

JÓZSEF ATTILA TUDOMÁNYEGYETEM KIBERNETIKAI LABORATÓRIUM
NEUMANN JÁNOS SZÁMÍTÓGÉPTUDOMÁNYI TÁRSASÁG SZEGEDI CSOPORTJA

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

2. KOLLOKVIUM

Szeged 1971



SZÁMITÁSTECHNIKAI
ÉS KIBERNETIKAI MÓDSZEREK
ALKALMAZÁSA AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN
ÉS BIOLÓGIÁBAN

A Neumann János Számítógéptudományi Társaság
Szegeden, 1971 december 6-7-8-án
tartott kollokviumának anyaga

- O -


SZERKESZETTE

MUSZKA DÁNIEL

HANTOS ZOLTÁN

MADARÁSZ ISTVÁN

Szeged, 1972 április





Felelős kiadó: Dr. Muszka Dániel tudományos osztályvezető

Készült a JATE sokszorosító műhelyében, Szeged

Engedélyszám: 1.035. Példányszám: 160

Méret: A/4

F.v.: Papp László

E L Ó S Z Ó

A Neumann János Számítógéptudományi Társaság szegedi csoportja 1971 decemberében másodízben rendezte meg a "Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és biológiában." című kollokviumát. Ez a második szegedi kollokvium - az elsőhöz hasonlóan - a hazai bio-kibernetikai kutatás és orvosi irányu számítástechnikai alkalmazások fóruma volt.

Kiadványunk a kollokviumon elhangzott 30 belföldi és 3 külföldi előadást, a kiszámítógépek orvosi alkalmazásairól tartott kerekasztal konferencia anyagát, valamint a résztvevők névsorát tartalmazza.

Ha az olvasó e kötet anyagát az első kollokvium mércéjével méri, úgy kétségtelenül a témák mélységi és kiterjedésbeli fejlődését fogja tapasztalni. Ez mindnyájunkat örömmel tölt el, de azt is látnunk kell, hogy a hazai kutatás és mindenekelőtt az alkalmazások terén a nemzetközi (európai) szintet még korántsem értük el. Ez a felismerés szab irányt jövődő munkánknak és ez indokolja a jelen kiadvány közrebocsátását is.

Köszönetet mondunk mindazoknak, akik aktív részvételükkel hozzájárultak második kollokviumunk sikeréhez, valamint a MTESZ Csongrád megyei szervezetének, a József Attila Tudományegyetemnek továbbá a MEDICOR Műveknek, amely a kollokvium és jelen kiadvány létrejöttéhez anyagi segítséget nyújtott.

Szeged, 1972 április

a Szerkesztőbizottság

A KOLLOKVIUM ELNÖKEI:

K a l m á r László
akadémikus
a Neumann János Számítógéptudományi
Társaság szegedi Csoportjának elnöke

L i s s á k Kálmán
akadémikus

A c z é l György
minisztériumi főosztályvezető

M a d a r á s z István
egyetemi adjunktus

RENDEZŐBIZOTTSÁG:

Elnöke:

M u s z k a Dániel
tudományos osztályvezető
a Neumann János Számítógéptudományi
Társaság szegedi Csoportjának titkára

Tagjai:

C s e r n a y László
egyetemi adjunktus

H a n t o s Zoltán
tudományos munkatárs

H u n y a Péter
tudományos munkatárs

K l u k o v i t s Lajos
egyetemi tanársegéd

M a d a r á s z István
egyetemi adjunktus

A KOLLOKVIUM RÉSZTVEVŐI:

D r . A c z é l György
Egészségügyi Minisztérium

A c z é l Klára
orvostanhallgató, Budapest

Á g o s t o n Mihály
MEDICOR Művek, Budapest

A m b r ó z y Denise
MTA Automatizálási Kutató Intézet,
Budapest

H. A m b r u s Margit
JATE Kibernetikai Laboratórium

B a k Miklósné
Távközlési Kutató Intézet

B a k s a Dezső
EMG Esztergom

B e n c z e József
Műszeripari Kutató Intézet,
Budapest

D r . B e n e d e k György
SZOTE Élettani Intézet

B i h a r i Ottó
Egészségügyi Minisztérium Országos
Testnevelés- és Sportegészségügyi
Intézete, Budapest

B i l l i n g Ádám
Gamma Művek, Budapest

B o d a Krisztina
SZOTE Számítástechnikai Csoport

B o g d á n f y Géza
NIM IGÜSzi, Budapest

B o r Pál
EGyT Gyógyszervegyészeti Gyára,
Budapest

D r . B u d a József
POTE Egészségügyi Szervezési Intézet

C z o p f János
POTE Élettani Intézet

C s á k i Péter
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

C s a t á r Györgyné
BME Villamosmérnökkari Matematika
Tanszék, Budapest

D r . C s e r n a y László
SZOTE I. Belklinika

D r . C s i b i Sándor
Távközlési Kutató Intézet, Budapest

C s i r i k János
JATE Matematika Alapjai és
Számítástechnikai Tanszék

D r . C s o b ó n György
DOTE Egészségügyi Szervezési Intézet

D e m e t e r Sándor
MTA Biológiai Központ, Szeged

D é v a i Ferenc
Távközlési Kutató Intézet, Budapest

E ö r y Ajándok
NIM IGÜSzi, Budapest

E r d ő s Péter
VIDEOTON Rt, Budapest

F a j s z i Csaba
MTA Biológiai Központ, Szeged

F o d o r Dezső
Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
Budapest

D r . F o n t o s György
Fővárosi Bőr- és Nemibeteg gondozó
Intézet Központja, Budapest

F i s c h e r János
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

F u l ö p József
JATE Kibernetikai Laboratórium

G a á l Aladár
POTE Egészségügyi Szervezési Intézet

D r . G h y c z y Kálmán
Országos Kardiológiai Intézet,
Budapest

G u l y á s Ottó
Távközlési Kutató Intézet, Budapest

G y é m á n t Iván
JATE Elméleti Fizikai Intézet

G y ő r f i László
Távközlési Kutató Intézet,
Budapest

D r . G y ő r i István
SZOTE Számítástechnikai Csoport

D r . H a h n István
Ujvidéki Egyetem Számítóközpontja,
Szabadka

D r . H a n t o s Zoltán
JATE Kibernetikai Laboratórium

H a y György
MEDICOR Művek, Budapest

H o r v á t h István
EMG, Esztergom

D r . H o r v á t h Mihály
Állami Kórház, Balatonfüred

H o r v á t h Péter
MEDICOR Művek, Budapest

H u n y a Péter
JATE Kibernetikai Laboratórium

J é k e i András
Gamma Művek, Budapest

D r . J o h n , Roy
Brain Research Laboratories, New York
Medical College, New York

D r . K a l m á r László
JATE Kibernetikai Laboratórium

K a n y á r Béla
SOTE Számítástechnikai Csoport

K a r m a z s i n Piroska
Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
Budapest

D r . K a r m o s György
POTE Élettani Intézet

D r . K e l l é n y i Lóránd
POTE Élettani Intézet

D r . K e n e d i Péter
Orvostovábbképző Intézet, II. Belosztály,
Budapest

D r . K é r i Zoltán
SOTE Radiológiai Klinika

K i s s Károly
EMG Esztergom

D r . K i s z e l y György
SZOTE Biológiai Intézet

K l u k o v i t s Lajos
JATE Bolyai Intézet

K o b z o s László
Távközlési Kutató Intézet,
Budapest

K ó n y a István
ESzTIK, Budapest

D r . S . K o p p Mária
Országos Munkaegészségügyi Intézet,
Budapest

D r . K o v á c s Bertalan
Városi Tanács Kórháza, Vác

K o v á c s Győző
Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
Budapest

D r . K o v á c s Jenő
Városi Tanács Onkológiai Gondozó,
Cegléd

D r . K o v á c s Zoltán
Szeged Városi Tanács

K o z m a n n György
Központi Fizikai Kutató Intézet,
Budapest

D r . L a m m György
Országos Kardiológiai Intézet,
Budapest

D r . L e v i a l d i , Stefano
Laboratorio di Cibernetica del C.N.R.,
Nápoly

D r . L i s s á k Kálmán
POTE Élettani Intézet

L o v a s Lászlóné
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

L ú k á c s Katalin
VIDEOTON Rt, Budapest

D r . M a d a r á s z István
SZOTE Élettani Intézet

D r . M a j t é n y i Gábor
Pest megyei Kórház Semmelweis
Kórháza, Budapest

D r . M a k a y Árpád
JATE Kibernetikai Laboratórium

M a r o s i Judit
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

D r . M a r t i n János
Országos Munkaegészségügyi Intézet,
Budapest

D r . M e d v e c z k i Pál
Honvédelmi Minisztérium

M e g y e s i Csabáné
VIDEOTON Rt, Budapest

M o l n á r László
Távközlési Kutató Intézet, Budapest

D r . M u r á n y i László
SZOTE Gyermekklinika

D r . M u s z k a Dániel
JATE Kibernetikai Laboratórium

Müller Gyula
EMG, Budapest

B. Nagy András
Távközlési Kutató Intézet,
Budapest

Dr. Nemessuri Mihály
Testnevelési Főiskola Kutatóintézete,
Budapest

Dr. Németh József
Országos Kardiológiai Intézet,
Budapest

Némethi István
NIM IGÜSzi

Dr. Novaszeli Ferenc
Városi Tanács Kórháza, Szeged

Pap Imre
MEDICOR Művek, Budapest

Popper György
VIDEOTON Fejlesztési Intézet

Dr. Sarkadi Ádám
Országos Idegsebészeti Tudományos
Intézet, Budapest

Sánta Lóránt
Számítástechnikai Koordinációs
Intézet, Budapest

Dr. Schwarczmann Pál
Orvostovábbképző Intézet II.
Belosztály, Budapest

Dr. Sebestyén Ferenc
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

Skrabski Árpád
KERINFORG, Budapest

Spitkó Ernő
Gamma Művek, Budapest

Dr. Szabó Rezső
SZOTE II. Belklinika

Dr. Szabó Tibor
DOTE I. Belgyógyászati Klinika

Dr. Szekeres István
SZOTE Gyermekklinika

Szekeres László
SZOTE Élettani Intézet

Szerényi László
egyetemi hallgató, JATE

Székelly Endre
Távközlési Kutató Intézet, Budapest

Széphalmi Géza
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat,
Budapest

Szutrély Judit
SOTE Számítástechnikai Csoport

Dr. Tényi Jenő
POTE Egészségügyi Szervezési Intézet

Toperczer Ákos
VIDEOTON Rt, Budapest

Tóth János
SOTE Orvosi Vegytani Intézet

Török Attila
SZOTE Élettani Intézet

Végső László
Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
Budapest

V é r ő M i h á l y
MTA Biológiai Kutatóintézete,
Tihany

V o g e l L á s z l ó
EMG, Budapest

V ö r ő s s F e r e n c n é
Számítástechnikai Koordinációs
Intézet, Budapest

W ö l f i n g e r M i k l ó s
EMG, Esztergom

Z s o h á r J á n o s
Műszeripari Kutató Intézet
Budapest

Számítástechnikai Koordinációs Intézet

Számítógépes orvostudományi bázisok

Kovács Győző

B e v e z e t é s

A szegedi kollokvium népszerűsége azt bizonyítja, hogy a számítástechnika, mint tudomány sajátos módszereivel, vagy mint szolgáltatás, nagy határfoku eszközeivel egyre inkább tért hódít az orvostudomány különböző területein. Az idei kollokviumon elhangzó előadások remélhetően megfelelő módon bizonyítani fogják, hogy eredmények is vannak, kialakultak Szegeden, Budapesten, Pécsen és az ország más helyein olyan csoportok, akik a számítástechnikát az orvostudományban is alkalmazzák.

Ennek ellenére úgy vélem, azt kell mondanunk, hogy - összehasonlítva más, főleg a műszaki tudományok különböző területeivel, vagy az ipari, adminisztratív alkalmazásokkal - az orvostudományban való számítógép-alkalmazás volumene még mindig nagyon kismértékű.

I. A számítógép alkalmazásának főbb területei az orvosi gyakorlatban

1. A kutatás

A hazai számítástechnikára éppen az jellemző, hogy először és nagyon sokáig a kutatók kezdték alkalmazni a számítógépet és a számítástechnikai módszereket, és csak évekkel később jutottak el ezek az eredmények a napi rutinproblémákkal küzdő szakemberekhez. A rendelkezésemre álló információk szerint a jelenlegi orvosi számítástechnikai alkalmazások is ebben a stádiumban vannak.

2. Orvosi alkalmazások

A téma illusztrálására idézet egy beszélgetésből:

"Nyilvánvaló, hogy a számítógép nem pótolhatja az orvost. Talán a gyakorló orvosok egy része éppen azért idegenkedik a géptől, mert az az érzése, hogy a géppel őt akarják helyettesíteni, pedig a va-

lóság az, hogy éppen neki akarnak segíteni."

Az orvosi gyakorlatban a gép feladata egy-egy fontosabb jelenség analizálása, az információk gyors és pontos előkeresése, felhasználva a számítógép alapvető jellemzőit, a tárolási és visszakeresési lehetőségeket.

Nyilvánvaló tehát, hogy minden olyan orvosi terület megköveteli a számítógépet, ahol nagymennyiségű információ kezelését kell gyorsan elvégezni.

Érdemes még egyszer felhívni a figyelmet arra, hogy a gép csak végrehajtja a feladatot, és az eredmény attól függ, hogy milyen szakszerű és pontos volt az előkészítés és mennyire célratoró és egyértelmű a feladat megfogalmazása, tehát az orvosi szaktevékenység.

3. Az orvosi - kórházi adminisztráció

Ez az alkalmazási terület nem sokban különbözik az egyéb gépi adminisztrációs tevékenységtől. Hogy mégis érdemes megemlíteni, az nyilvánvaló, hiszen a - főleg gyakorló - orvosok sokszor panaszkodnak, hogy az adminisztráció elvonja őket a gyakorlati munkától, és egyre kevesebb idejük jut a betegekkel való törődésre, foglalkozásra.

