérképeket kaphatunk. Ilyen térképek diszkrét időpontokban egymást követik az eredetileg folytonos elvezetés-görbék szimultán mintavételezése alapján.

A feladat

Egészséges férfipáciensekről 138 unipoláris elvezetéssel rögzített EKG felvételeket dolgoztunk fel. A felvételek közül 90 mellkasi elvezetési pontról készült, a többi a háton elhelyezett elektróda alapján (1. ábra). Az ábra merőlegesen elforgatott állapotban mutatja a kiterített mellkas-hát tartományt. A felső része az 1-90 mellkasi elvezetés, a mellkas baloldalán - a szív tájékán - sűrűbben helyezték el az elektródákat. A szív kb. a 47.-54. sz. elektródáknál helyezkedik el. (Könnyebb tájékozódás céljából közöljük: az 1.-7. elektróda a jobb hónalj vonala, a 24.-90. a bal hónalj vonala. Az ábrabeli balszélső függőleges oszlop felel meg a test derékmagasságának, míg a szabálytalan jobbszél a váll- és nyakkörnyéki nehézkes elektródaelhelyezést tükrözi.)

POSITION OF ELECTRODES (FORM OF MAPS)

NUMBER OF ELECTRODES: 130

7	6	5	4	3	2	1		
16	15	14	13	12	11	10	9	8
24	23	22	21	20	19	18	17	
33	32	31	30	29	28	27	26	25
42	41	40	39	38	37	36	35	34
50	49	48	47	46	45	44	43	
58	57	56	55	54	53	52	51	
67	66	65	64	63	62	61	60	59
75	74	73	72	71	70	69	68	
83	82	81	80	79	78	77	76	
90	89	88	87	86	85	84		
97	96	95	94	93	92	91		
105	104	103	102	101	100	99	98	
114	113	112	111	110	109	108	107	106
123	122	121	120	119	118	117	116	115
131	130	129	128	127	126	125	124	
138	137	136	135	134	133	132		
7	6	5	4	3	2	1		

1. ábra

A felvételeket az Orvostovábbképző Intézetben készítették, és analóg FM "Rocal Store-4" magnetofon segítségével szalagon rögzítették, méghozzá úgy, hogy egyszerre két elvezetést vettek fel. Minden külön felvett elvezetés mellé szimultán rögzítették a standard II. referenciaelvezetést. A későbbi feldolgozás során ennek segítségével szinkronizáltuk a 69 szekvenciálisan érkező elvezetéspárt. Ezáltal a szimultán felvétel esetén nyerhető állapotot kaptuk vissza. A felvételeket az OTKI-ban 400 Hz-es mintavételezési frekvenciával 256 kvantálási szintre digitalizálták multiplexer és egycsatornás A/D konverter segítségével. Így valamennyi, 138 potenciálértéket tartalmazó időállapot 2,5 ms-onként követi egymást. A továbbiakban a QRS komplexumot tartalmazó 40 mintavételi pontot dolgoztuk fel.

Első lépésként a mért potenciálértékeket jelenítettük meg sornyomatón az 1. ábrán látható elektródaelhelyezési képnek megfelelően (2. ábra). (Az ábrán az egyes értékek a megfelelő elvezetés alapvonalához viszonyítva értendők, 1 mV 35 kvantálási értéknek felel meg.) Ehhez jellegében hasonló térképekkel találkozhatunk Taccardi munkáiban is (1), ahol kutya mellkasáról készült 240 elvezetési felvételeket dolgoz fel. Bár fiziológiai kiértékelés már ilyen ábrák alapján is lehetséges, - hisz a felvételi pontok aránylag sűrűn követik egymást, mind vertikális, mind horizontális irányban - célunk az elektródapontok közötti potenciálértékek grafikus megjelenítése is. Ezzel elkerüljük az izopotenciális vonalak manuális rajzolásának munkáját.

Megoldás

Jóllehet egyes fiziológiai vizsgálatok csak az izopotenciális görbék elhelyezkedését igénylik, a mi megoldásunk "kitöltött" ábrát eredményez, vagyis az egyes ekvipotenciális szinteket egy rájuk jellemző szimbólummal teljes területükön ábrázoljuk. Az elektródapontok között bilineáris interpolációt alkalmaztunk.

Legyen (a,b,c,d) négy, egymással páronként szomszédos elektródapont a derékszögi koordinátarendszer X-Y síkjában, - ahol ezek koordinátái: $(0,0)$, $(x_0,0)$, $(0,y_0)$, (x_0,y_0) - és a harmadik tengelyre a potenciálértékek nagyságát mérjük fel. Az egyes potenciálértékek rendre: $\varphi_a \varphi_b \varphi_c \varphi_d$.

A bilineáris interpoláció alapján egy tetszőleges (x,y) koordinátájú belső P pontra:

$$Z(x,y) = A(x) y + B(x) , \quad \text{ill.}$$

$$Z(x,y) = C(y) x + D(y)$$

5	2	-5	-7	-11	-11	-18		
-4	-15	-20	-29	-28	-25	-26	-21	-20
-11	-22	-37	-35	-34	-31	-31	-28	
-42	-62	-75	-72	-54	-46	-36	-31	-25
-18	-92	-123	-121	-93	-50	-41	-32	-24
0	-50	-96	-104	-72	-40	-40	-30	
27	0	-68	-79	-76	-54	-48	-37	
67	47	-33	-65	-65	-59	-37	-34	-27
74	48	-12	-32	-50	-38	-30	-23	
70	50	16	5	-27	-29	-20	-18	
56	47	29	16	7	-3	-13		
37	39	31	23	12	0	-7		
28	36	29	27	12	2	-7	-11	
24	24	17	13	10	2	-4	-12	-12
15	16	10	5	1	0	-6	-16	-15
12	6	6	3	-2	-8	-10	-18	
7	6	3	0	-4	-9	-16		
5	2	-5	-7	-11	-11	-18		

2. ábra

ahol A, B lineáris függvényei x-nek, C, D pedig y-nak. (Részletebben lásd a 3.a ábrán.)

$$\begin{aligned} \varphi_p = Z(x, y) &= \frac{1}{x_0 y_0} \left[\varphi_a (x_0 - x)(y_0 - y) + \varphi_b (x_0 - x)y + \right. \\ &+ \left. \varphi_c (y_0 - y)x + \varphi_d xy \right] = \frac{1}{T} (\varphi_a - \varphi_b - \varphi_c + \varphi_d) + \\ &+ \frac{x}{x_0} (\varphi_b - \varphi_a) + \frac{y}{y_0} (\varphi_c - \varphi_a) \end{aligned}$$