II. A hazai számítógép helyzet

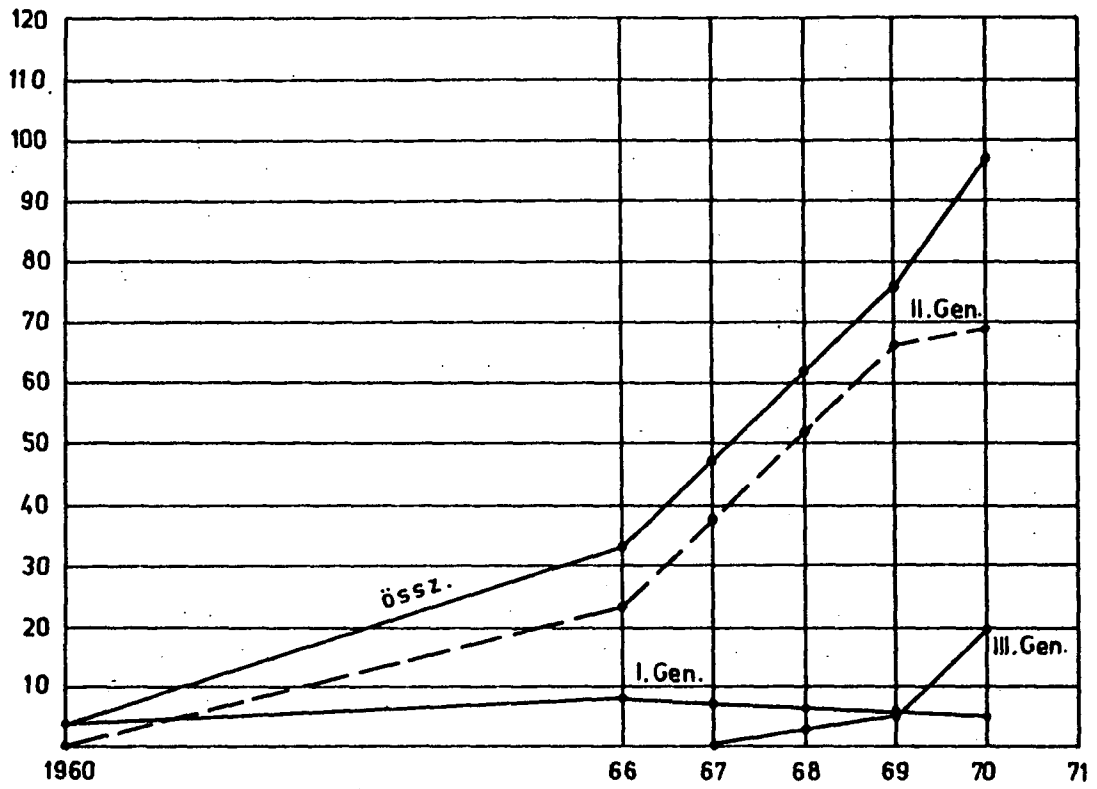
Mielőtt az orvosi alkalmazók részére összefoglalnánk a jelenlegi számítógép lehetőségeket, érdemes áttekintenünk röviden a hazai számítógép helyzetet.

Mint ismeretes, műszaki szempontból - igen nagymérvű egyszerűsítéssel - három különböző generációt különböztethetünk meg

- | | | |
|-------------------|---|---|
| a) Első generáció | - | az elektroncsöves, |
| b) Második " | - | diszkrét félvezető elemekből, |
| c) Harmadik " | - | integrált félvezető elemekből épült számítógépek. |

Programozástechnikai, de főleg alkalmazástechnikai szempontból a megkülönböztetés már nem ilyen egyértelmű. A generációs váltást programozástechnikai szempontból úgy lehetne jellemezni, hogy a generációszám növekedésével a gép egyre inkább felhasználó-orientálttá vált, tehát programozástechnikailag a gépi programnyelvek és a programok megoldásának módja közelebb került a programozó személyéhez.

Az 1. ábrán grafikusán bemutatjuk a számítógépek számának változását 1960-70 közötti időszakban. Mint minden statisztika, a bemutatott is ellentmondásokat rejt magában. Például nem egészen definitív, hogy mit nevezünk számítógépnek, vagy hogy egy megrendelt számítógép be- leértendő-e a statisztikába vagy nem.



1. ábra

Az ábrából néhány dolgot azért leolvashatunk, amelyek a következők:

- Az első generációs számítógépek száma csökken, rövidesen selejtezésre kerülnek, új feladatokat ezekre a gépekre készíteni már nem érdemes.
- A második generációs gépek még férfikorban vannak, de a beszerzés üteme lassult, 1971-ben a számuk már lényegesen nem változott. Mivel a hazai géppark többségét ezek teszik ki, jelentőségük rendkívül nagy.
- A harmadik generációs gépek számának nagymértékű növekedése várható. Itt kell megemlítenünk, hogy a szocialista országok közötti kooperációban készülő Egységes Számítógép Rendszer (ESzR) gépei is ebbe a kategóriába tartoznak. 1972-től már megjelennek az első modellek, várhatóan a kedvező szállítási feltételek, szervizellátás stb. meg fogja növelni a vásárlási és alkalmazási kedvet. Ugyancsak ebbe a kategóriába tartoznak a magyar kiszámítógépek is, melyek jelentősége - éppen az e területre vonatkozó tapasztalatok hiánya miatt - nem látszik még eléggé. Talán éppen az orvostudomány az, a korábban felsorolt területek bármelyikét tekintve, amely képes lesz a kiszámítógépek nagyszámu felhasználására.

A hazai számítógépállományról nem lehet beszélni a programállomány némi kritikája nélkül. Nem áll rendelkezésünkre adat arra vonatkozóan, hogy hány ember foglalkozik jelenleg programozással, de számuk meglehetősen nagyra vehető. Ennek ellenére a létrejött szellemi produkció az esetek többségében csak szűk körben kerül felhasználásra. Egy-egy közepes méretű program elkészítésének költsége százezer forintokra tehető, ha figyelembe vesszük, hogy a hazai számítógépeken a gépóra-felhasználás díja 1000 - 23.000 Ft-ig terjed és egy-egy programozó munkaköltsége a 10 - 20.000 Ft/hó értéket is elérheti. Egy-egy program felhasználását sok tényező gátolja, ezek közül felsorolunk néhányat:

- viszonylag sokféle számítógép. A helyzet javul, mert a legújabb számítógépek, beleértve az ESzR berendezéseket is egymással programozási szempontból kompatibilisek.
- A számítóközpontok közötti laza kapcsolat.
- A tájékoztatás hiánya, és az elszigetelt alkalmazástechnikai bázisok.
- A program, mint szellemi tulajdon hivatalos védelme.
- A központi programarchívum hiánya.

Az elmondottak miatt nagyon sok párhuzamos munka folyik, egyforma programok készülnek és éppen ezért az eredmény nem áll arányban a befektetett erőfeszítésekkel. A tervek szerint létrehozzák az országos központi programkönyvtárakat, remélhetően sikerül megoldani a programok védelmét, és így alapot teremteni a szellemi munka nagyobb megbecsülésére.

IV. A hazai számítástechnikai munka jellege

Ha jellemezni kívánjuk a számítóközpontjainkban folyó munkákat, akkor:

- zömében szolgáltatásokat találunk (szervezés, programozás, adatelőkészítés, gép futtatás),
- kisebb részben számítástechnikai kutatást és
- egészen kis mértékben hardware, illetve software továbbfejlesztést.

A számítóközpontokat éppen felszereltségük miatt többnyire a gépkoncentrikusság jellemzi. A 2. ábrán egy átlagos hazai számítóközpontot mutatunk be, amelyet a központi egységhez kapcsolt normál "gépre-orientált" perifériák jellemeznek.

Az ilyen számítógépek alaptulajdonsága, hogy a felhasználót csak akkor "engedi" a közelébe, ha az bizonyos tőle idegen szaktudást is elsajátít, pl. megtanul programozni. A 3. ábra ezt a szituációt ábrázolja, hogy ti. a gép és a felhasználó közé beáll a programozó vagy szervező és a feladat csak akkor oldódik meg, ha az egyetértésükkel találkozik, különben visszakerül a felhasználóhoz.

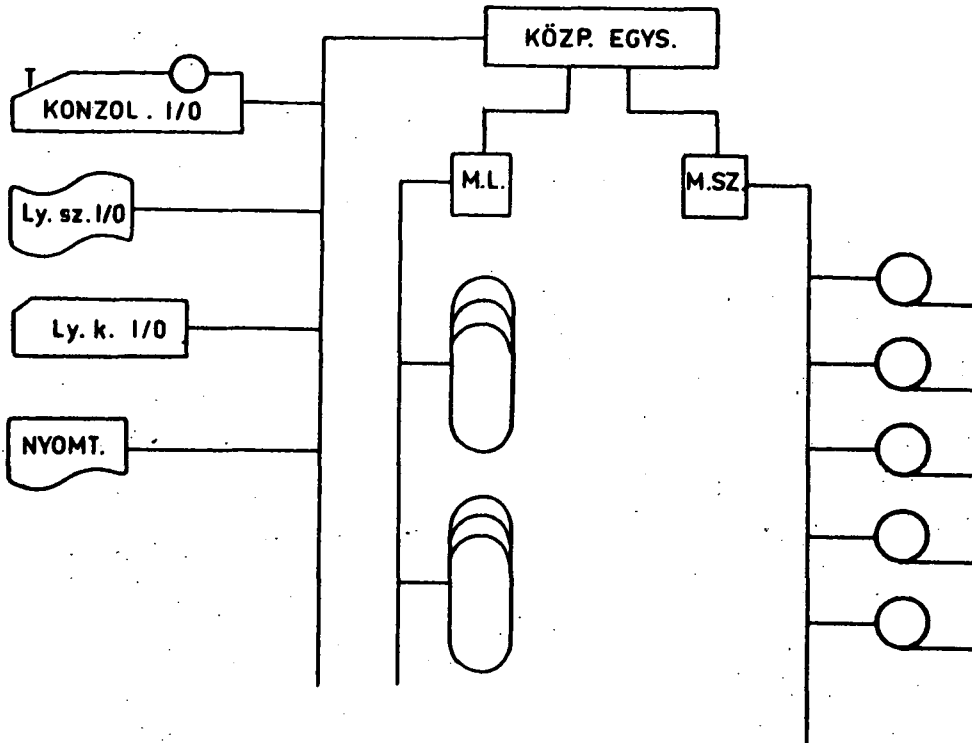
Az ábrázolt ellentmondás többféleképpen megoldható, és napjaink számítástechnikáját éppen az jellemzi, hogy ennek a megoldására törekszik.

A megoldás egyik módja, a felhasználó-orientált perifériák megjelenése. A mérnöki gyakorlatban jelentek meg ezek a berendezések. A 4. képen bemutatjuk az adatbevitelre és kiírásra egyetemesen alkalmas grafikus display-t. A berendezéshez kapcsolt "fényceruzával" felvitt rajz közvetlenül a számítógép memóriájába kerül és ott feldolgozható. A mérnöki alkalmazás, mint a képen is látszik, triviális. Orvosi alkalmazást még nem ismernek, pedig ott is nagyon sok grafikus információ-rögzítés és újrafelhasználás képzelhető el.

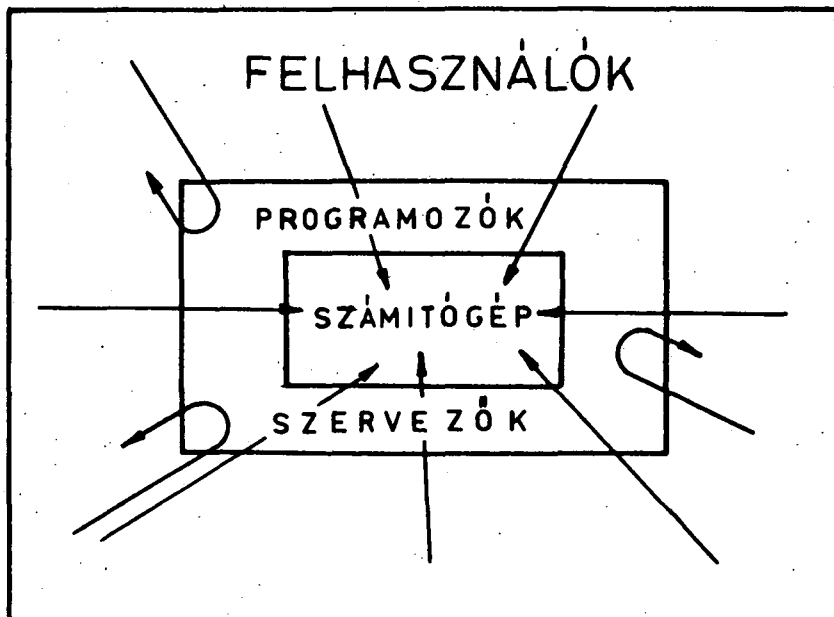
Az 5. képen egy jelolvasásra alkalmas dokumentumot mutatunk be. Az ábra bizonyos pontjaihoz igen/nem információt rendelhetünk, ezt egy ceruza vagy filctoll jellel rögzítjük.

A feldolgozás a dokumentum közvetlen beolvasásával kezdődik. Ha az uthálózat helyére egy érhálózatot vagy anatómiai ábrát képzelünk el, az orvosi alkalmazás rögtön kézenfekvőnek tűnik.

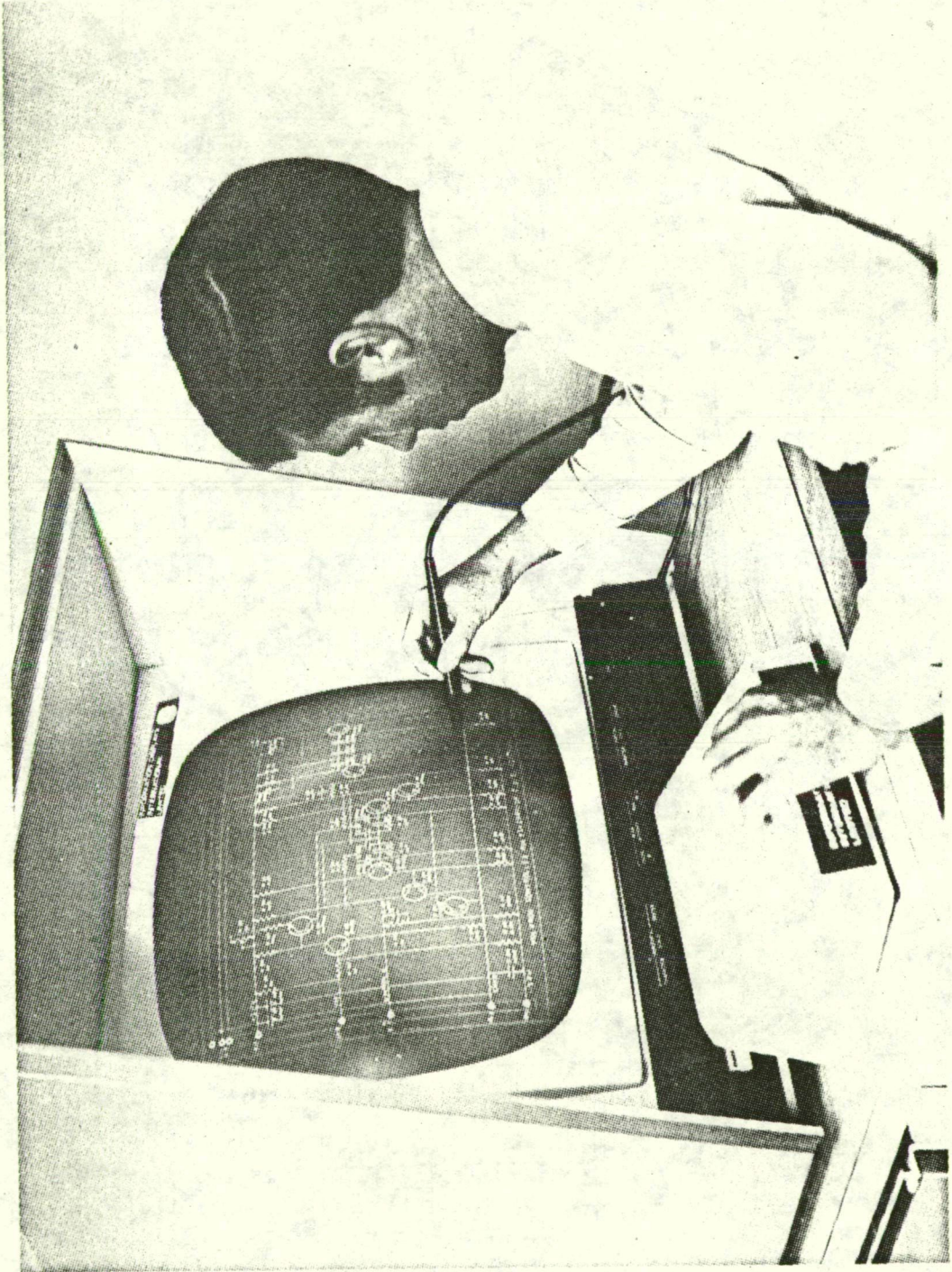
A 6. képen egy alfanumerikus terminál látszik, amelyet nyilvántartási adatok adására és vételére használnak. Ezzel a berendezéssel mindenfajta kérdezős típusú feladat megoldható, mivel lehetőség van a számítógéphez való közvetlen fordulásra és a gyors válasz vételére is.



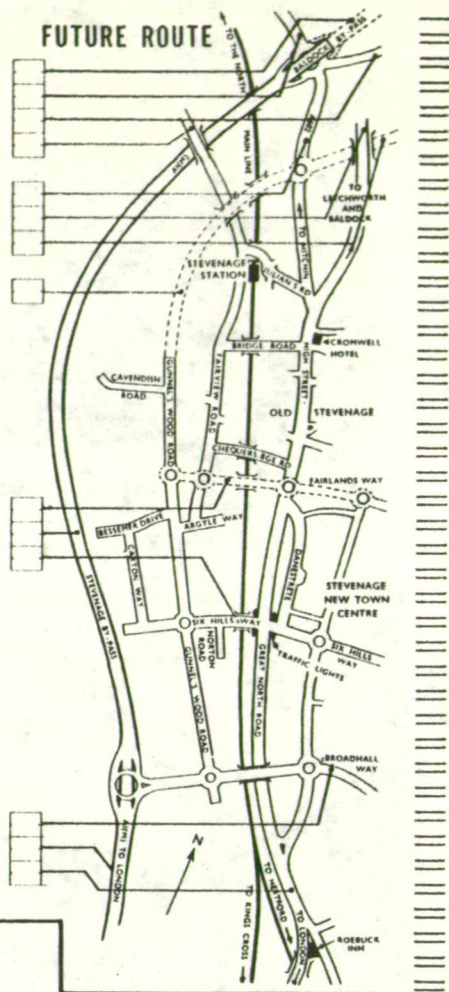
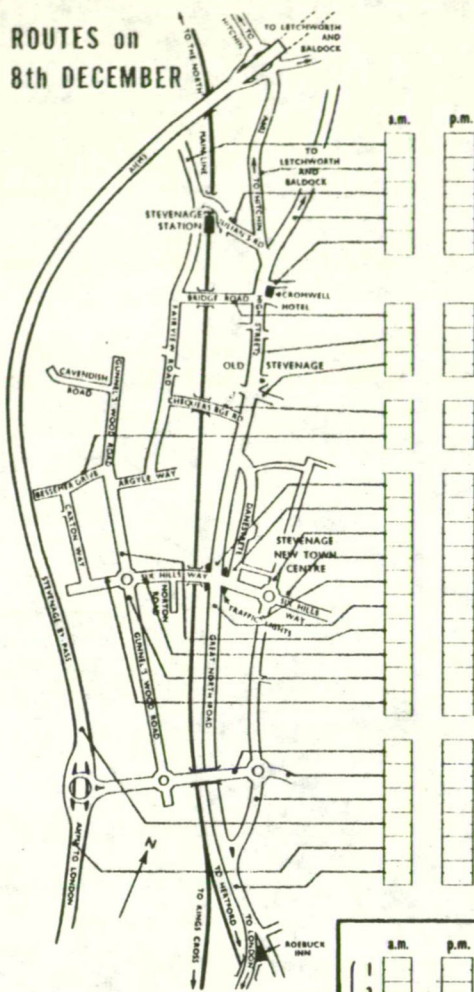
2. ábra



3. ábra



4. ábra



FACTORY ENTRANCE AND EXIT USED

or mark if you park in the road

	a.m.	p.m.
1		
2		
3		
4		
5		
6		

TIME OF ARRIVAL a.m.

7.20	8.00	8.40	After 9.05
7.30	8.10	8.50	
7.40	8.20	9.00	Before 7.15
7.50	8.30		

TIME OF DEPARTURE p.m.

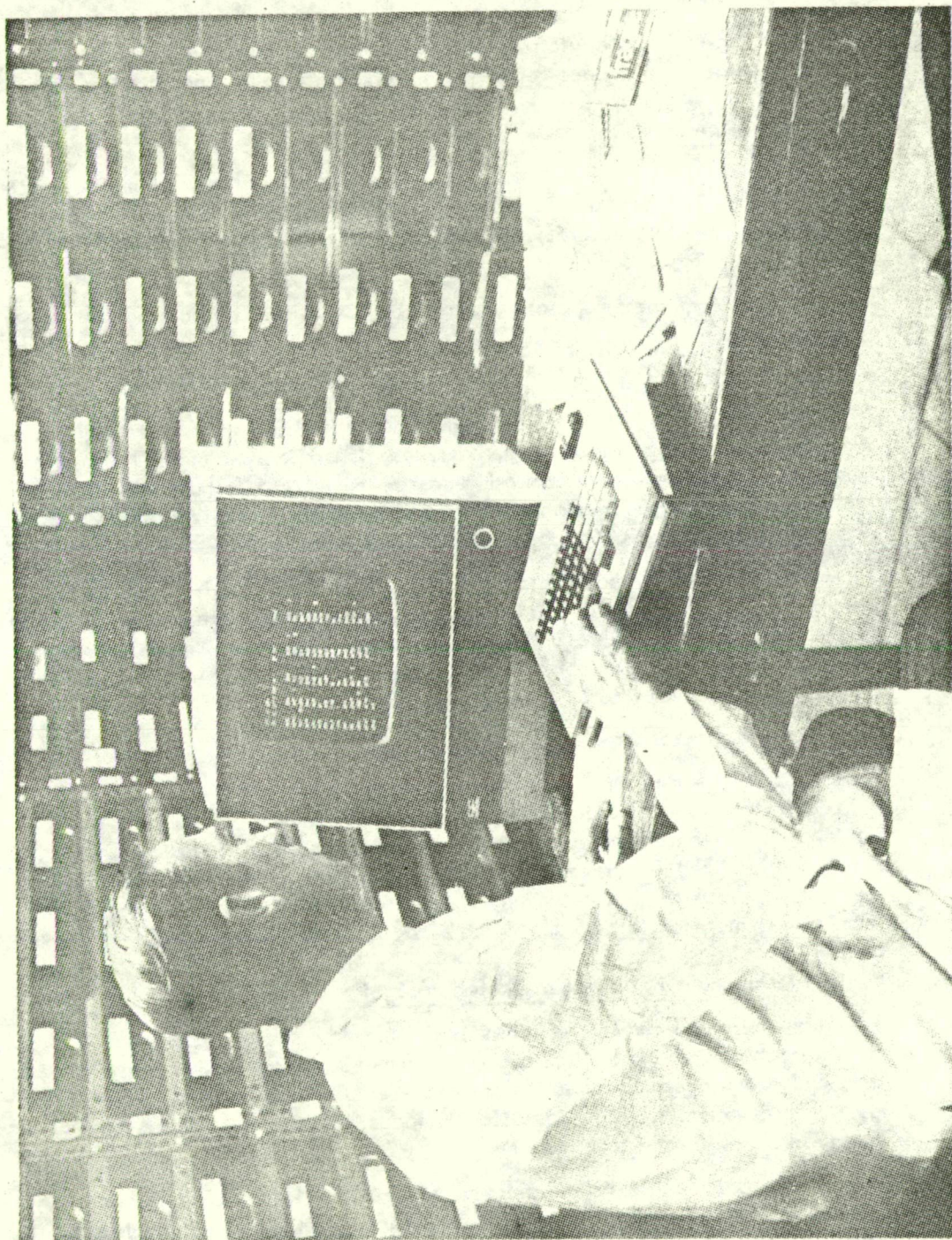
4.30	5.10	5.50	After 6.15
4.40	5.20	6.00	
4.50	5.30	6.10	Before 4.25
5.00	5.40		

- WHERE DO YOU LIVE?
- Broadwater & Oaks Cross
 - Shephall & Bandle Hill
 - Chells
 - Bedwell
 - Almonds Spring & Pin Green
 - Old Town
 - Welwyn or beyond
 - Knebworth area
 - Aston - Watton-at-Stone or beyond
 - Walkern or beyond
 - Weston or beyond
 - Baldock or beyond
 - Letchworth
 - Hitchin or beyond
- } Stevenage

FIRM'S NAME (2 or 3 letter abbreviation)

1st letter	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W
2nd letter	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W
3rd letter	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W

If you have any comments please mark here and give them overleaf.



6. ábra

Ez a berendezés azután átvezet bennünket a jelenleg legmodernebbnek mondható számítógépes feldolgozási rendszerhez, a távadatfeldolgozáshoz.

V. Tavadatfeldolgozás

A 7. ábrán bemutatjuk, hogy milyen módon bővíthető ki műszaki eszközökkel a számítógép alkalmazásának lehetősége azzal, hogy Input/output perifériákat nagy távolságról, telefon vagy telephálózaton keresztül közvetlenül a gépre kapcsolunk.

A számítógéphez kapcsolt vezérlés egyszerűsített funkciója:

- a távolsági vonalak illesztése,
- a távoli perifériák jelentkezésének fogadása, illetve működtetése.

Az adatokat a felhasználói végállomáson állítják elő és táplálják a számítógépbe, a feldolgozás végeredményét is ott kapják meg. Kellően előkészített és egyszerű programozási rendszer mellett, a felhasználó közvetlenül fordulhat a számítógéphez, bizonyos mértékben kiküszöbölheti a 3. ábrán bemutatott "zavaró" személyzetet.

A távoli végállomáson pl. lyukszalagos kiegészítéssel felszerelt távgépirót, vagy pedig display-vel felszerelt adatbeviteli berendezést (8. kép) is el lehet helyezni. A távadatfeldolgozás lehetővé teszi kisebb számítógépes rendszereknek nagyobbakhoz való kapcsolását és ezzel a feladatok bizonyos mértékű nyomtatását a számítógépek között.

Jelenleg hazánkban

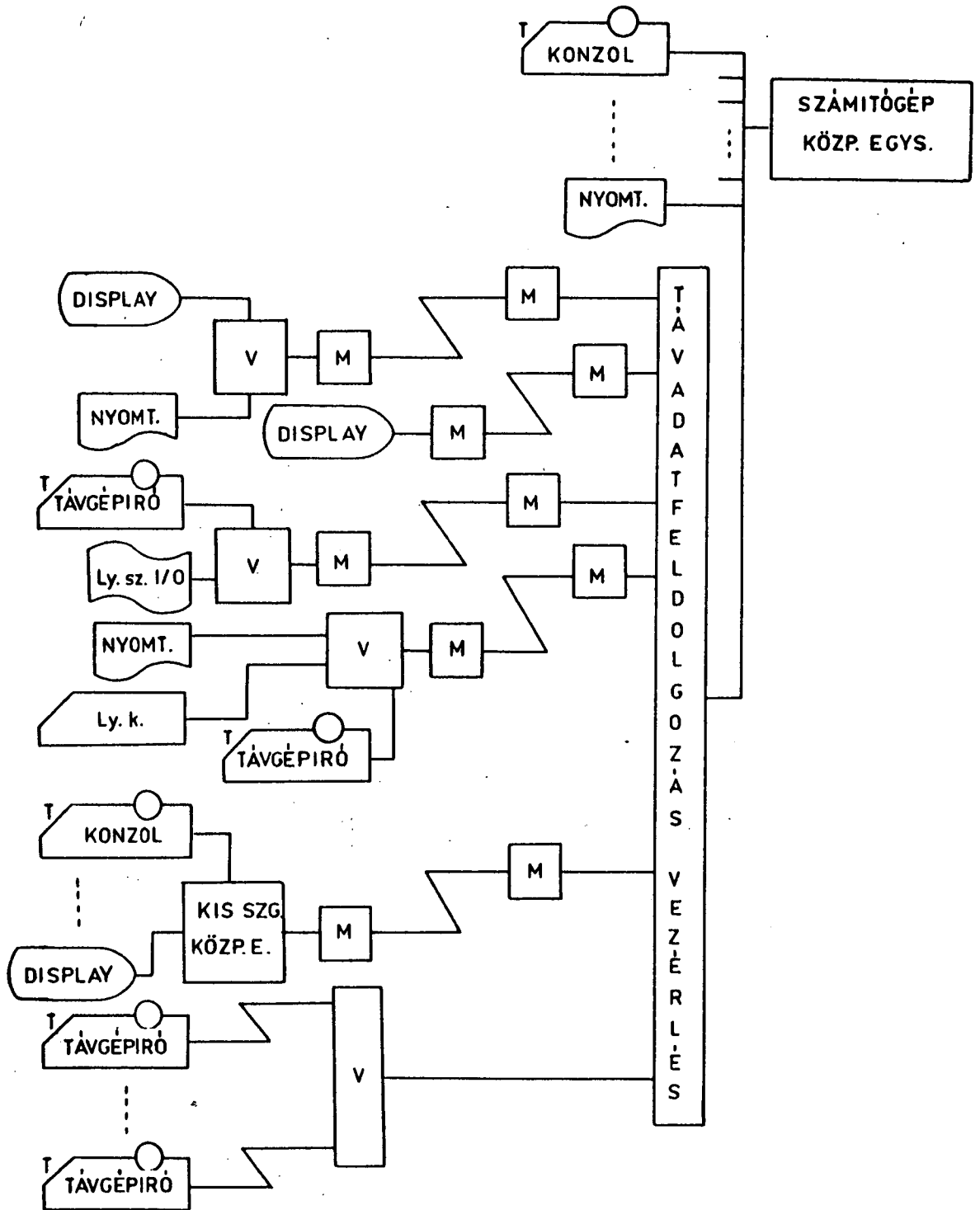
- az Országos Tervhivatal és a
 - Számítástechnikai Koordinációs Intézet
- rendelkezik ilyen rendszerrel, de más számítóközpontok (Pénzügyminisztérium, MTA SzK) is tervezik a távadatfeldolgozás bevezetését. Bármennyire is kézenfekvőnek látszik egy ilyen hálózat kiépítése és üzemeltetése, számos még megoldatlan kérdés nehezíti a széleskörű elterjedést.