ahol $T = x_0 y_0$ és $0 \leq x \leq x_0$
 $t = xy$ és $0 \leq y \leq y_0$

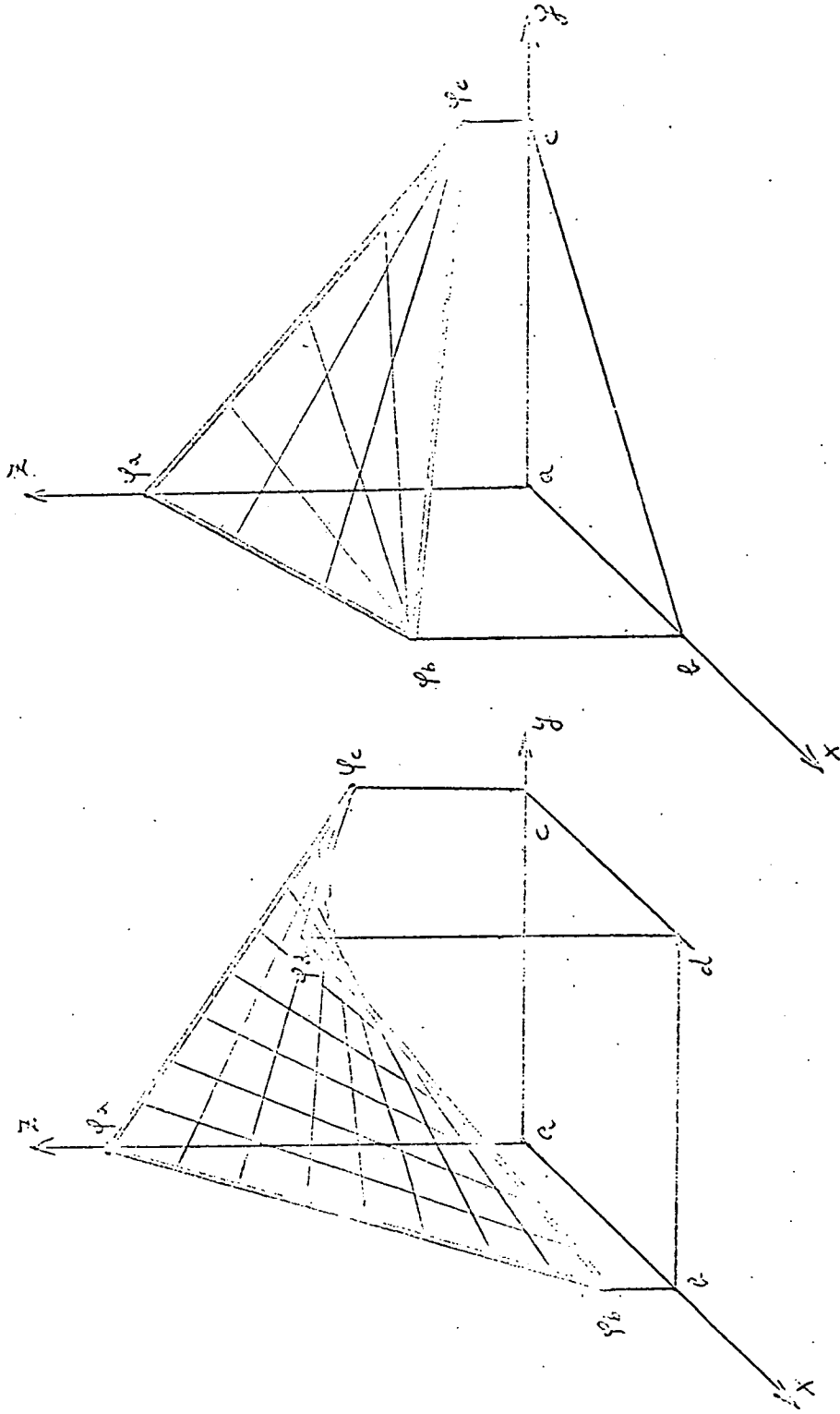
Igy egy hiperbolikus paraboloid felületdarabot (un. torzónégyszöget) kapunk, amelynek az alkotói jelen esetben merőlegesek egymásra.

A BSP térképek jobbszélén (a nyaki tájékon) négyszög helyett gyakran csak háromszög csúcspontjaiban elhelyezkedő elektródapontok potenciálértékei alapján kell a belső pontokat interpolálni.

Erre az esetre az alábbiakat kapjuk (3.b. ábra, a d pontot figyelmen kívül hagyjuk):

$$\begin{aligned} \varphi_p = Z(x, y) &= \varphi_a \left(1 - \frac{x}{x_0} - \frac{y}{y_0} \right) + \varphi_c \frac{y}{y_0} + \varphi_b \frac{x}{x_0} = \\ &= \varphi_a + \frac{x}{x_0} (\varphi_b - \varphi_a) + \frac{y}{y_0} (\varphi_c - \varphi_a) \end{aligned}$$

Természetesen a fenti, folytonos x és y esetre érvényes összefüggések fennállnak a $Z(x_i, y_i)$ diszkrét független változókon ér-



a.

b.

3. ábra

telmezett függvényre is. Erre az értelmezésre a csak diszkrét kijelzési képességgel rendelkező berendezések - adott esetben sornyomtató - használata miatt van szükség. Végülis a kijelző berendezés felbontóképessége határozza meg a térkép finomságát.

Eredmények

Jelen esetben egy-egy átlagos, négy felvételi pont által közrezárt négyszög 5×7 , illetve a mellkas baloldalán 3×7 karakter-méretű volt. Ezáltal kb. 18-szor annyi felületi ponton kapunk hasznos potenciálértéket, mint ha csak az elektróda-pozíciókat használnánk fel. A bilineáris interpoláció jogosságát - vagyis a mért értékek közötti folytonos átmenet tényét - nem szükséges külön igazolni, elég csak arra gondolnunk, hogy a sziv a torzó felületéhez képest kicsi, és helyettesíthető a belsejébe képzelt pontszerű elektromos forrással (generátor). Megjegyezzük továbbá, hogy a linearitás az elektródapontok közelsége miatt a közbülső pontokban elegendően jó közelítést eredményez. A térképek potenciálértékei természetesen kvantált mennyiségek, a kvantálási szintek elosztása viszont széles választékban megadható. Így lehetőség van a különös érdeklődésre számottartó potenciálértékek kiemelésére is. Mielőtt rátérnénk a különféle lehetséges, fiziológiai szempontból érdekes térképváltozatok leírására, néhány szó a megjelenített térkép formátumáról. A 2484 diszkrét pontból álló térkép minden pontjában egyetlen karakter fér el, így itt most már a kvantált potenciálérték helyett annak karakterkódja áll (4. és 5. ábra). A kódjelek és potenciálértékek megfeleltetése a térkép baloldalán található. Jelen esetben "zebra-típusu" térképek láthatók, minden második kvantálási tartomány kódja az üres karakter, a kódjelek szimmetrikusak a zérus potenciálértékre. A negatív értékeket a 4. ábrán pl. minusz-jel felülnyomással különböztetjük meg a pozitívaktól.

A bal-felső kis ábra a már említett referencia-elvezetésen (amelynek kvantált nyomtatási kódjai szintén a térképkvantálás kódjainak felelnek meg) mutatja az éppen rajzolt térkép időpillanatát a QRS komplexumon belül.

A térkép kvantálási szintjeinek meghatározására sokféle lehetőség van, kezdve a lineáris felhontástól (4. ábra) a tetszőleges függvényel (pl. az 5. ábrán exponenciális függvényel) megadható szintértékekig. Ennek, valamint a nyomtatási szimbólumok alkalmas választásának segítségével kívánságra kiválaszthatók a térkép lokális maximum és/vagy minimum pontjai, vagy bármelyik tetszőleges kinyomtatni kívánt tartomány, és a térképek időbeli egymásutánisága alapján ezek vándorlása könnyen követhető. A pozitív és negatív tartományoknak a szív működése során változó elhelyezkedései, méretei szintén egyszerűen figyelemmel kísérhetők.

Kísérleti tapasztalatok

A sokelvezetéses felvétel időigénye és nehézségei miatt viszonylag kevés számú páciensről állt rendelkezésünkre eddig felhasználható adat. Így 5 személy QRS komplexumát ábrázoljuk a fent leírt formában. Az első két személy esetében a térképtípus kiválasztására több kísérletet végeztünk. Végül, a 4. ábrán látható "zebra-típusú" térkép bizonyult a legkedvezőbbnek az ott látható kvantálási beosztással. A további személyekről az orvosok már csak ilyen térképsorozatot kaptak. A feldolgozó és térképnymotató program-csomag R-10 kisméretű gépre FORTRAN nyelven íródott. Egy-egy 40 térképlepből álló QRS komplexum nyomtatása kb. 40 percig tart, amelynek jelentős részét az I/O műveletek és a nyomtató működése köti le.

Fontos azonban megjegyezni, hogy ez az idő jelentősen csökken a szerzők egy másik cikkben publikált időbeni adaptív adatkomprimáló eljárásának alkalmazásával. Ekkor ugyanis lényeges információvesztés nélkül kb. 2-3-szoros mértékben csökkenthető a megfigyelendő időpontok, s így a szükséges térképek száma is. Kísérleteinket minden esetben így módon is elvégeztük. A komprimált adatokból ezután rekonstruáltuk a teljes időtartományt, és a rekonstruált térképeket összevetettük az eredetiekkel. Ezzel egyszersmind a komprimálás jóságát is egyszerűen ellenőrizhettük.

Továbbfejlesztési lehetőségek:

1. Több szürkeségi fokkal készülő térképek nyomtatása. Itt az egyes ekvipotenciális tartományokat a hozzájuk rendelt vizuális sötét-

ségük különböztetné meg, szemben az eddigi egyszerű karakteres ábrázolással. Ez persze sornyomatató esetén rendkívül időigényes, mivel többszörös egymásranyomatást kíván. A nyomtatási eljárás alapvetően a karakterek pozíciókitöltő mértékét használná fel.

2. Csak az izopotenciális vonalak "rajzolása", vagyis az ekvipotenciális tartományok kitöltött nyomtatása helyett azoknak csak a konturjait ábrázolnánk.

Irodalom

- (1) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on dog's thoracic surface, *Circulat. Res.*, 11., 862. (1962)
- (2) Body Surface Mapping of Cardiac Fields (szerk.: Rush és Lepeschkin), *Advances in Cardiology* 10, S. Karger kiadó, Basel, 1974.

Távközlési Kutató Intézet

Elektrokardiogramok faktor-analizise adaptiv-redukálás

után

Shakin, V.V. és Hajdu K.