V. Orvostudományi alkalmazások lehetőségei

Ezek után felmerül a kérdése, hogy milyen módon célszerű ma a számítástechnika alkalmazása az orvostudományban. Egy nagy, vagy közepes nagyságú számítógép üzembeállítása, a felkészülési periódussal együtt 3-4 év. Így ha ma elkezdődne a felkészülési periódus, a gép beállítására kb. 1974-75-re kerülhetne sor.

A távadatfeldolgozási végállomás 1972-73-ra lesz széles körben elérhető, így célszerűnek látszik az ilyen irányú előkészületek megtétele.

Ugyancsak 1972-73-ra várható a hazai kisméretű számítógépek sorozatgyártásának beindítása, tehát a meghatározott feladatkör ellátására alkalmas kisméretű távadatfeldolgozással kombinálva, a felmerülő problémák szinte teljes választékát meg tudja oldani.



7. ábra



SZOTÉ Központi Kutató Laboratórium

Járvány-terjedési modellek

(referátum)

Győri István

1942-ben Wilson és Burke publikált egy matematikai modellt, amely egy adott populáción belül a járványhullámok terjedését vizsgálta. Ezt a modellt teljes matematikai korrektséggel 1945-ben Wilkins analizálta.

Bár ilyen jellegű modellek már korábban is voltak, így pl: 1923-ban Lotka malária-járványra vonatkozó matematikai analízise, mégis Wilson dolgozata az, amely alapján a kutatók nagy számban publikáltak hasonló determinisztikus és sztochasztikus modelleket. Ezen nagyszámu dolgozat összefoglalását Bailey "A járványterjedés matematikai elmélete" című könyvében gyűjtötte össze. A könyv 1957-ben jelent meg.

Wilson és Burke már említett munkája alapján K. L. Cooke 1967-ben közölt egy modellt, amelyet Frank Hoppensteadt és Paul Waltman 1970-ben ill. 1971-ben lényegesen továbbfejlesztett.

Előadásomban a Cooke-féle modellt fogom ismertetni, megemlítve a megjelenése óta született általánosításokat is.

A Cooke-féle elképzelés lényege a következő: felteszi, hogy a még nem fertőzött individuum nem kap rögtön fertőzést, ha találkozik egy fertőző individuummal, csak akkor, ha ezek a találkozások többször megtörténnek, ugyanis minden individuum rendelkezik bizonyos rezisztenciával a fertőzéssel szemben. Továbbá létezik egy olyan küszöb, amelynél kisebb dózis hatására nem jön létre fertőzés, sőt a küszöb átlépése esetén is csak bizonyos késleltetéssel válik egy fertőzött egyén fertőzővé. Ezek a feltevések Watt egy 1964-ben megjelent dolgozatán alapulnak, ő ugyanis felhívta a figyelmet arra, hogy a biológiai mechanizmusok széles skálája kumulatív, késleltetett és küszöbfeffektussal rendelkező. Watt az előzőeket biológiai példákkal is alátámasztotta.

Ezután tekintsük a modellt.

Ha van N egyedből álló populációnk, akkor azt fertőzés szempontjából a következő négy csoportra oszthatjuk fel:

- 1.) Az érzékeny exponáltan egyének, akik számát egy t időpillanatban jelölje $S(t)$,
- 2.) Az exponált, de nem fertőző egyének, akik számát jelölje $E(t)$,
- 3.) Fertőző egyének, akik számát jelölje $I(t)$,
- 4.) A felépült és érzéketlen egyének, ezek számát jelölje $R(t)$.

Ha most feltételezzük, hogy új egyének nem lépnek be a populációba és minden fertőzött egyén felgyógyul, akkor nyilvánvaló, hogy minden t időpillanatban

$$S(t) + E(t) + I(t) + R(t) = N.$$

Tételezzük fel, hogy az egy egyénre ható fertőzések kumulatívak és az a dózis, amit σ egy rövid h idő alatt kap, arányos a h -val és a környezetben lévő fertőző egyének számával.

Igy egy individuum, amelyet egy időben fertőztek először egy $t > \tau$ időig, az

$$\int_{\tau}^t \rho(x) I(x) dx$$

dózis fogja kapni, ahol $\rho(x)$ egy arányossági faktor.

Mivel minden egyén rendelkezik egy természetesen rezisztenciával a fertőzés ellen, így az csak akkor jön létre, ha a kapott dózis nagysága elér egy $m > 0$ küszöbértéket, azaz

$$\int_{\tau(t)}^t \rho(x) I(x) dx = m.$$

Feltételezzük, hogy ez az m küszöb minden individuumra minden időpillanatban állandó.

Ha tekintünk most egy t ill. $t+h$ időpillanatot, és $S(t)$ ill. $S(t+h)$ ezen időpillanatokban az érzékeny, de nem fertőzött egyének száma, akkor

$$S(t+h) - S(t) = -r(t) S(t) I(t)h$$

azaz $S(t+h) - S(t) = -\bar{r}(t) S(t) I(t)$

vagy más módon kifejezve (h kicsi):

$$S'(t) = -r(t) S(t) I(t).$$

ahol $r(t)$ egy arányossági faktor.

Végül még egy feltételezést teszünk: minden fertőzött egyén a fertőzéstől számított rögzített idő alatt felgyógyul.

Induljon az egész eljárás a $t=0$ -ban és legyen

$$I(0) + S(0) = N,$$

azaz a populáció álljon $I(0)$ fertőző és $S(0)$ érzékeny fertőzetlen individuumból.

Ekkor különböző megfontolások alapján levezethető a következő három alapegyenlet:

$$\int_{\tau(t)}^t \rho(x) I(x) dx = m$$

$$S'(t) = -r(t) I(t) \cdot S(t)$$

$$I(t) = \begin{cases} 0 & 0 \leq t \leq t_0 \\ I_0 + S_0 - S(\tau(t)) & t_0 \leq t \leq t_0 + \sigma \\ S(\tau(t-\sigma)) - S(\tau(t)) & t_0 + \sigma \leq t < \infty \end{cases}$$

$$\begin{aligned} 0 &\leq t \leq t_0 \\ t_0 &\leq t \leq t_0 + \sigma \\ t_0 + \sigma &\leq t < \infty \end{aligned}$$

Ezen egyenletekből $I(t)$ kiküszöbölhető, így az

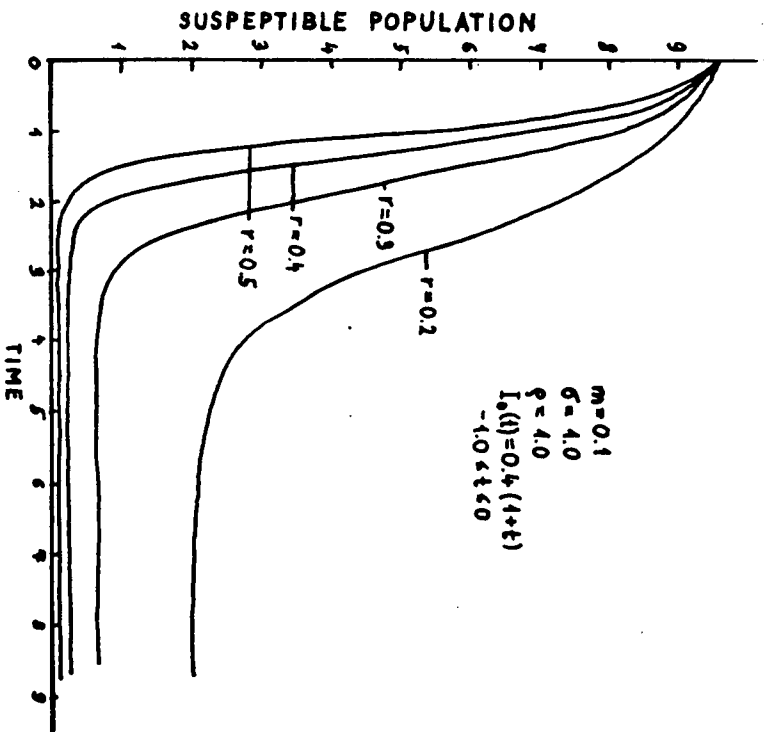
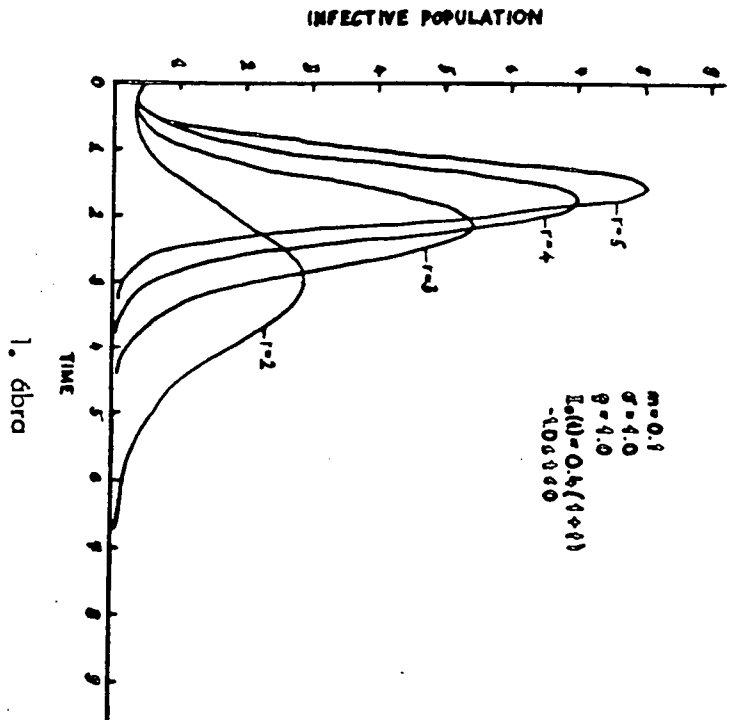
$$\int_{\tau(t)}^t \frac{\rho(x) S'(x)}{r(x) S(x)} dx = -m$$

$$t_0 + \sigma \leq t < \infty$$

$$S'(t) = -r(t) S(t) [S(\tau(t-\sigma)) - S(\tau(t))]$$

egyenleteket nyerjük.

A fenti modellben lényeges feltétel, hogy az m küszöb ill. a σ érték egyéntől független. Ez általában nincs így, ezért m -ről ill. σ -ról fel kell tenni, hogy a véletlentől függ, így a modell sztochasztikus lesz.



2. dbra

Másik általánosítás:

Ha a fenti populációban állandó jelleggel jelen van bizonyos számú fertőző, akkor a modell módosul. A fenti szerzők ezt az esetet is tárgyalják, sőt Hethcote (1970) megmutatja, hogy ekkor

$$S(\infty) = 0,$$

azaz az idők folyamán minden egyén exponálttá válik. Ez érthető, hiszen a fertőzést hordozók végül is mindenkihez eljutnak.

A fenti matematikai modell Hoppensteadt és Waltman által adott számítógépes realizációja az 1. ill. 2. ábrán látható.

I R O D A L O M

- K. L. Cooke: Functional-differential equations: Some models and perturbation problems, in differential equations and dynamical systems, Academic Press, New York, 1967.
- Frank Hoppensteadt and Paul Waltman: A Problem in the Theory of Epidemics. Mathematical Biosciences, Vol. 9, 1970.
- Frank Hoppensteadt and Paul Walman: A Problem in the Theory of Epidemics, II. Mathematical Biosciences, Vol. 12, Num. 1/2, 1971.
- K. E. F. Watt: Computers and the evaluation of resource management strategies. Amer. Sci. 52, 1964.
- N. T. J. Bailey: The mathematical theory of epidemics. Hafner, New York, 1957.

NIM IGÜSZI

A modern matematika alkalmazási lehetőségei a biológiában, az Általános
Rendszerelmélet szemiotikai kérdései*

Németi István

1.) Az elvi alapokat a következő szempontok szerint kívánom kifejteni:

Elmélet fogalma, verbális és formális elméletek. Verbális elmélet olyan formalizálása, mely nem vezet be olyan feltételezést vagy korlátozást, amely a verbális elméletben nem szerepel. Ehhez életlen (Fuzzy) formális elmélet fogalma. Életlen szemantika és életlen szintaxis. Verbális és formális elméletek használatának pragmatikája: itt részletes felhasználást nyer a problémamegoldás-elmélet. A problémamegoldás három fázisa: felismerés, megfogalmazás, megoldás keresés. A rendszerelmélet alapvető szerepe a felismerés és a megfogalmazás területén. Ashby változatosság törvénye és az adekvát nyelv kiválasztása. A rendszerelmélet felépítése, fejlődésének és alkalmazásának dinamikája.

Elsősorban a következő elméletek terén elért eredményekre fogok támaszkodni: szemiotika, matematikai logika, mértékelmélet és problémamegoldás-elmélet.