Bevezetés

Ismertnek és bizonyítottnak tekintjük azt a tényt, hogy a vektoriális adatok redukálásánál alkalmazott módszerek hasznosak az EKG jelek feldolgozásánál is. Az adatok mennyisége egy ilyen redukció után tökéletesen elegendő mind a kyszámítógépeken történő feldolgozáshoz, mind pedig a vizuális ábrázoláshoz. A redukció hatásos, és egyszerű eszközökkel megoldható. A redukálható adatokat spline-függvényekkel közelítjük. A széleskörben ismert, elméletileg optimális redukálási eljárás, a faktor-analízis (Karhunen-Loeve-sorfejtés) a gyakorlatban túlságosan munkaigényes. Most megmutatjuk, hogyan alkalmazható a faktor-analízis nagymennyiségű vektoriális jelre, ezen jelek spline-függvényes redukciója mellett. Így a programok futásideje és memóriaigénye jelentősen lecsökken. Kísérletileg bizonyítjuk, hogy az analízis eredményeképpen az eredeti adatokhoz képest kellően pontos értékeket kapunk. Ez az eljárás alkalmazható egyéb orvosi-biológiai jelek (pl. fonokardiogramok) faktor-analízisére is.

Feladat

Tekintsük egy közös t időpillanathoz tartozó n jel összességét. A jeleket egyidejűleg rögzítik, és egy állandó mintavételezési frekvenciájú A/D átalakítóval digitalizálják.

Legyen $f_i(t)$ az i jel értéke t időpillanatban, ahol $i=1, \dots, n$ és $t = 1, \dots, T$. Adaptív vektoriális redukcióval ezeket az adatokat egyenes szakaszokkal (spline függvényekkel) közelítjük.

$$f_i^{(1)}(t) = \sum_{k=1}^{m_1} f_i^{(1)}(t_k) \cdot B_k(t) \quad , \quad /1/$$

ahol t_k ($k=1, \dots, m_1$) az interpoláció k osztópontja, azaz a k kiválasztott pont, a $B_k(t)$ pedig B -spline, azaz lineáris függvényekből összetett folytonos függvény, mely a $t_{k-1} < t < t_{k+1}$ intervallumban sehol sem nulla és a t_k pontban értéke egy.

Az $f_i(t)$ értékek közelíthetők más módon is, pl. a Karhunen-Loeve-sorfejtéssel :

$$f_i^{(2)}(t) = \sum_{k=1}^{m_2} \alpha_{ik} \lambda_k \beta_k(t) \quad , \quad /2/$$

a következő feltételek mellett:

$$\sum_{i=1}^n \alpha_{ik} \alpha_{is} = \sum_{t=1}^T \beta_k(t) \beta_s(t) = \delta_{ks} = \begin{cases} 1, & \text{ha } k = s \\ 0, & \text{ha } k \neq s \end{cases}$$

és $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_{m_2} \geq 0$

Az /1/ sorfejtésnek az az előnye, hogy kisszámítógépen könnyen, real-time módon megvalósítható, s emellett jelentős adatredukálást értünk el, mivel az $f_i(t)$ ($i=1, \dots, n$, $t=1, \dots, T$) függvénynek nT értéke helyett elegendő $(n+1)m_1$ számot megjegyezni. A redukció együtthatójára fennáll:

$$H_1 = nT / (n+1)m_1 \gg 1$$

mivel $m_1 \ll T$. Az f függvény approximációjának hibája kicsi, és megfelel a zajszintnek (2).

A /2/ sorfejtés azért érdekes, mert elméletileg optimális lineáris felbontás, vagyis az approximáció hibája az adott határok között marad, miközben a komponensek m_2 száma a lehető legkevesebb. Mindig igaz, hogy $m_2 \leq m_1$.

Azonban egyáltalán nem szükségszerű, hogy ez a felbontás a legjobb redukciót adja. Redukciós együtthatója - $H_2 = nT / (n+T)m_2$ - lehet nagyobb is, kisebb is, mint H_1 . Ennél a módszernél $n \cdot m_2 + T \cdot m_2$ értéket kell megjegyezni $(\alpha_{ik}, \lambda_k, \beta_k^{(l)})$. A /2/ sorfejtés számítógépes végrehajtása túlságosan munkaigényes: elég bonyolult és hosszú számításokra van szükség, nagy a memória- és időigénye.

Az eljárás ennek ellenére széles körben elterjedt, és elméleti szempontból érdekes. Ezért van jelentősége annak, hogy megkeressük a /2/ felbontás közelítő értékeit. Ebben a cikkben ismertetünk egy, az /1/ felbontáson alapuló eljárást ezen becslések meghatározására.

Megoldás

A módszer elve az, hogy felhasználva az f függvény $f^{(1)}$ spline-függvényes approximációját, megkeressük a β faktor spline közelítését $\beta^{(1)}$ és a λ szinguláris értékek $\lambda^{(1)}$, valamint az α sorfejtési együtthatók $\alpha^{(1)}$ becsléseit. Kiderül, hogy ehhez nem kell az /1/ formulát használni, elegendő a redukció eredményeként kapott

$$f_i^{(1)}(t_k), t_k$$

adatokkal számolni. Az $f_i^{(1)}(t_k)$ értékeket először Karhunen-Loeve-féle sorfejtéssel közelítjük:

$$f_i^{(1)}(t_k) = \sum_{s=1}^{m_3} a_{is} \ell_s b_s(t_k), \quad (3)$$

a következő feltételek mellett:

$$\sum_i a_{is} a_{ip} = \sum_k \sum_q b_s(t_k) w_{kq} b_p(t_q) = \delta_{sp},$$

ahol $w_{kq} = \sum_{t=1}^T B_k(t) \cdot B_q(t)$

és $\ell_1 \geq \ell_2 \geq \dots \geq \ell_{m_3} \geq 0$.

Igy

$$f_i^{(1)}(t) = \sum_{s=1}^{m_3} a_{is} l_s \gamma_s(t), \quad /3/$$

ahol

$$\gamma_s(t) = \sum_{k=1}^{m_1} b_s(t_k) \cdot B_k(t),$$

tehát

$$\sum_{t=1}^T \gamma_s(t) \gamma_p(t) = \delta_{sp}.$$

Ily módon a /3/ formula az $f^{(1)}$ függvény Karhunen-Loeve féle sorfejtését adja. Az $f^{(1)}$ jól közelíti az f függvényt, tehát a két sorfejtés tagjainak is közelieknek kell lenni. Ez következik abból, hogy a sajátértékek és sajátvektorok a mátrix elemeinek folytonos függvényei.

Kísérletek

Az eljárást R-10-es kiszámítógépen dolgoztuk ki. A program FORTRAN nyelven íródott, memóriaigénye kb. 25 Kbyte. A programban szükség volt egy szimmetrikus, pozitív definit mátrix sajátértékeinek és sajátvektorainak kiszámítására, erre QR-algoritmust (4) használtunk. Az eljárást kétféle orvosi-biológiai adathalmazon kísérleteztük ki: elektrokardiogramokon (EKG) és fonokardiogramokon (PKG).

Egy és ugyanazon páciensről regisztráltak 138 elvezetéses EKG-t és 31 elvezetéses PKG-t (5). A számítógépes feldolgozáshoz a folytonos jeleket 400, ill. 500 Hz-es frekvenciával digitalizálták. Az EKG jelből kiválasztottuk a QRS komplexumot, esetünkben ez 40 időpont állapotát tartalmazza úgy, hogy ezek az R hullámra szimmetrikusan helyezkednek el. A PKG jeleket közvetlenül a Q hullám kezdete után kezdték mérni, és a mérés időtartama 256 ms volt. Ily módon a szívkamrák depolarizációját tükröző, leggyorsabban változó jeleket és az első szívhangot analizáltuk.

A vektoriális adaptív redukáló program a fent leírt módon kiválasztott pontok mennyiségét az EKG esetében felére-harmadára, a PKG esetében harmadára-negyedére csökkentette. Ez tette lehetővé programunkban a redukált adatok használatát és a faktorok becslését.