2.) Az elmondottak illusztrálására a Sebestyén féle "EPATA" elvű modell (agymodell, dictiocelium modellje, általában többsejtű szervezet modellje, stb.) formalizálása. Kimutatom, hogy a formalizálás során a modell általánossága nem csökken, viszont lehetővé válik a modell kísérleti igazolása (mérhetőség), számológépes szimulációja, (olyan összetett esetekben is, amikor a kombinációk nagy száma ezt egyébként kizárná), viselkedésének előrejelzése, információfeldolgozó aspektusainak vizsgálata (Gestalt perpció, stb.).

* Előadásvázlat

3.) A korábbiak másik illusztrálására a problémamegoldáselméletet megfelelően formalizálva és a biológiai módszertanra alkalmazva megvizsgáljuk a mérnöki és a biológiai modellezés viszonyát és belátjuk, hogy a második csak szigorúan korlátozott esetekben és módokon kölcsönözhet az elsőtől modelleket. E lehetőségek egzaktabb vizsgálatához bevezetjük a függetlenül vizsgálhatóság mértékét, melyről ki fog derülni, hogy azonos a párhuzamosságmértékkel, melyet Sebestyén vezetett be. (Redukcionizmus és holizmus viszonya.)

Magyar Testnevelési Főiskola Kutató Intézete

Az izomműködés bináris jellege

Nemessuri Mihály, Bretz Károly és Szántó Tamás

A biológia korszerű irányzatának megfelelően az izomműködést nem az anatómiai izom makroszkópos szintjén vizsgálják, hanem a metodikák fénymikroszkóppal, elektromikroszkóppal, sőt még ennél is finomabb, molekuláris szinten végzik az elemzést.

Ilyen eljárás esetén azonban nem kapunk felvilágosítást az elmozdulásról, amely a mozgásfolyamat leglényegesebb része és csak közvetett adatokat nyerhetünk a ható erők mértékére és természetére vonatkozólag.

A teljes mozgásfolyamatot leginkább edzők vizsgálják, akik ma már nem elégednek meg a gondos észlelés alapján nyert adatokkal, hanem filmregisztrátum alapján bontják a teljes mozgásmintázatot jellegzetes periodusokra. Ezzel az eljárással a legjobb eredményt Counsilman érte el (3), de más edzőkhöz hasonlóan ő is elsősorban a megfigyelést és nem biológiai elveket vett alapul periodizálása alkalmával.

Munkacsoportunk viszont azt a kérdést vetette fel, hogy tisztázni kell, milyen mechanizmus alapján mozgatja a mintegy 400 anatómiailag definiált izom csontjainkat, mi az izomműködés fő rendező elve.

Ugy gondoltuk, hogy a mozgásfolyamat lényeges tényezőinek pontos regisztrálása után a nyert adatokat kibernetikai nézőpontok alapján értelmezzük. Ez lehetőséget teremt arra, hogy kísérleti anyagunk alapján számítógépes szimulációt végezzünk.

A mozgásfolyamat vizsgálatának hagyományos fő metodikája a filmezés normál, rapid és ultrarapid technikával, amely jelenleg is széleskörű alkalmazást nyer (1, 2, 4). A filmregisztrátum alapján meghatározható a mozgó testrészek által leírt szög, szögsebesség, szöggyor-

sulás és ennek alapján a forgató nyomaték.

Az izomműködés közvetlen vizsgálatára szolgál az elektromiográfia, amelyet az utóbbi években telemetrikusan is meghatároznak (5). Egy másik, sajtó alatt lévő dolgozatunkban (Bretz és Nemessuri) beszámolunk arról, hogy megfelelően átalakított elektromiográfias regisztráló eljárás esetén szoros kapcsolat áll fenn az izom elektromos és mechanikai aktivitása között. A kapcsolat kontrakciós, elongációs és izometriás aktivitás esetén egyaránt kimutatható.

Melluszásról készült filmfelvételek elemzésénél az elmozdulásokat két fő csoportba osztottuk.

1. Tolásnak neveztük azokat az elmozdulásokat, amelyekben az előző helyzethez képest a vizsgált ízületben szögnyobbodás következett be.

Ide tartozik tehát a nyújtás, távolítás és kifelé forgatás (extensio, abductio és exterorotatio)

2. Ennek megfelelően az ellentétes folyamatot, az ízületben történő szögcsökkenést húzásnak neveztük.

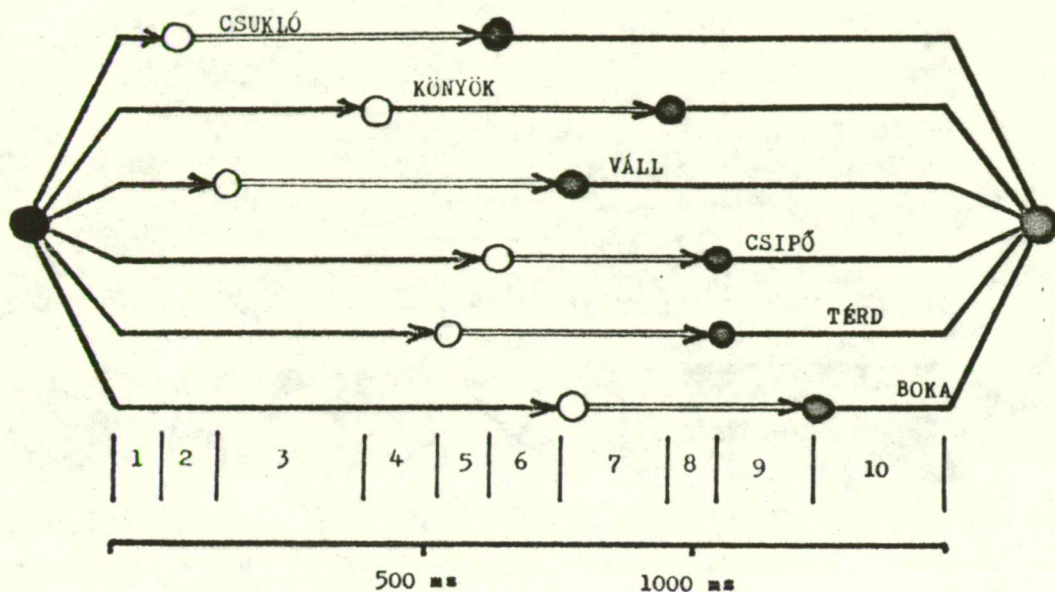
Ide soroltuk a következő eseményeket: hajlítás, közelítés és befelé forgatás (flexio, adductio és interorotatio)

Ilyen módon bináris működésmód alakul ki, (6. - 9.) amellyel a melluszás mozgásmintázata jelfolyamábrával jól jellemezhető (1. ábra).

Az általunk vizsgált egyéb lokomóciós (gyorsuszás, járás) és manipulációs (markolás, súlyemelés) folyamatnál is felhasználható az elemzésnek ez a módja.

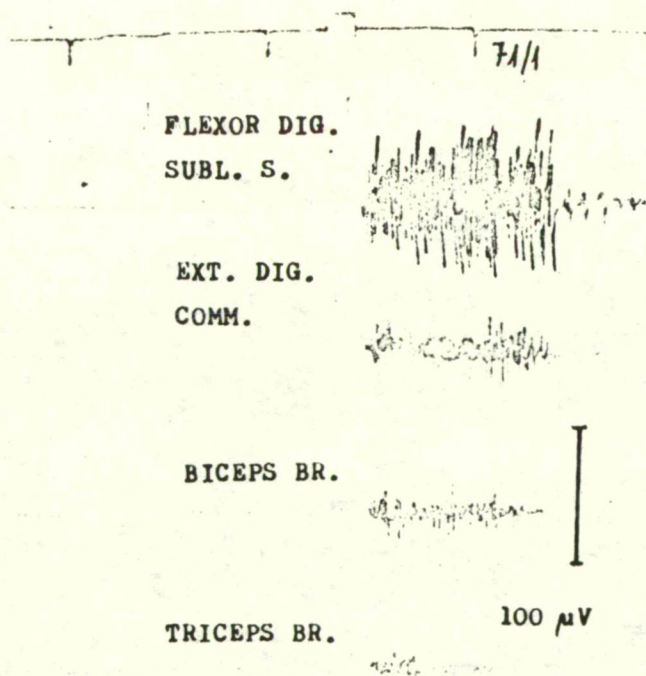
Ebben a bináris működési módban az izmok mozgásperiodusként váltakozó szereppel vesznek részt. Jellemzi őket a párhuzamosan vezérelt rövidülés, megnyulás és izometriás munka. A 2. ábra szerint markoláskor a megrövidülő flexor digit. sublimisban, a megnyuló extensor digit. communisban és az izometriás működésű tehát rögzítő szerepet játszó biceps és triceps brachii-ban egyaránt képződnek bioelektromos potenciálok, tehát mechanikai aktivitás is létrejön.

Bonyolultabb mozgásfolyamat esetén az elmozdulások lehetőségei közül csak viszonylag kis rész esik a fő ható izom erővonala irányába. Az elmozdulások többsége ettől eltér, mert módosító erőhatás lép be.

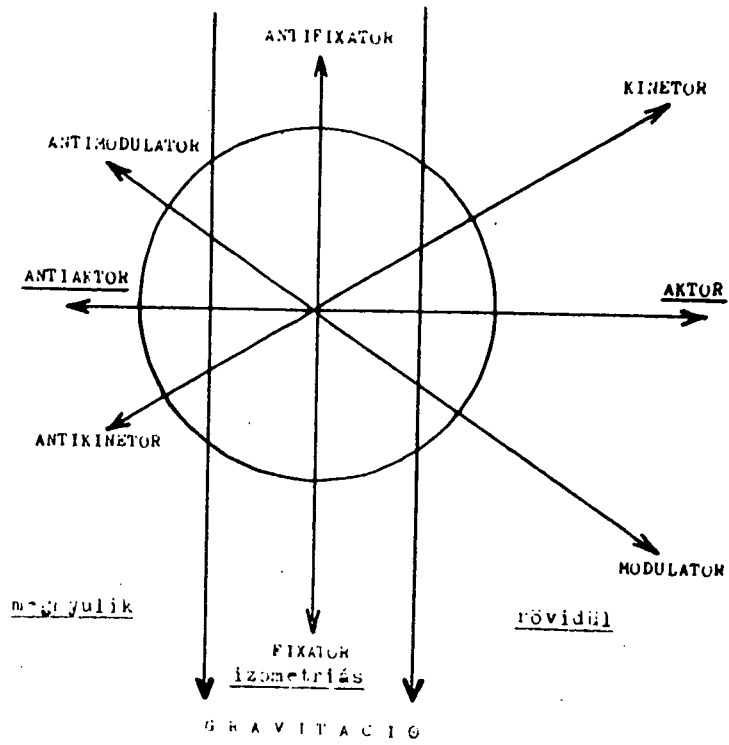


○ húzás ● tolás

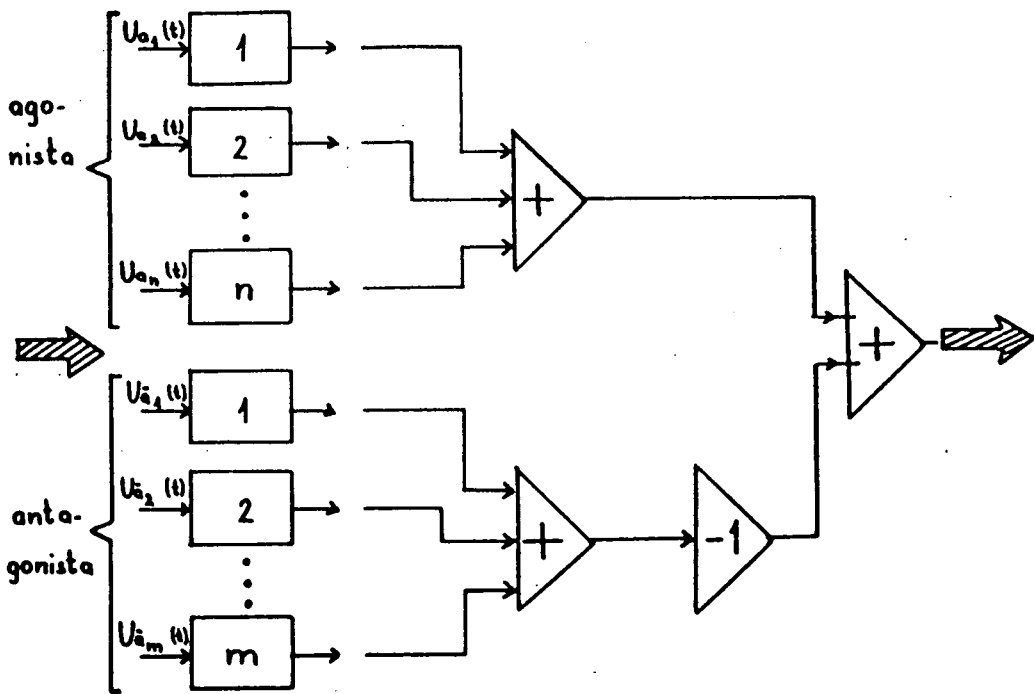
1. ábra



2. ábra



3. ábra



4. ábra

Ennek megfelelően a megrövidülő fő ható izmot kinetor-nak, módosítóját modulatornak neveztük el. A 2. ábra szerint az ellenhatók is működnek, ezek antikinetor- illetve antimodulator-hatásúak. Végül rögzítő szerepet tölt be a fixator és ellenhatója, az antifixator (3. ábra). Ezek részben kompenzálják a megrövidülő izmok nem kívánatos mellékhatását, amelyet az irodalomban neutralizátornak neveznek (10).

Fenti szempontjaink a rendkívül bonyolult mozgásfolyamat egyszerűsített ábrázolása. A továbbiakban még azt az egyszerűsítést is alkalmazzuk, hogy egy ízületben lejátszódó, egy szabadságfoku mozgásfolyamatot vizsgálunk.

Célunk a mozgásfolyamat vezérlő jeleinek elemzése.

Bemenő jelnek tekintjük az agonista és antagonistá izmokban detektált bioelektromos potenciálokat, $U(t)$ oszlopvektorokat. Kimenő jelünk mechanikai aktivitás, amelyet a filmregisztrátumban mértünk (4. ábra). A folyamatábrán tükröződik az agonista és antagonistá izmok ellentétes irányitottsága.

A 4. ábra szerint az 1, 2,, n izmok kimenő jelei, az izom által az ízületben létrehozott elmozdulásfüggvények lineáris szuperpozíciója adja az eredő elmozdulás-függvényt.

Összefoglalva: Az izomműködés fő rendező elvé a húzó-toló folyamatok kényszerkapcsolása. Izmaink hatos tagoltságban hajtják végre a programozott feladatokat. Fenti elvek komputeres szimulálását készítjük elő.