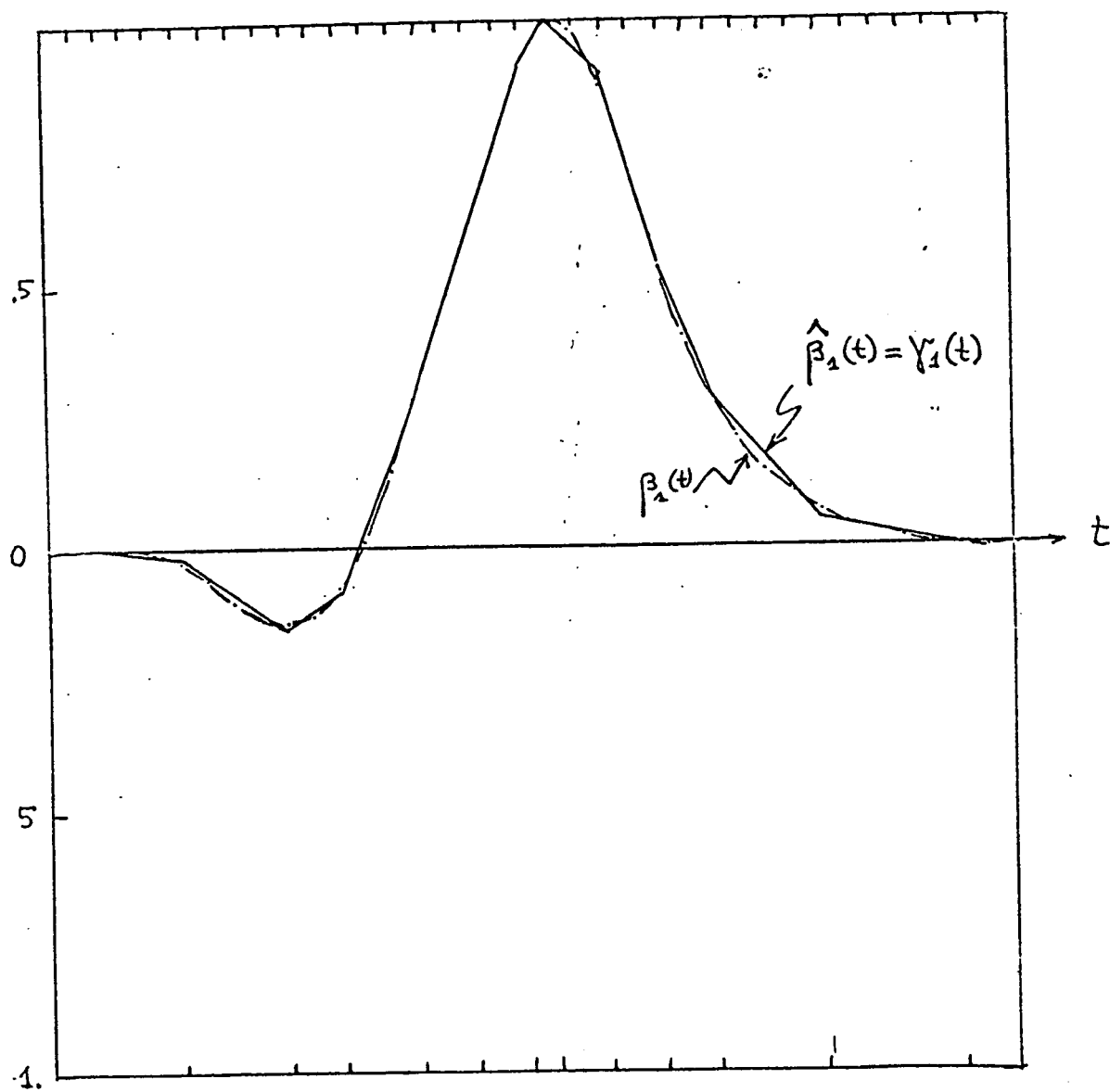
A 138 elektrokardiogram faktorait egy, a szokásos faktor-analizist végrehajtó program segítségével is meghatároztuk. Az 1. ábra a kétféle módon kiszámított első faktorértékeket mutatja. A szaggatott vonal jelenti a hagyományos módon kiszámított $\beta_1(t)$ faktort, a folytonos vonal pedig ezen faktornak az itt ismertetett eljárással kapott $\gamma_1(t) (= \hat{\beta}_1(t))$ becslését. Az ábra felső részén látható osztópontok az EKG eredetileg kiválasztott pontjait, az alsó osztópontok pedig a vektor-adaptív redukáló program által kiválasztott pontokat jelölik. A 2. ábrán az első 10 sajátérték kétféle kiszámításának eredményét ábrázoltuk. A folytonos vonal megfelelő pontjai a hagyományos eljárással számított λ_i értékeket, a szaggatott vonalé pedig ezzel a módszerrel meghatározott $\ell_i (= \hat{\lambda}_i)$ közelítő értékeket jelentik. Látható, hogy elég pontos becslést kapunk. Ezért bátran alkalmazhatjuk ezt a módszert a PKG faktorainak becslésére is.

Összefoglalás

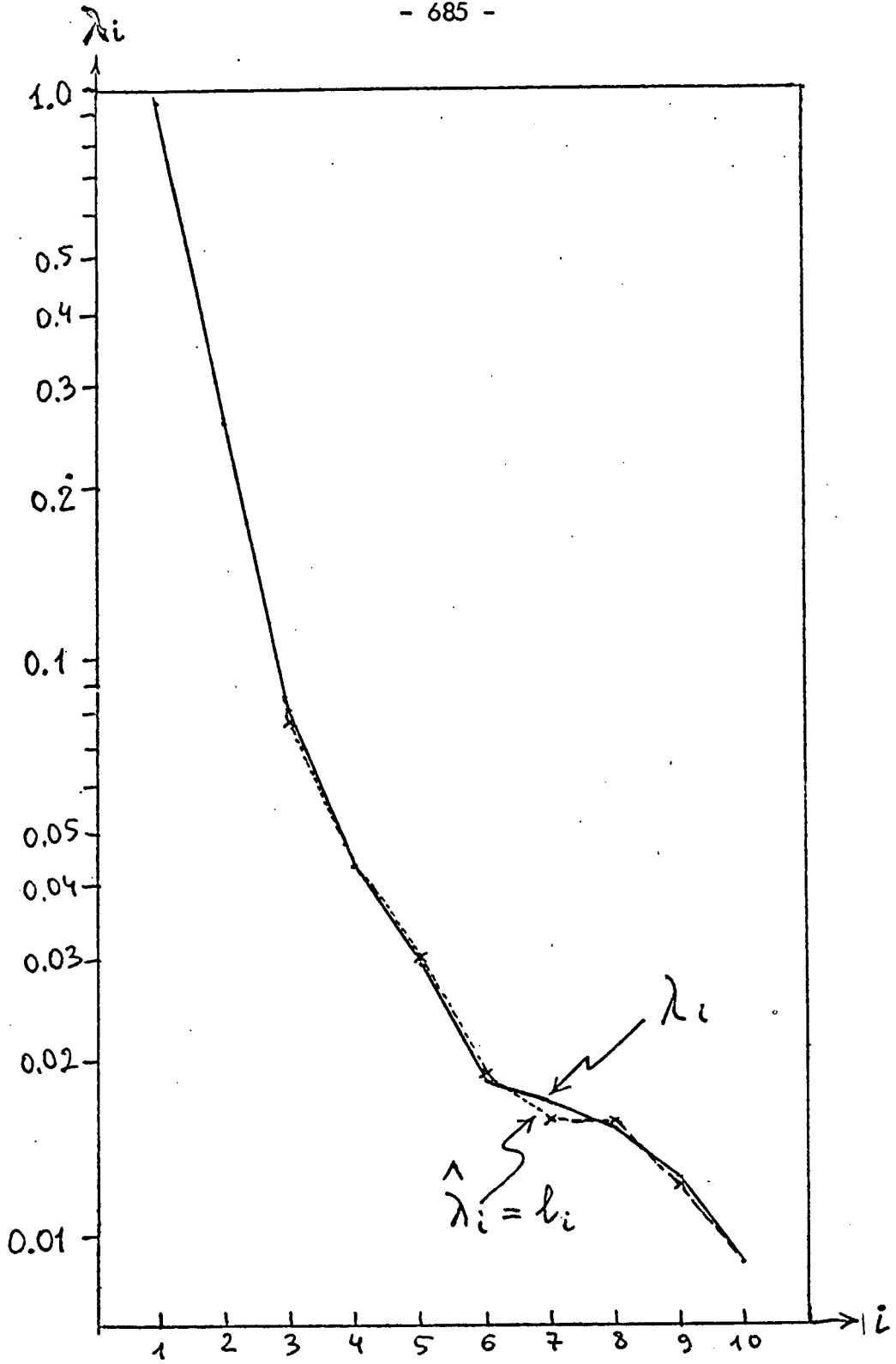
Adva van tehát egy módszer, amely lehetővé teszi, hogy bizonyos adatok faktor-analizisét egy elegendően pontos, egyszerűsített eljárással hajtsuk végre. A módszer azon alapul, hogy az egyszerű és hatásos vektoriális adaptív redukcióval a bemenő adatok számát csökkentjük. Ezzel a gépidő- és a memóriaigény is csökken. Mindez lehetővé teszi hosszú időintervallum nagyszámu szinkronizált jeleihez tartozó faktorok jó közelítő értékeinek meghatározását kiszámítógépeken.