I R O D A L O M

- 1) Barthels, M. K. - M. J. Adrian: Variability in the dolphin kick under four conditions. Abstracts. 1st Internat. Symp. on "Biomechanics in Swimming". Brussels, 1970.
- 2) Clarys, J. P. - L. Lewillie: The description of wrist and shoulder motion of different waterpolo shots using a simple light trace technique. 1st Internat. Symp. on "Biomechanics in Swimming". Brussels, 1970.

- 3) Counsilman, J. E.: The Science of Swimming. Prentice Hall, Inc. Englewood Cliffs, N. J. 1968.
- 4) Goldfuss, A. J. - R. C. Nelson: A temporal and force analysis of the crawl arm stroke. 1st Internat. Symp. on "Biomechanics in Swimming". Brussels, 1970.
- 5) Lewillie, L.: Comparaison quantitative de l' EMG du nageur. 1st Internat. Symp. on "Biomechanics in Swimming". Brussels, 1970.
- 6) Nemessuri, M.: Der binare antagonistische Mechanismus der Bewegungssteuerung. Biomechanics 1st Seminar, Zürich 1967, pp. 165-171. Karger, Basel-New York 1968.
- 7) Nemessuri, M.: Motorische Subsysteme 2nd Seminar on Biomechanics, Eindhoven, 1969.
- 8) Nemessuri, M. - M. Vaday: Breast-stroke motor pattern. First Internat. Symp. on "Biomechanics in Swimming." Brussels, 1970.
- 9) Vaday M. - M. Nemessuri: Motor pattern of free-style swimming. 1st Internat. Symp. on "Biomechanics in Swimming". Brussels, 1970.
- 10) Wells, K. F.: Kinesiology. W. B. Saunders Company, Philadelphia and London, 1966.

Brain Research Laboratories New York Medical College

Mathematical Description of Brain States

E. R. John, P. Walker, D. Cawood, M. Rush and J. Gehrmann

Extraction of representative, reliable and physiologically relevant samples of analog waveforms and the numerical representation of the salient features of such data is a major problem in the evaluation of data from evoked potential studies, particularly in behavioral experiments in which large amounts of electrophysiological data are gathered from multiple chronically implanted electrodes. In the work here reported, it was possible to obtain remarkably similar quantitative descriptions of a set of comparable brain states in 3 different cats. The specified set of states was established in each cat by utilizing 4 different drugs. The validity of the quantitative descriptions was confirmed by administering each drug at several dose levels and showing that the resulting descriptions were fundamentally identical.

In previous work (1), we pointed out that the ongoing or evoked electrical activity recorded from a particular electrode could be represented as a "signal vector". A set of simultaneous records from different structures or sequential records from the same structure can be represented as a set of signal vectors, which exist in a multidimensional "signal space".

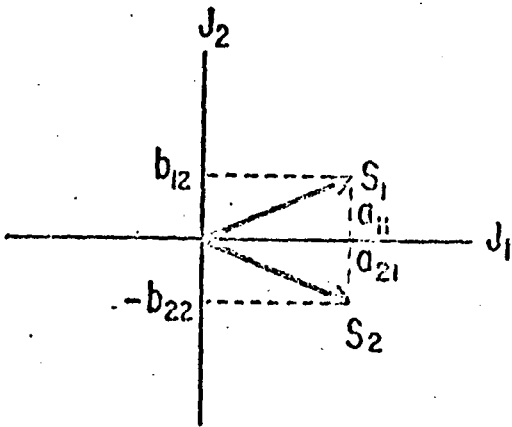
We showed further that a precise quantitative description of the signal space of the brain could be parsimoniously provided by the set of regression equations obtained by a principal component factor analysis (2) of recordings from different brain regions. The evoked activity or signal vector recorded from any brain region could be reconstructed as linear combinations of a small number of mathematical descriptors (factors) common to all brain regions. These factors were the axes of the signal space. The utility of such multivariate techniques in brain

research has subsequently been confirmed by a number of workers (3).

A major shortcoming of the principal component method arises because of the lack of specificity of the factors which it provides. Although such principal components describe the signal space in the most parsimonious way by defining successive factors in such a way as to maximize the rate of reduction of the residual variance, or unaccounted for energy, of the system, it is not yet obvious what physiological processes, if any, correspond to the set of axes for the signal space which is thus obtained. Perhaps more serious, changes in the orientation of a subset of the signal vectors in the space effectively rotates the reference axes. Principal component descriptions of two sets of data with many similarities but a few differences are often extremely different. Further, axes can make comparable contributions to many signal vectors and are not necessarily related to different signals in a differential way.

A solution to these shortcomings is provided by the Varimax procedure (4), which specifies a rotation of the principal component coordinate system in such a way as to align each axis as closely as possible to one signal vector and as far as possible from the other vectors in the space. Functionally, the utility of this method is that it maximizes differences in the description of vectors with dissimilar orientation while clustering together vectors which have common features. Hopefully, further study will elucidate the physiological processes which correspond to these new axes. The basic notions expressed in the foregoing are illustrated in Fig. 1.

In the present experiment, 3 cats were subjected to different doses of chlorpromazine (CPZ - 5, 2.5, and 1.0 mg/kilo) an experimental tranquilizer (MJ - 5, 2.5, and 1.0 mg/kilo (5), sodium phenobarbital (PHENO - 20, 10, and 5 mg/kilo, methamphetamine (METH - 1.0 and 0.5 mg/kilo, and 2 saline placebos. The injections were administered in a Latin square order, with a minimum of one week between injections, and the overall study followed a double-blind procedure, with results decoded only after final analysis was completed. All 3 cats had 34 electrodes chronically implanted into brain regions. Two of the cats had been differentially conditioned to press one lever on a work panel to obtain food when a 2 cps flicker (V_1) was presented and to press a second lever to avoid shock when a 5 cps flicker (V_2) occurred. The third cat was untrained. The flicker, delivered from an overhead source in the moderately illuminated apparatus, caused a weak fluctuation in the overall luminance of the whole visual field.

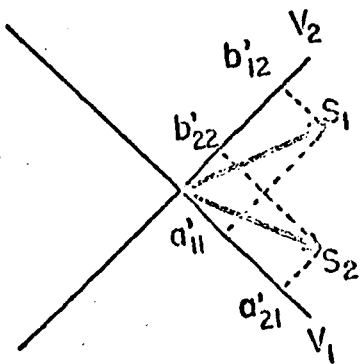


In this description, both vectors S_1 and S_2 receive equal contributions from J_1 , the Jacobi factor which contributes the largest amount of energy to this two-vector example. The loadings of J_2 upon S_1 and S_2 respectively are b_{12} and $-b_{22}$, equal in magnitude but opposite in sign. Thus, S_1 and S_2 receive equal contributions from both J_1 and J_2 . The factor analysis spans the space in a way which does not relate any factor selectivity to any signal vector.

$$S_1 = a_{11} J_1 + b_{12} J_2$$

$$S_2 = a_{21} J_1 + b_{22} J_2$$

$$\text{Where } a_{11} = a_{21}, b_{12} = -b_{22}$$



Varimax rotation of J_1 and J_2 is shown in B. The two Varimax factors, V_1 and V_2 , are located as closely as possible to the vectors S_1 and S_2 . The loadings of V_1 upon S_1 and S_2 are a'_{11} and a'_{21} . Thus, V_1 contributes markedly more to S_2 than to S_1 , since $a'_{21} > a'_{11}$. Conversely, the loadings of V_2 upon S_1 and S_2 are b'_{12} and b'_{22} . V_2 contributes more to S_1 since $b'_{12} > b'_{22}$. The factor analysis now spans the space in a way which locates vector S_1 closest to factor V_2 , while vector S_2 is closest to factor V_1 .

$$S_1 = a'_{11} V_1 + b'_{12} V_2$$

$$S_2 = a'_{21} V_1 + b'_{22} V_2$$

$$\text{Where } a'_{21} > a'_{11} \text{ and } b'_{12} > b'_{22}$$

Fig. 1

Each drug experiment occupied a whole day. Recording sessions were held each hour, and about 40 trials of V_1 and V_2 were presented in a random sequence. The average response latency was about 8 seconds under control conditions, and trials were separated by random intervals averaging about one minute. At the beginning of the day, two pre-drug control sessions were recorded and the experiment proceeded only if behavioral baselines were normal. The appropriate drug dose, coded so as to be unknown to the experimenter, was then administered and hourly post-drug recording sessions occupied the remainder of the day. In order to achieve the maximum sample size and simultaneity of recording of all data to be compared, the 12 recording derivations (corresponding to our 12 channel recording capability) of greatest interest were selected from the larger set of placements available in each animal. These derivations included representative examples of visual cortex, lateral geniculate body, mesencephalic reticular formation, various midline and intralaminar thalamic nuclei, and different regions of the limbic system (6).

A series of average evoked responses was computed hour by hour for each structure and each stimulus, using a sample of about 200 evoked potentials taken from 10 to 20 behavioral trials within the same session. The data were further compressed by taking the average evoked response from the 2nd pre-drug control session (CONTROL) and from the 2nd post-drug session (DRUG). All other data were disregarded for purposes of this analysis. For each cat, then, the total experiment produced a set of evoked responses consisting of 2 stimuli (V_1 and V_2) x 12 structures x 13 drug-dose conditions (3 CPZ, 3 MJ, 3 PHENO, 2 METH, 2 SALINE) x 2 samples (CONTROL and DRUG), or a total of 624 average evoked responses.

These total set of averages could be organized into a matrix with N rows and M columns, in which N equals 26 (CONTROL and DRUG samples obtained from one structure in response to one stimulus in 13 different drug experiments) and M equals 24 (12 different structures and 2 different stimuli). The 24 columns of this matrix were then separately subjected to principal component factor analysis and the results were rotated according to the Varimax procedure. The 24 resulting analyses were then combined to obtain an overall description of the effect of the set of conditions on the whole signal space.

Since Varimax factors from different analyses are not uniquely identified, it was necessary to define a numbering convention. The convention adopted defined factor 1 as the factor which accounted for most energy (largest weighting coefficient) of the CONTROL waveshapes, factor 2 as the factor other than factor 1 on which CPZ waveshapes showed the highest loading, factor 3 as the factor other than factors 1 and 2 on which MJ

waveshapes had the highest loading, factor 4 as the factor other than factors 1-3 on which PHENO waveshapes had the highest loading, factor 5 as the factor other than factors 1-4 on which METH waveshapes had the highest loading. Factors 6 and above were undefined.

It must be made clear that this convention in no way prejudices the outcome. The definitions adopted relate to the identification of similar axes in different analyses and do not affect the loading of a particular waveshape upon a specific vector in any way.

Each column in the matrix contained 26 waveshapes, representing the different states or modes displayed by the corresponding brain region while responding to the same exteroceptive stimulus delivered under a variety of conditions. From this viewpoint, the exteroceptive stimulus can be regarded as a test probe or perturbation which reflects the state of the system upon which it impinges by the nature of the elicited response. One might reasonably expect the 13 control waveshapes to be markedly similar, reflecting the normal or baseline state of the brain. Ideally, the waveshapes obtained after different doses of the same drug would be fundamentally similar, indicating that a basic similarity existed among the states produced in the brain by those different dose levels and reflected the characteristic action of that particular drug. Further, one might hope that although differences in mode within different doses of the same drug were small, differences in mode between the effects of different drugs would be relatively large, insofar as the different drugs caused characteristically different states and modes of response in the relevant brain region.

To the extent that the control data from a structure were basically stable and the effects of the 13 drug conditions on the activity of that structure exactly corresponded to the ideal case described above, and to the extent that a Varimax analysis of that body of data ("column analysis") successfully reflected those facts in an accurate and reliable way, the characteristics of the resulting analysis can be predicted.

The CONTROL and SALINE signal vectors should load predominantly upon factor 1 only, CPZ signal vectors predominantly upon factor 2, MJ signal vectors predominantly upon factor 3, PHENO signal vectors predominantly upon factor 4, and METH signal vectors predominantly upon factor 5. The results which were obtained in this experiment corresponded strikingly with this ideal outcome.

A representative column analysis, from the visual cortex (bipolar) of cat 2, is illustrated in Fig. 2. Along the left side of the figure are arranged the average response waveshapes obtained under 11 control and 13 drug conditions (7). To the right of each waveshape is the regression equation which reconstructs that waveshape with 97 % accuracy, as a linear combination of the Varimax factors, with the percentage contribution of each factor indicated by the size of the corresponding loading coefficient. Note that the CONTROL and SALINE waveshapes load almost exclusively on factor 1, the CPZ waveshapes predominantly on factor 2, the MJ waveshapes predominantly on factor 3 and the METH waveshapes predominantly on factor 5. Note that PHENO does not load on a separate factor in this analysis. All 3 doses display a highest loading on factor 2, suggesting that on the visual cortex, the effect of this drug resembles that CPZ. In particular, the 20 mg/k dose of PHENO shows a 91 loading on factor 2, the "CPZ-like" dimension defined earlier. Examination of Fig. 2 shows that the 20 mg/k PHENO waveshape was in fact very similar to the 5 mg/K CPZ waveshape. In other brain regions of this cat, that similarity was not observed, but PHENO showed heaviest loadings on the fourth factor. These results correspond fairly well to the ideal outcome. Different doses of the same drug load primarily upon the same factors, while different drugs tend to load on different factors.

Since it was generally the case that different doses of the same drug loaded predominantly upon the same factor, the Varimax descriptions of different dose effects of each drug were averaged. The 24 column analyses quantifying the results obtained from 12 structures in response to V_1 and V_2 were then combined into an overall description of the effects of these various substances upon the signal space representing the brain of each cat. It is possible to depict the relative orientation of signal vectors in the hyper-dimensional space using conventional Cartesian coordinates, if one restricts oneself to presenting only 3 dimensions at a time.

Figure 3 shows the effects of these different drugs upon cats 1, 2 and 3, as reflected in the "factor 2-3-5" space, that is, factor 2, factor 3 and factor 5 were represented as the 3 axes of the coordinate system. The dose-averaged and structure-average signal vectors are shown in this coordinate system, with relative orientations determined by their loading upon factors 2, 3 and 5. Since the control vectors loaded almost completely upon factor 1 in all 3 animals, the origin of the space depicted in Fig. 3 corresponds to the state of the brain under normal conditions. The various drug vectors can be conceptualized as the trajectory through signal space describing the alteration in brain state caused by that drug.