Irodalom

- (1) V.V.Shakin, P.Breuer: Adaptive least-squares spline fitting the vectorial signals. Conf. "Digital Signal Processing", Florence, 1975.



1. ábra



2. ábra

- (2) V.V.Shakin, Cs.Csapodi, I. Préda, P.Kenedi, P.Breuer:
Adaptive data reduction in body surface mapping.
3rd Congress on Electrocardiology, Brussels, 1975.
- (3) A.M.Scher, A.C. Young, W.M. Meredith: Factor analysis
of the electrocardiograms. *Circulation Res*, 8 (1960),
519
- (4) J.H. Wilkinson: *The Algebraic Eigenvalue Problem*. Clarendon
Press, Oxford, 1965.
- (5) Gy.Kozmann, I. Préda, V.V.Shakin, F. Szlávik, Z. Antaló-
czy: Computer-aided method for the comparison of sur-
face potential and acceleration maps. IEEE Conf. "Com-
puters in Cardiology", St.Luis, USA, 1976.

Műszeripari Kutató Intézet

Univerzális programozható biológiai erősítő számítógép vezérlésű diagnosztikai rendszerhez

Bencze József és Kováts Attila

Az orvosi-biológiai rendszereknél a számítógépek szerepe növekszik, főleg a különböző adatok feldolgozásában, csoportosításában és a mérési adatok rendszerint utólagos (regisztrálás utáni) analizálásában. A számítógépek bevonása a kísérletek, vizsgálatok elvégzésének automatikus vezérlésére a műszaki technikai tudományok területén már elkezdődött. Az orvosi-biológiai mérésautomatizálás azonban a számítógép és a biológiai objektum között a biológiai jel elvezetésére és erősítésére, valamint az ingerlések elvégzésére szolgáló korszerű eszközök hiányában még nem terjedt el.

A számítógépes vezérlésű vizsgálatok jelentőségét fokozza, hogy a vizsgálatokat végző orvos felszabadulhat műszaki kezelési feladatok megoldásának kényszere alól, figyelmét teljesen a páciens diagnosztizálására, ill. gyógyítására fordíthatja.

Az orvosi-biológiai mérések automatizálásának elősegítésére, a számítógépes vezérlésű diagnosztikai rendszerek kialakításához a Műszeripari Kutató Intézet számítógép által programozható analóg erősítőt fejlesztett ki.

Jelen előadásban ismertetjük a kidolgozott, az ideg-izom diagnosztikai és kutatási célokra alkalmas univerzális erősítőt és bemutatjuk alkalmazását egyedi működtetésű és számítógép vezérlésű diagnosztikai rendszerekben.

Bevezetés

Az elektronikus készülékek, így az orvosi elektronikus műszerek fejlődése az elmúlt évtizedekben igen gyors volt, a techno-

lógia forradalmi változása, az elektromos paraméterek általános és jelentős javulása jellemezte. Ennek fő oka a félvezető eszközök, és ezen belül az utóbbi öt évben az integrált áramkörök megjelenése és elterjedése. Ezek az elemek az elektroncsöveket pár kivételtől (pl. katódsugár csövek) eltekintve teljesen kiszorították, és módot adtak kisebb méretű, nagy stabilitású és nagy üzembiztonságú készülékek realizálására. A készülékek szerelése is nagymértékben leegyszerűsödött, az alkatrészek elhelyezése, az elektromos kapcsolatok létrehozására nyomtatott áramkörös panelek szolgálnak.

A fejlődés legutolsó állomását a kiértékelési módszerek tökéletesítése, a mért adatok számítógépes feldolgozása jelenti. Az utóbbi feladatok megoldására fejlesztette ki a Műszeripari Kutató Intézet a MEDICOR Művek közreműködésével a Programozható Egységes Erősítőt. Ezen erősítő tervezési szempontjaival, áramköri megoldásaival és alkalmazásával foglalkozunk.

1. Az Egységes Erősítő célspecifikációs adatainak kialakítása

Az erősítővel szemben támasztott legfontosabb követelmény a széleskörű mérés technikai alkalmazhatóság. Az erősítőnek alkalmazni kell lennie EKG, EMG jelek erősítésére egyaránt. Ez a gyakorlatban pár μV - pár tíz mV-os amplitudójú jelek erősítését igényli. Az erősítő kimeneti jelszintjének a kijelzők, az adatfeldolgozó eszközök bemeneti jelszintjéhez kell igazodni, célszerű érték az 1 V csucs, amelyhez párszoros túlvezérlési tartalék járulhat.

Az erősítést célszerű kalibrált lépésekben változtatni. Kedvező könnyű oszthatóságot biztosító arányban változtatni az erősítést, így célszerű 1:1, 1:2, 1:4, 1:10 stb. lépések választása.

Ezek az igények kielégíthetők $5 \mu\text{V/V}$ -tól 20 mV/V -határokig változtatható érzékenységgel, amely max. $2 \cdot 10^5$ -szeres, illetve min. 50-szeres erősítést követel.

Az erősítés, ill. érzékenység szabályozás az $5 \mu\text{V/V}$ - 20 mV/V szélső határok között 12 lépésben történik.

Az egyes alkalmazások a jelek különböző sávszélességű erősítését igénylik, így pl. az EEG és EKG jelek spektruma max. 200 Hz-ig terjed. Ezekkel szemben az EMG jelek spektruma általában nem tartalmaz pár Hz-es frekvencia komponenseket, azonban a kiértékeléshez a nagyfrekvenciás jelkomponensek is fontosak és sok esetben a sávszélességet, a felső határfrekvenciát 20 kHz-re kell megnövelni.

A különböző feladatok követelményeihez alkalmazkodva az egységes erősítőben változtatható sarokfrekvenciájú, alul és felülvágó szűrők kerültek alkalmazásra. A szűrők vágási meredeksége 6 dB/oktáv.

Az EMG jelek nagyfrekvenciás szűrése a 2, 10 és 20 kHz-es sarokfrekvenciákat igényli. Az EEG és EKG jelek erősítésénél a felső határfrekvencia 50 Hz-re, ill. 200 Hz-re korlátozása szükséges.

A spektrum kisméretű részét 0,5 Hz - 50 Hz között változtatható sarokfrekvenciájú szűrők módosítják, a mérési feladat követelményei szerint.

A felülvágó szűrő választott határfrekvenciái:

0,05 kHz, 0,2 kHz, 2 kHz, 10 kHz és 20 kHz

Az alulvágó szűrő célszerű határfrekvenciái:

0,5 Hz, 2 Hz, 5 Hz, 20 Hz és 50 Hz.

Az erősítés (érzékenység) és a szűrők határfrekvenciái az erősítő kezelőszerveivel vagy külső villamos programjellel állíthatók be.

Az egységes erősítő alkalmazás szempontjából igen fontos jellemzője a bemenetre vonatkoztatott zaj. Célszerű a zajnak olyan szintre csökkentése, amelyenél a jelforrás pl. az elektróda ellenállás termikus zaja határozza meg a rendszer teljes zaját, így a kihasználható erősítést.

A gyakorlati vizsgálatoknál az alkalmazott felületi vagy tüelektródák belső ellenállása általában 100 kohm nagyságrendű, azonban 10 kohm-nál ritkán kisebb, tehát a tervezés során törekedni kell, hogy az erősítő saját zaja kisebb, vagy legrosszabb esetben is egyenlő legyen a legkisebbnek tekinthető, 10 kohmos elektróda termikus zajával.

A termikus zajfeszültség effektív értéke a

$$\sqrt{U_z^2} = \sqrt{4 \cdot k \cdot T \cdot R \cdot \Delta f} \quad /1/$$

képlet alapján határozható meg.

A képletben

k a Boltzmann állandó ($1,37 \cdot 10^{-23} \text{ W}_{\text{sec}}/\text{K}^\circ$)

T a hőmérséklet Kelvin fokban

Δf a sáv szélesség Hz-ben

R az ellenállás ohmban

Az /1/ alapján 10 kohmos elektróda ellenállás és 10 kHz sáv szélesség esetén a termikus zaj $1,3 \mu\text{V}_{\text{eff}}$ értékű.

A fentiek figyelembevételével 10 kHz sáv szélességre $1 \mu\text{V}_{\text{eff}}$ bemenetre vonatkoztatott, rövidrezárási zaj specifikáció elérése tűzhető ki.

A biológiai vizsgálatoknál a diagnosztikai méréseknél differenciál bemenetű erősítőket alkalmaznak. Ezek ideális esetben csupán a bemenetek közötti jelfeszültség-különbséget erősítik, a bemenetekre közösen ható jelekre, az un. közös módusu zavarójelekre érzéketlenek.

Ezt az ideális állapotot elérni nem lehet, azonban az erősítő közös módusu zavarójel elnyomását (CMRR) úgy kell megválasztani, hogy a szokásos szintű maximális értékű közös módusu zavarójelek a kimeneti jelet ne befolyásolják. A közös módusu zavarójel nem okoz zavart, ha a kimeneten lévő zavarás a zajszintnél kisebb.

Mivel általában a jelforrást, a pácienszt földelik, a közös módusu zavarójelek maximális szintje 100 mV-nál kisebb. 100 mV-os közös zavarójel és 1 μ V-os bemeneti zajszint esetén 10^5 -szeres, azaz 100 dB-es közös módusu zavarójel elnyomás elegendő.

A leggyakrabban az 50 Hz-es hálózati frekvencia okoz közös módusu zavart, ezért a maximális közös módusu zavarójel elnyomást is ezen a frekvencián és ennek kisrendszámú páratlan harmonikusain (pl. 150, 250 Hz) kell biztosítani. Nagyobb frekvenciákon 1 kHz-nél nagyobb frekvencia sávban már 40-50 dB-es közös módusu zavarójel elnyomás is elfogadható. A jelforráshoz kapcsolódó erősítő fontos jellemzője a bemeneti impedancia, amelynek általában ohmikus és kapacitív összetevője van. A bemeneti impedancia ohmos összetevője, ha értéke a jelforrás (elektróda) ellenállásánál 2 vagy 3 nagyságrenddel nagyobb, csupán a jelek igen kis, 1 %-nál kisebb, a gyakorlatban észrevehetetlen csökkenését okozza. Ebből következően 10 Mohm nagyságrendű bemeneti ellenállás megfelelőnek látszik. A bemeneti impedancia ohmos komponensét nem a jelcsillapítás, hanem az általa aszimmetrikus belső ellenállású jelforrásnál okozott közös módusu zavarójel elnyomás csökkenésének megengedhető értéke alapján célszerű megválasztani és Gohm nagyságrendű bemeneti ellenállás-érték elérését célul kitűzni.

A bemeneti impedancia kapacitív összetevője a nagyfrekvenciás jelkomponenseket csillapítja.

Tulságosan nagy bemeneti kapacitás, vagy elektróda ellenállások esetén a csillapítás igen jelentős lehet, amely megváltoztatja a jelek karakterét és a kiértékelést lehetetlenné teszi.

A bemeneti impedancia kapacitív összetevőjét egy járulékos elem, a bemenetet és a jelforrást összekapcsoló árnyékolt kábel kapacitása jelentősen megnövelheti. Ezt a kapacitást, ill. a frekvencia-átvitelt korlátozó hatását kapacitás-kompenzáló áramkörökkel lehet csökkenteni. A legtökéletesebb megoldás azonban az, ha nincs kompenzálendő kapacitás, vagy a kompenzálendő kapacitás kicsi. Ennek biztosítására a kisméretű előerősítő szondaszerű kiképzése szolgálhat, amely a jelforrás közvetlen közelébe helyezhető.

A bemeneti impedancia kapacitív összetevőjének minimális értékét a bemeneten alkalmazott tranzisztorok és alkatelemek (csatlakozó, kapcsoló) kapacitása határozza meg, 2×15 pF-os érték a legtöbb alkalmazáshoz megfelelő, mivel még 1 M-ohmos elektróda ellenállások esetén is lehetővé teszi a 10 kHz -es felső határfrekvencia elérését.

Ezzel befejezzük az egységes erősítő főbb célspecifikációs adatainak, a célkitűzés szempontjainak ismertetését, és visszatérünk az áramköri megoldások bemutatására.

2. A programozható egységes erősítő áramköri felépítése

Az erősítő felépítésének tömbvázlata az 1. ábrán látható.

Az erősítő a következő főbb részeket tartalmazza:

- E_1, E_2 előerősítő
- E_3, E_4 főerősítő
- E_5 a-b programozó rész.

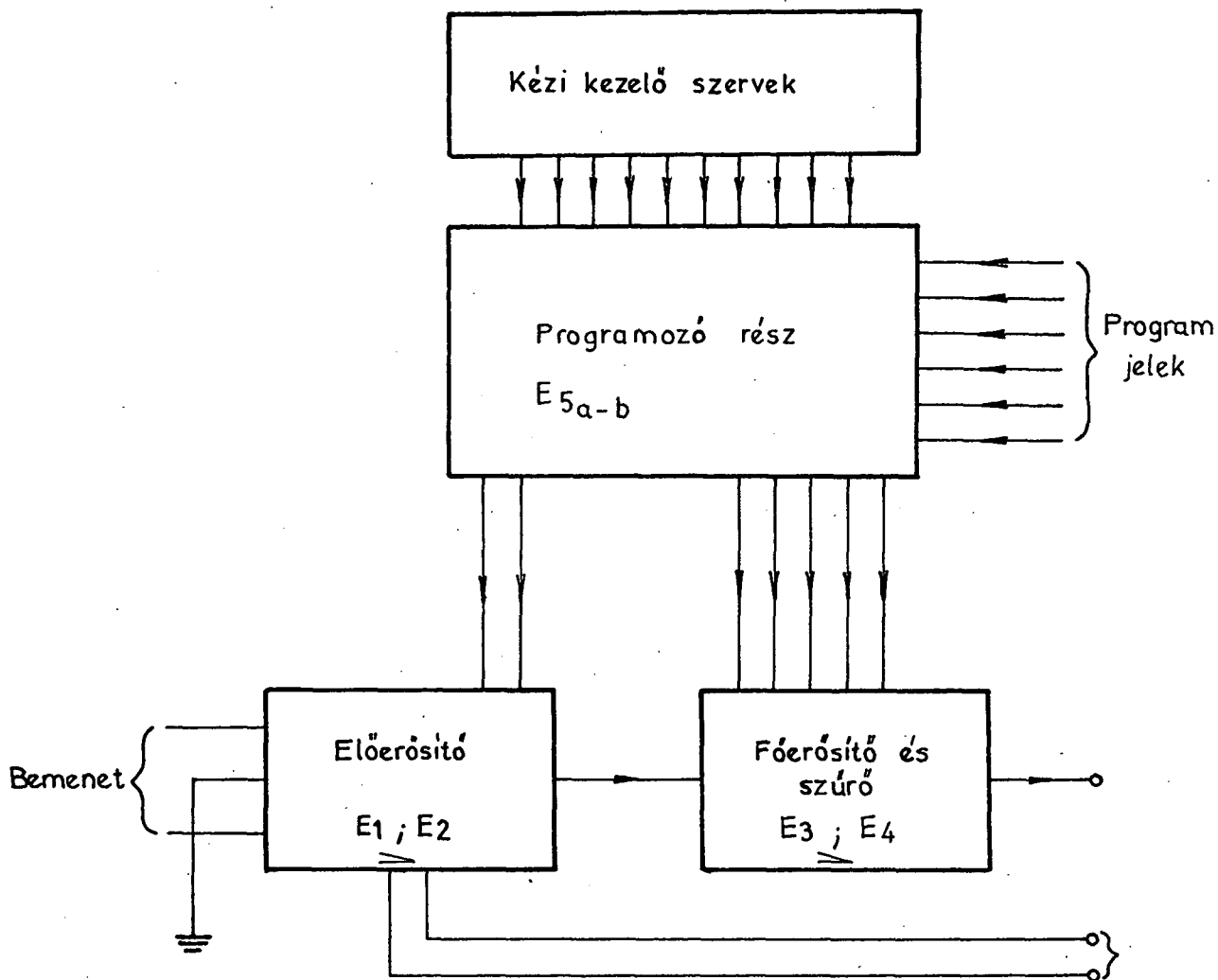
Az ezekhez kapcsolódó szabályozó elemek:

Érzékenység kapcsoló

Kisfrekvenciás }
Nagyfrekvenciás } szűrőkapcsolók

Üzem mód kapcsoló

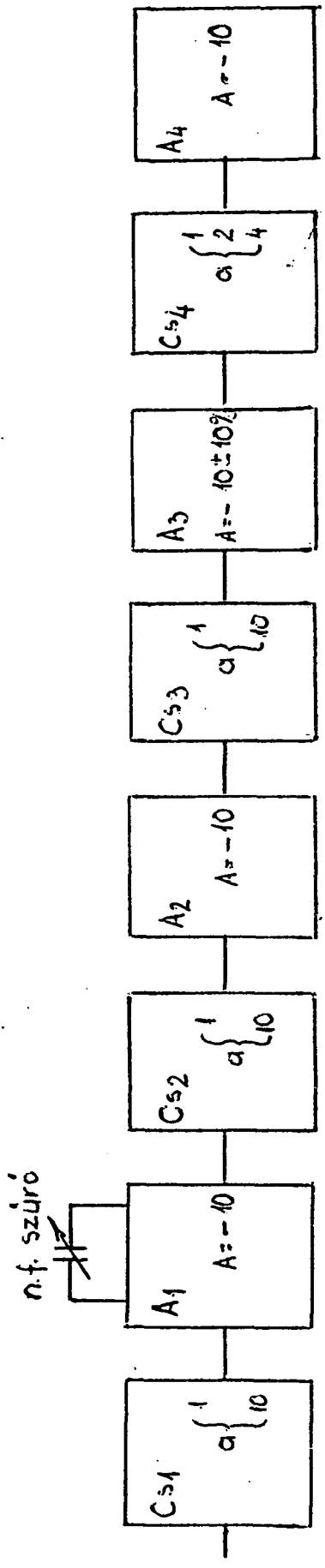
Az előerősítő kapcsolástechnikai felépítésével jelen előadásunkban részletesebben nem foglalkozunk. A főerősítő rész maximális erősítése 10^4 -szeres. Ez az erősítés 4 db 10 -szeres erősítésű, lényegében azonos felépítésű erősítő fokozattal valósítható meg. Az erősítő fokozatok között vannak elhelyezve a csillapítók. A főerősítő rész felépítése a 2. ábrán látható. Az erősítő fokozatokban 741 típusú műveleti erősítők kerültek alkalmazásra. Ezek 1 MHz körüli erősítés-sávszélesség szorzata 10 -szeres erősítésnél a fokozatok 100 kHz -es sávszélességét biztosítja. Négy fokozat esetén az eredő sávszélesség kb. $43\text{-}45 \text{ kHz}$ -re csökken, amelyet a célspecifikáció ál-



1. ábra
A programozható egységes erősítő tömbváz-
lata

tal megkívánt max. 20 kHz-re az első erősítő visszacsatoló áramkörébe kapcsolt kondenzátor állít be. Az első fokozat visszacsatoló kondenzátorának változtatásával állítható be a felülvágó szűrő határfrekvenciája is. A szűrőnek a bemeneti fokozatba helyezésével elkerülhető a további fokozatok tulvezérlése a szűrő határfrekvenciájánál nagyobb frekvenciájú zavarójelek hatására.

A csillapítók olyan felépítésűek, hogy az erősítők bemeneti pontján csillapítástól függetlenül állandó ellenállást, és az utol-



2. ábra

A főerősítő rész felépítése

só osztó kivételével 1:1, ill. 1:10 osztási viszonyt biztosítanak. Az osztók az erősítés csökkentésekor az erősítő végétől (kimenete felől) lépnek egymás után működésbe. Így biztosítható az egyes erősítő fokozatok optimális kivezérlése.

Az osztó és a hozzá kapcsolódó erősítő fokozat kapcsolási felépítése a 3. ábrán látható.

Maximális fokozat-erősítésnél a jel az R_1 ellenálláson keresztül jut az erősítő invertáló bemenetére.

Ekkor a fokozat erősítése

$$A_{M_i} = -\frac{R_5}{R_1} \quad /2/$$

lesz. Az osztó bekapcsolásával az erősítés

$$A_m = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot \frac{-R_5}{R_2 \times R_3} = -a \frac{R_5}{R_1} = aA_{M_i}, \quad /3/$$

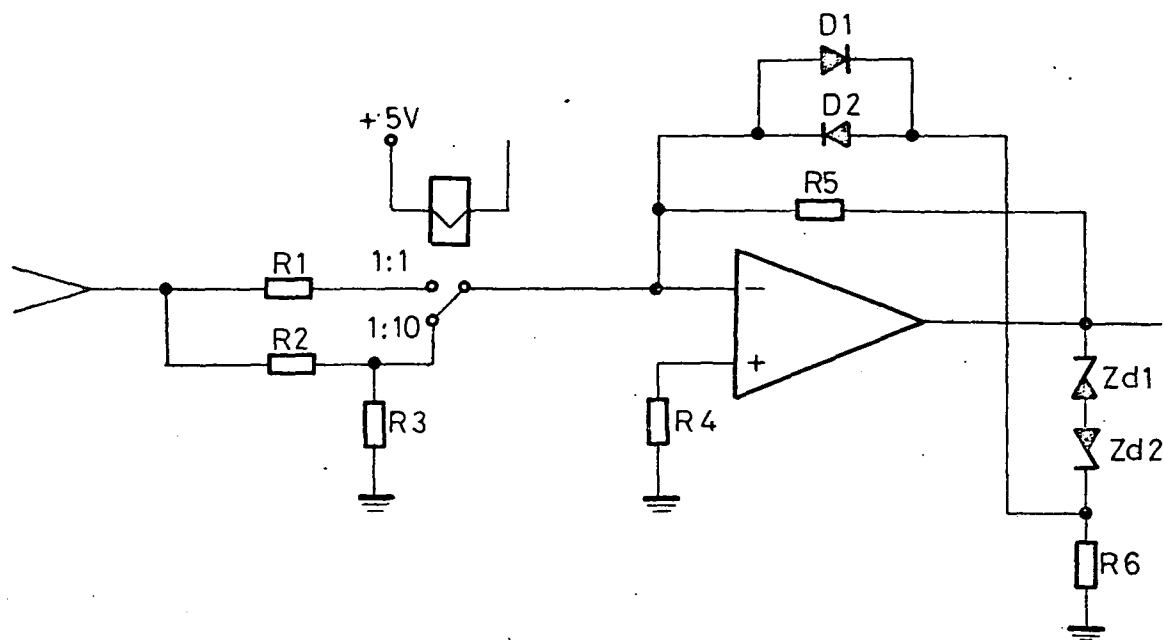
ahol a az osztó csillapítása.

Az osztók kapcsolása védőgőzos reed jelfogókkal történik. A megoldás előnye, hogy az erősítő kényes bemeneti pontját nem kell nagy távolságra, kábelkorbácsban vezetni a kapcsolóhoz, valamint az, hogy a reed jelfogók igen nagy megbízhatóságúak.

Az erősítők tulvezérlés utáni gyors feléledését az R_5 visszacsatoló ellenállással párhuzamosan kapcsolt védőáramkörök biztosítják. Tulvezérlés esetén, polaritástól függően az egyik Zener dióda átüt és az R_6 -on átfolyó áram az invertáló bemenetre kapcsolt egyik diódát kinyitja, így a fellépő erős negatív visszacsatolás a kimeneti feszültség további növekedését meggátolja.

3. A programozási funkciókat megvalósító áramkörök

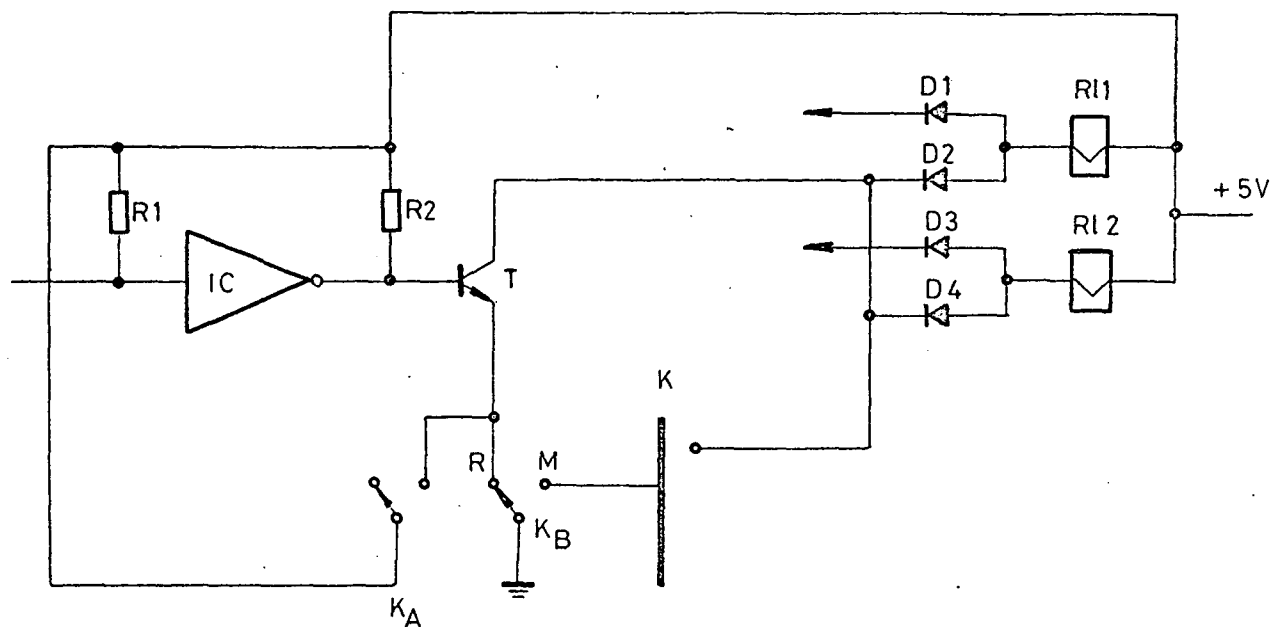
Ezeknek az áramköröknek feladata, hogy külső villamos vezérlő jelekkel, vagy a készülék kezelőszerveivel a működési funkciókat megvalósító relés áramköröket működtessék.