Average Response Waveshapes and Corresponding Regression Equations -- Column Factor Analysis, VISUAL CORTEX, V₁, Cat 2

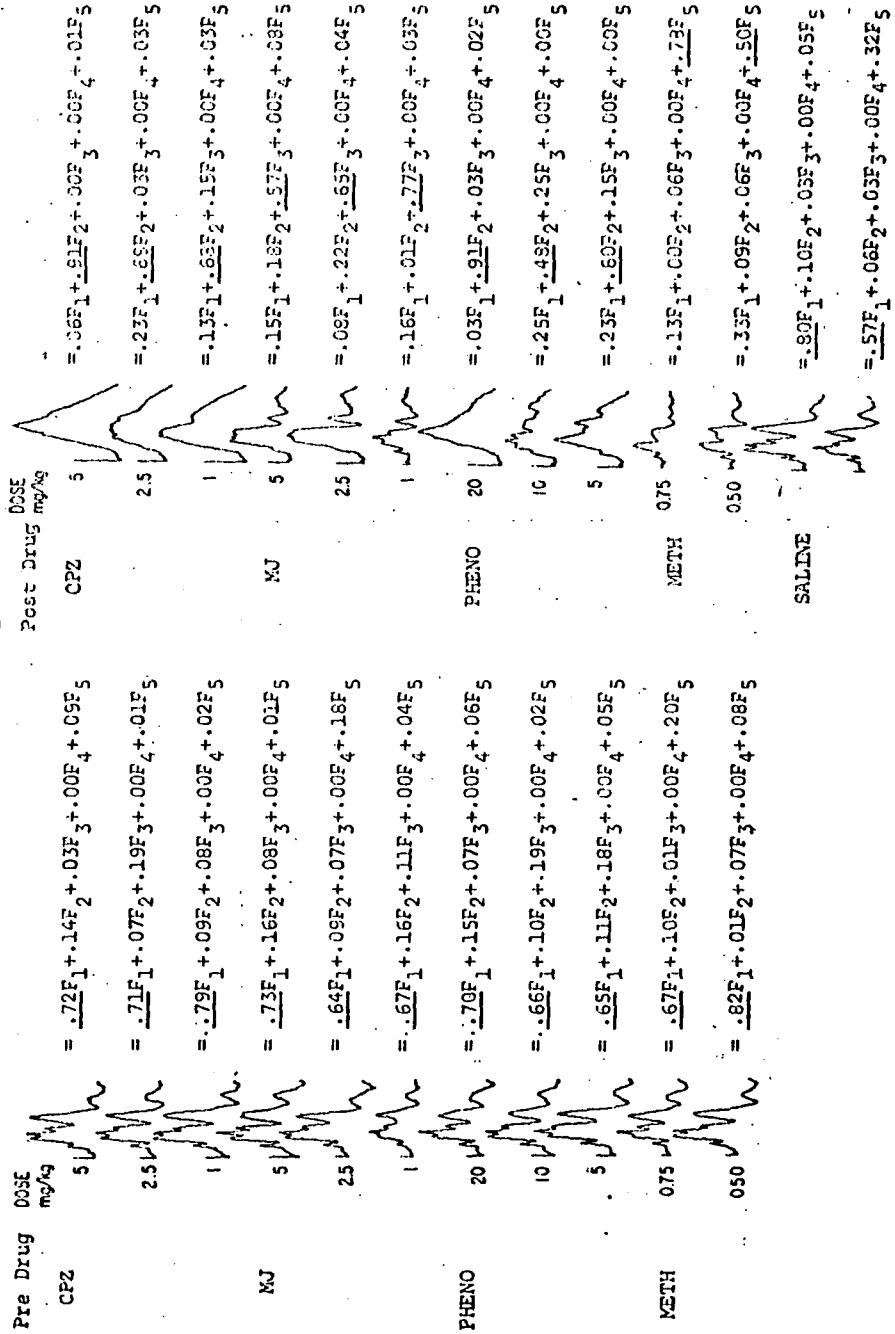


Fig. 2

AVERAGE VARIMAX LOADINGS

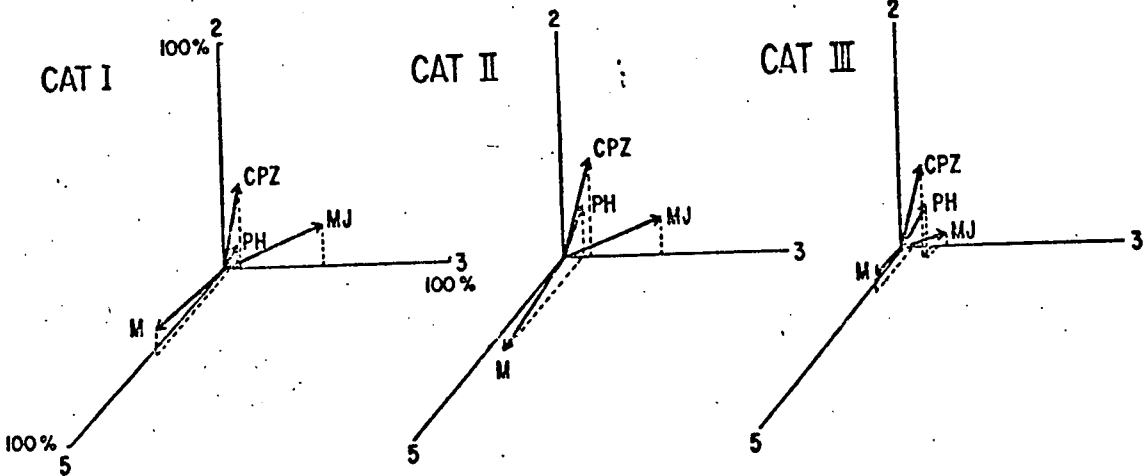


Fig. 3

Although the results do not achieve the theoretically ideal outcome, they come remarkably close. No drug effect loads exclusively upon only a single factor, but each drug effect consistently loads heaviest upon one particular factor. In fact, what is required for practical utility of this method is not so much exclusive loading of a state upon a single factor as consistent and unique orientation of that state in the signal space. These results show that this has been achieved in the case of these experiments.

The findings which have been reported here show that factor analytic techniques may provide a meaningful quantitative description of drug action upon the brain. Such a quantitative drug nomenclature may have utility for screening and evaluating new drugs, as well as in elucidating the functional basis for certain aspects of the drug effects. It should be pointed out, however, that drugs were employed in this study because they provided a convenient way to establish definable brain states which could reasonably be expected to have similar features in different animals. The method which has been described has generality, since it will provide a reliable quantitative description of any set of brain states which an investigator chooses to define (8).

REFERENCES AND NOTES

- 1) E.R. John, D. S. Ruchkin, J. Villegas, Ann. N. Y. Acad. Sci. 112, 362 (1964).
- 2) H. H. Harmon, "Modern Factor Analysis, Univ. Chicago Press, (1960).
- 3) E. Donchin, IEEE (Inst. Elec. Electron Eng.) Trans. Bio-Med. Eng. 13, 131 (1966), E. S. Halas, J. V. Beardsley, Psychol. Record, 19 47 (1969), J. Elmgren, P. Löwenhard, Report from Psychol. Lab. of Univ. of Göteborg, 2 (1969), P. Naitoh, L. C. Johnson, A. Lubin, G. Wyborney, Amer. EEG Soc. Meeting (1970), C. Suter, Technical Report from Computer Science Center, Univ. of Maryland, 69 (Oct. 1969), C. Suter, Exper. Neurol, 29, 317 (1970), J. R. Bennett, J. S. Macdonald, S. M. Drance, K. Venoyama, IEEE Trans, Bio-Med. Eng. 18, 23 (1971).
- 4) H. F. Kaiser, Psychometrika, 23, 187 (1958).
- 5) These animals are still alive and under study for other purposes. Therefore, histological confirmation of these placements is not yet available. However, since the signal vectors are treated as samples of the

signal space of the brain, with no anatomical reference or interpretation offered in this paper, the actual electrode location is not relevant to our present concerns.

- 6) Because our PDP-12 computer has a limited memory capacity, our column factor analysis could only accommodate 24 signal vectors. The 2 pre-SALINE control waveshapes were therefore excluded from the analysis.
- 7) A full description of the results of these experiments has been prepared and submitted for publication elsewhere.
- 8) Supported by PHS grant No. MHO8579 and grants from Mead Johnson, Abbott Laboratories, Ciba-Geigy Pharmaceuticals. We wish to acknowledge the programming skill of Dr. Paul Baston.

MTA Automatizálási Kutató Intézet

Kisszámitógéppel vezérelt élettudományi kísérlet*

Ambrózy Denise

Az élettudományok jelentős részének – többi között az orvostudomány, az élettan – kísérletei gyakran teszik szükségessé több, idő szerint változó paraméter egyidjű regisztrálását, értékelését és az értékelés eredménye szerint a kísérlet bemenőjeleinek módosítását. A feladatok hasonlítanak azokhoz, amelyek a kisszámitógépes folyamatirányítás egyes eseteiben felmerülnek.

Az MTA-AKI katódsugárcsőves megjelenítőjének felhasználásával kísérletsorozatot készítünk elő reflexidő, egyetlen döntésére jutó reakcióidő és bonyolultabb alak (számjegy) felismerési idejének fáradás, zaj s egyéb külső hatásokra mutató abszolút és relatív változására vonatkozóan. A kísérlet célja közelítően meghatározni a látópálya és a látókéreg információátvivő kapacitását a látókéreg perifériás területeit beleértve s az egyszerű válasz átkapcsolási időit konstansnak tekintjük. A kísérlet vezetője a számitógép, amely felismerendő anyagot display-re adatolja, méri a hibákat, találatokat, a kísérleti személy átlagos reakcióidőit, az eredményről automatikusan naplót készít.

*Előadásvázlat

MTA Központi Fizikai Kutató Intézet

Nonparametrikus módszer élettani folyamatok sztochasztikus jelparaméter-
változásainak gyors regisztrálására

Kozmann György és Szlávik Ferenc

Bonyolult (sok paramétertől függő) rendszerek vizsgálatánál a mérhető jelek sokszor u.n. zajos jelek, amelyeknek jellemzése statisztikai módszerekkel lehetséges. A statisztikai vizsgálatok elvégzése a vizsgált rendszer (folyamat) sok értékes összefüggését, tulajdonságát adja meg.

Nyilvánvaló, hogy lehetnek olyan körülmények, ahol a kapható információk nagyon egyértelmű fontossági sorrendbe állíthatók. Ha pedig ilyen fontossági sorrend felépíthető, egy lépés csupán annak kijelentése, hogy sokszor fontosabb egy durva - igen/nem jellegű - információ "gyors" kézhezkapása (a már ezen az alapon is jelezhető következmény sulya miatt), mint az esetleg részletesebb ismeretet nyújtó, de lassan előálló információ.

Az elmondottat három példával illusztráljuk.

- 1) Reaktorzaj veszélyt jelentő instacionaritásának gyors jelzése biztonságvédelmi szempontból fontosabb, mint az, hogy pl. az instacionaritást okozó "ujcsucs" a teljesítménysűrűség spektrum mely részén jelenik meg.
- 2) Kórházi (belgyógyászati vagy sebészeti) őrzőszobáknál (intenzív, postoperatív), vagy kardiológiai megfigyelés esetén a szívüködést leíró hullámformák pontos megismerésénél fontosabb lehet az azok jellegében történő változások jelzése.
- 3) Kiváltott potenciálok átlagolásakor a legalapvetőbb feladat gyakran annak kvantitatív megfogalmazása, hogy az átlagolás egyáltalán elvégezhető-e? Mondható-e, hogy az átlagolásra kerülő hullámalakok csupán additív véletlen jellegű háttérfolyamat következtében térnek el?

A vázolt gyors detektálási feladatok megoldása sokszor közvetlenül, máskor közvetve visszavezethető a Kolmogorov-Szmirnov hipotézis vizsgálati módszerre. A Kolmogorov-Szmirnov módszeren alapuló berendezés és eljárás (a továbbiakban: detektor) "black-box"-szerű működése a vázolt séma alapján képzelhető el (1. ábra).

$$U_{ki} = \begin{cases} 0, & \text{ha } F(x) \text{ elsőrendű eloszlás} \\ & \text{változatlan} \\ 1, & \text{ha } F(x) \text{ megváltozott} \end{cases}$$

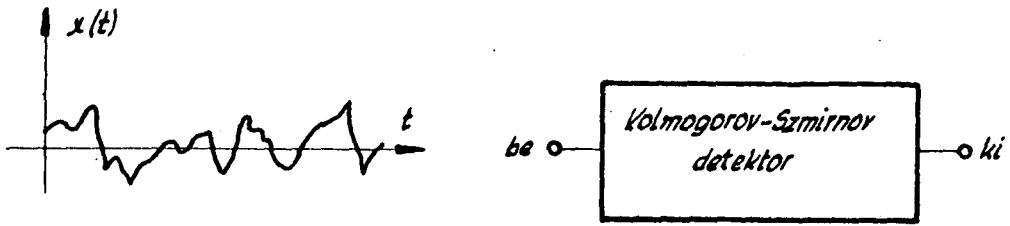
A módszer matematikai alapját a két n elemű független mintából képzett u.n. rendezett mintacsomag, az $F(x)$ és $G(x)$ "empirikus eloszlásfüggvény" összehasonlítása képezi (Rényi, 1966.), ahol

$$F_n(x) = \begin{cases} 0, & \text{ha } x \leq \xi_1^* \\ \frac{k}{n}, & \text{ha } \xi_k^* \leq x \leq \xi_{k+1}^* \\ 1, & \text{ha } x \geq \xi_n^* \end{cases} \quad (1)$$

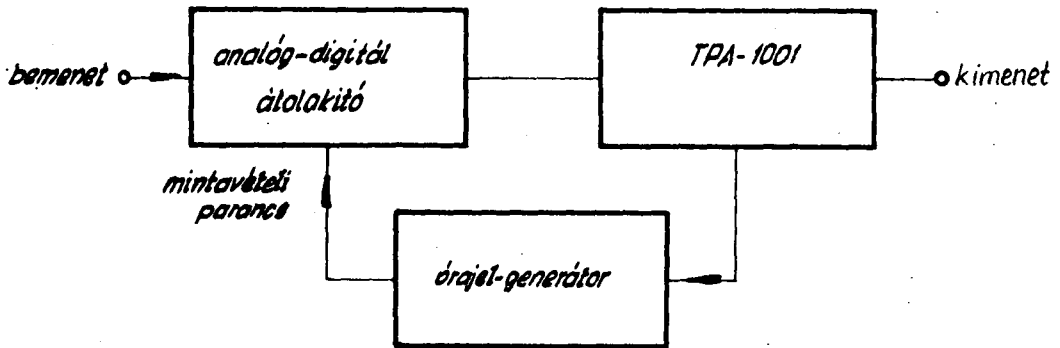
Hasonló strukturájú $G_n(x)$.