3. ábra
Egy erősítő fokozat kapcsolása

Egyes vezérlési funkciót megvalósító áramkör alapkapcsolása a 4. ábrán látható.

A programozás beavatkozó szervei az $R1_1$ és $R1_2$ relék. Ezek vagy a K kapcsolóval (kézi vezérlő szerv), vagy külső jel hatására a T kapcsolótranszisztorral működtethetők. Kézi vezérlés (az un. manual) üzemmódban a K kapcsoló a relévezetékeket a földre kapcsolja. Ilyenkor a T kapcsoló transzisztor, mivel emittere +5 V tápfeszültséget kap, nem működik, és vezérléstől függetlenül kikapcsolt állapotban van. Távvezérelt (remote) üzemmódban a T kapcsoló transzisztor emittere a földre kerül, így vezérelhető, és a vezérléstől függően nyit vagy zár. Az 1 nyitott kollektoros inverter bemenetére logikai 0-t kapcsolva (vagy a bemenetét leföldelve) a T tranzisztor bekapcsolt állapotba hozható. Ha az inverter bemenetén logikai 1 szint van, a T nem vezet és a kollektorkörében lévő relék alapállapotukba kerülnek. A relékkel sorbakötött diódák



4. ábra

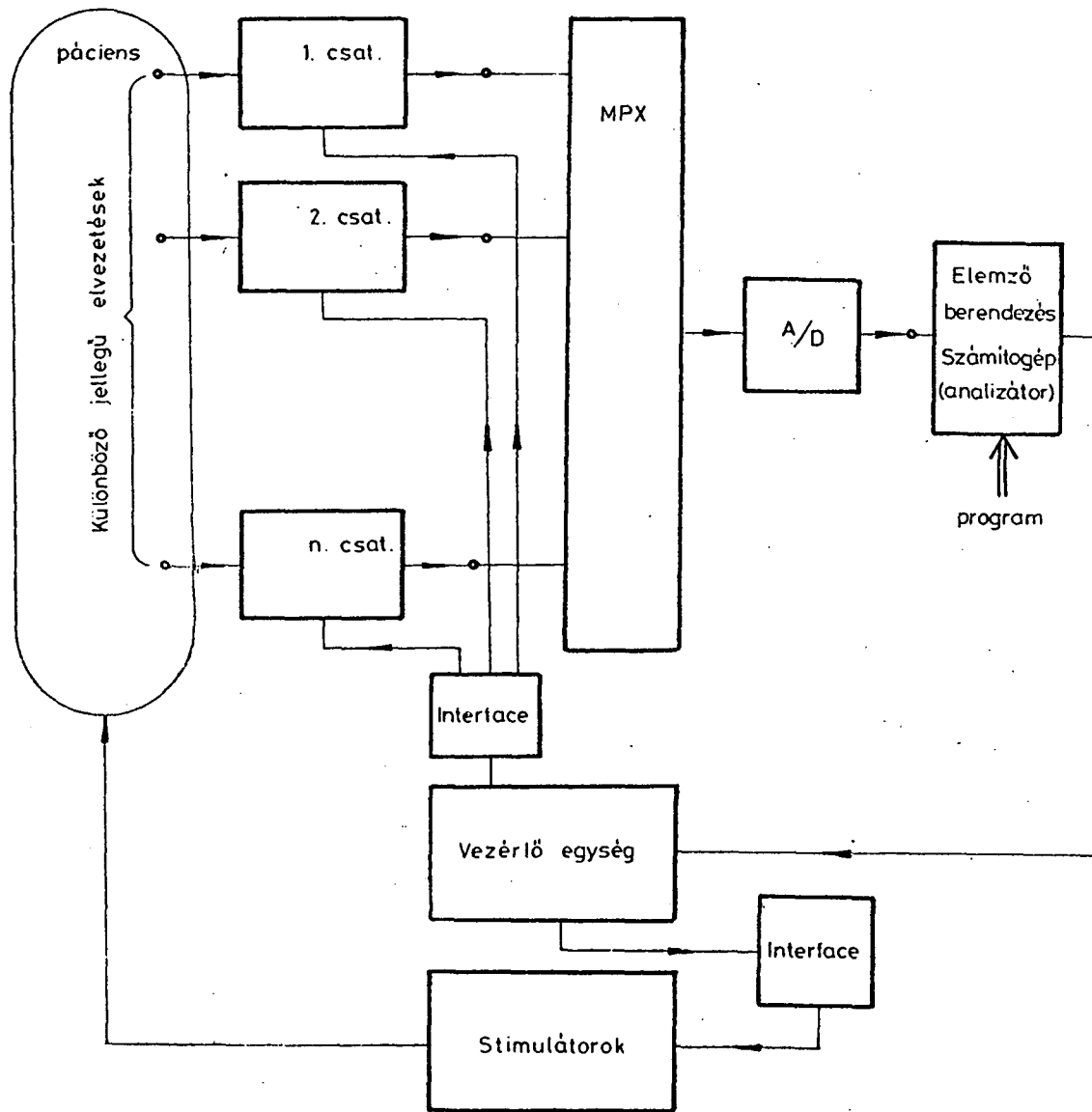
Programozó egy részegységének kapcsolása

segítségével biztosítható, hogy egy relé több vezérlő pontról is működtethető legyen. Ugyanakkor a diódák megakadályozzák a különböző relé-vezérlő áramkörök egymásra hatását. Pl. az $R1_1$ és $R1_2$ vezérlése esetén a más funkcióknál (méréshatároknál) a D_1 és D_3 dióda záróirányu előfeszítést kap, így áramot nem vezet és ez az áramkörök között tökéletes szeparációt biztosít.

A különálló egységet alkotó előerősítő a főerősítő rekeszfiókhoz kb. 2 m hosszú hajlékony kábellel csatlakozik. Az előerősítő mérete kompatibilis a szokásos miográfias elektróda tartódobozokkal, esetleg abban elhelyezhető.

A kifejlesztett, jelen előadásunkban ismertetett programozható erősítő első lépés a teljesen automatikus programozható diagnosztikai mérőrendszer felé. A következő években intézetünk ilyen irányú munkája folytatódik, és a rendszer további elemei is kidolgozásra kerülnek.

A teljes programozható diagnosztikás mérőrendszer tömbvázlata az 5. ábrán látható. A vizsgált páciensre a vizsgálati körülményektől függő elvezetésekkel N csatornás erősítőrendszer csatlakozik. Az egyes erősítők működési paramétereit, pl. erősítést, sávszélességét a vezérlő egységből jövő jelek határozzák meg, a rendszerbe betáplált, pl. lyukszalagon rögzített program alapján. Az egyes erősítő csatornák kimeneti jele N bemenetű analóg multiplexeren keresztül gyors analóg-digitális konverterre kerül. A felerősített, digitalizált jelet a konverter a mérési adatok elemzését végző számítógépbe táplálja. A számítógépes elemzés eredményei alapján a vezérlő egység változtatja a mérési feltételeket, beállítja az erősítőt, meghatározza a stimulátorok ingerjeleinek paramétereit, így a számítógép aktívan bekapcsolódik a vizsgálatba, biztosítja az optimális mérési körülményeket. Az ehhez vezető ut egyik állomásnak fejlesztési eredményeiről a-kartunk előadásunkkal tájékoztatást nyújtani.



5. ábra
Programozható diagnosztikai mérőrendszer
tömbábrája



F . k . : Dr. Muszka Dániel

Készült a JATE Sokszorosító Üzemében.

Engedélyszám: 34030 . Méret: A/4.

Példányszám: 200 . F.v.: Lengyel Gábor.