A döntés kritériuma, hogy az $|F_n(x) - G_n(x)|$ illetve $[F_n(x) - G_n(x)]$ különbség supremuma mekkora értéket vesz fel. Ez a maximális különbség, a konkrét eloszlás ismerete nélkül, adott hibás döntési valószínűség mellett n adott értékénél előre rögzíthető, ha $F(x) \neq G(x)$.

$$\lim_{n \rightarrow \infty} P \left[\sqrt{\frac{n}{2}} \sup_{-\infty < x < \infty} |F_n(x) - G_n(x)| < y \right] = \begin{cases} K(y), & \text{ha } y > 0 \\ 0 & \text{különben} \end{cases} \quad (2)$$



1. ábra



2. ábra

ahol y a döntési küszöb értéke

$$K(y) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (-1)^k e^{-2k^2 y^2}$$

A hibás döntés alatt itt azt értjük, hogy az "eloszlás változatlan" hipotézist elveti, holott az igaz.

A Kolmogorov-Szmirnov módszer leírt - az eljárás lényegét mutató - formája meglehetősen egyszerű és nem túl sok számítási munkát igényel. A KFKI-ban folytatott vizsgálatok során az Intézetben fejlesztett TPA 1001 kisszámítógépet használtuk (Szlávik, 1971). A TPA-ra támaszkodó detektor blokkvázlata a 2. ábrán látható.

A digitális gépi megvalósítás néhány problémájával (elsősorban a kvantálási hiba hatásával) másutt foglalkozunk (Kozmann, 1972).

A vizsgálatok leírt módja elsősorban az elsőrendű eloszlásban, azon belül is legérzékenyebben a várható értékekben történt változásokat jelzi. Éppen a számítógépes realizálás tesz azonban lehetővé olyan módosítást a kiindulásként szolgáló rendszerben, amelynek segítségével, azzal, hogy az $x(t)$ mintaelemekből valamilyen transzformációval új valószínűségi változókat vezet be, lehetővé válik az $x(t)$ folyamat frekvencia spektrumában történő változások monitorozása, jelalakban történt változás detektálása, stb.

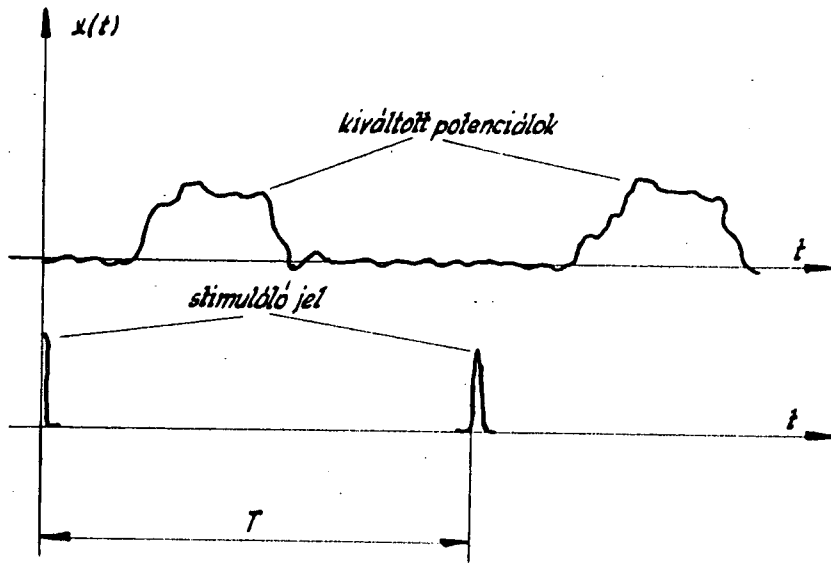
Ilyen lehetséges új valószínűségi változó pl.:

$$\pi = x(t) - x(t-T) \quad (3)$$

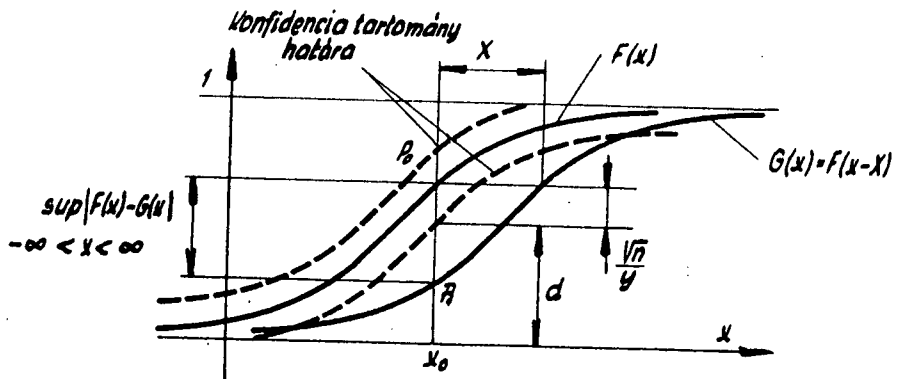
A π valószínűségi változó használata látszik célszerűnek jelalak-változás monitorozása esetén. (pl. kiváltott potenciálok vizsgálatánál) Ilyenkor T fizikai jelentése pl. időkülönbség, ami a két zajjal borított jel kiváltása között (esetleg más referencia paraméter között) eltelik (3. ábra).

Additív jellegű változás a jelalakban a π valószínűségi változó eloszlásfüggvényében, első közelítésben mint várhatóérték-változás jelentkezik.

Ismételten hivatkozunk azonban arra a korábban már említett kritériumra, hogy a mintaelemeknek, így esetünkben a π valószínűségi változó mintaelemeinek függetleneknek kell lenniük. Esetünkben gyakorlatilag ez azt jelenti, hogy a "zaj" komponenshez képest alacsonyfrekvenciás változások kimutatása könnyű, hiszen ilyenkor relative sok mintavételi intervallumon keresztül tapasztalható az empirikus eloszlásfüggvényben az eltolódás.



3. ábra



4. ábra

Az elmondottak kvantitativé is követhetők, az eloszlásokban történt változások "észre nem vételének" valószínűségét meghatározó β érték becslésére alkalmas korlát, az u.n. Csernov határ fogalmának használatával (Komo, 1969.)

E szerint a 4. ábra jelöléseit használva:

$$\beta \leq \left[\left(\frac{p_1}{d} \right)^d \cdot \left(\frac{1-p_1}{1-d} \right)^{1-d} \right]^n$$

(4)

ahol $d = p_0 - \frac{\gamma}{n}$

Látható, hogy n növekedésével adott $|p_0 - p_1|$ értékű maximális eltérést okozó változás észrevételének valószínűsége, a próba "ereje" rohamosan nő.

A változáshoz képest gyors zajhátter esetén tehát olyan vizsgálati algoritmus is elképzelhető, amely nem csak az egész hullámforma (pl. kiváltott potenciál) állandóságáról vagy megváltozásáról mond ítéletet, hanem az egész hullámformát - az n és a mintaelemek függetlenségét biztosító Δt időintervallum által meghatározott méretű - rész-tartományokra bontva a változás időtengelyen elfoglalt hozzávetőleges "helye" is meghatározható.

I R O D A L O M

Rényi A.: Valószínűségszámítás., Tankönyvkiadó, Budapest, 1966.

F. Szlávik et. al.: Development of Correlation Instruments and Measurements Technique ... I.A.E.A. Progress Report, Contr. Number 855/RI/RB, 1971.

Gy. Kozmann - F. Szlávik: Actual Significance Level of Kolmogorov-Smirnov Type Detectors (megjelenés alatt)

J.J. Komo: Chernoff Bounds for the False-Dismisal Probabilities of the Kolmogorov-Smirnov Detector. IEEE Trans. Vol. IT-15. April (1969).

JATE Kibernetikai Laboratórium és SZOTE Élettani Intézet

Központi idegrendszeri szabályozási funkciók komplex vizsgálata

Hunya Péter és Madarász István

Referátumunkban a SZOTE Élettani Intézetében és a JATE Kibernetikai Laboratóriumában folytatott kutatómunkánkról számolunk be, melynek célja olyan fiziológiai, pszichológiai teststruktúra és a hozzá tartozó értékelési rendszer kidolgozása, mely alkalmas a központi idegrendszeri szabályozási funkciók tükrözésére. Nem térünk ki azonban a teszrendszer ismertetésére, csak az értékelés módszerével foglalkozunk részletesebben, feltételezve, hogy a tesztek megfelelnek a fenti célkitűzésnek.

Kísérleteinkben a vizsgálatok eredményeként olyan függvényeket kapunk, melyek tükrözik a szabályozási funkciókat, megadják bizonyos szabályozási tevékenységek kimenetének az ideális szabályozástól való eltérését, ennek mértékét az idő függvényében. Nem vizsgáljuk e függvények teljes lefutását, csupán három szabályozásméleti jellemzőjüket tekintjük, nevezetesen:

- 1) az ideálisan tökéletes szabályozástól való eltérés átlagértékét (J_1),
- 2) az eltérés négyzetes középértékét (J_2), valamint
- 3) a maximális eltérést (J_3).

A függvények menetének teljes leírása ugyanis olyan sok paramétert kívánna, hogy gyakorlatilag kezelhetetlen eredményeket kapnánk. A megadott számhármasok az összes teszt eredményének egységes leírását adják, mivel az azokban rejlő közös szabályozási jelleget képviselik. E mellett a három komponens mindegyike hordoz olyan információkat, melyeket a másik kettő nem tartalmaz. A szabályozási tevékenységet leíró függvények így kiválasztott három paramétere segítségével minden regisztrált függvényt leképezünk a három dimenziós euklideszi térbe, egy-egy függvénynek a tér valamely pontját feleltetve meg. Az ideális szabályozási tevékenységet az origó képviseli. A szabályozás jóságának összevont mértékéül ezek után elfogadhatjuk az origótól mért távolságot (t).

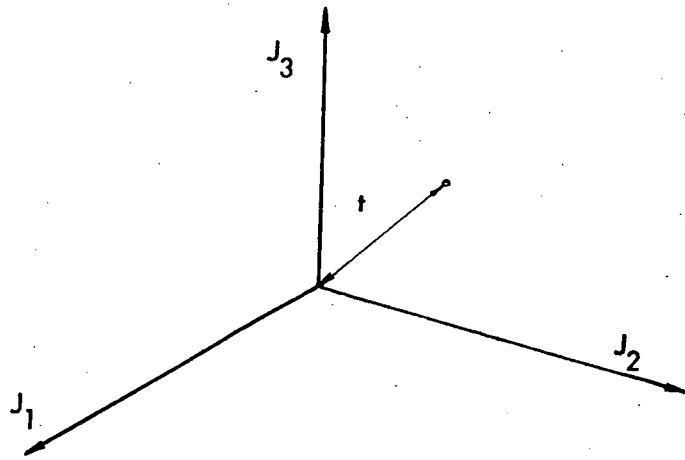
Itt szeretnénk utalni egy előző referátumra (E. R. John: *Mathematical Description of Brain States*), mellyel közös vonás - és az általános törekvés is a különböző regisztrátumok értékelésénél - hogy azokat viszonylag kevés dimenziós tér pontjaként állítsuk elő. Általában remény van arra, hogy megfelelő térben az egyes fiziológiai állapotokat jól tudjuk jellemezni, meg tudjuk fogni ezzel a néhány faktorial magát a jelenséget. Az élettan jelenlegi fejlettségi fokán ugyan nagyon ritka esetben tudjuk megmondani, hogy az általunk észlelt jelenségek experimentális vetületei, a kapott faktorok milyen élettani funkciókat takarnak, annak ellenére, hogy segítségükkel fenomenológiailag jól le tudjuk írni a jelenséget.

Nem várhatjuk természetesen, hogy adott, fiziológiailag azonos állapotokat reprezentáló pontok ugyanazon távolságra legyenek az origótól, ezért a távolságok mellett a pontok térbeli elhelyezkedését is vizsgálnunk kell. Keresünk azon tartományokat, melyek specifikusak egyes állapotokra, jelenségekre nézve. Megjegyezzük, hogy az azonos távolság is tartományt határoz meg, de igen speciális tartományt. Ennek ellenére a távolság vizsgálata igen fontos, ez ad lehetőséget arra, hogy egy következő lépésben különböző tesztek eredményeit interpretáljuk egyetlen euklideszi térben, melynek koordinátái az egyes tesztekben kapott távolságértékek (t_i).

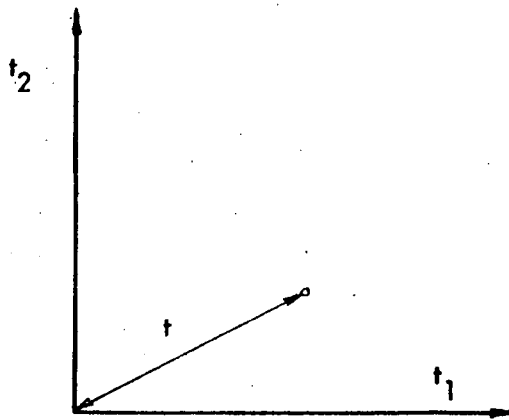
A kapott új tér pontjai (az origó is) az összetett szabályozási tevékenységet, annak minőségét jellemzik. Itt is az origó képviseli az optimális szabályozást, mivel egy összetett szabályozási rendszert akkor tekinthetünk tökéletesnek, ha minden szabályozási funkcióját ideálisan látja el. (Az ábrán csak a szemléltethetőség miatt vettünk fel kétdimenziós teret, a dimenziószámot az alkalmazott tesztek száma határozza meg.)

Tekintettel arra, hogy az eredeti számhármassok komponensei is általánosított távolságok (a négyzetes közép pl. a négyzetesen integrálható függvények terében mért távolság), az előző gondolatmenetnek megfelelően (a koordináták ott is általánosított távolságok) jogos a különböző tesztek összes komponensét egy $3 \cdot n$ -es tér koordinátáinak tekinteni, melynek háromdimenziós alterei egy-egy tesztet jellemeznek (n a tesztek számát jelöli). Egy kiválasztott alteret (tetszőleges alteret!) az origótól benne mért távolság segítségével összevonhatunk egyetlen koordinátává, így csökkenthetjük az eredeti nagy dimenziószámot anélkül, hogy az összevont altérre vonatkozó információk jelentős részét elvesztettük volna, mivel éppen a szabályozási szempontból igen jellemző távolságot tartottuk meg.

Igy lehetőség nyílik arra, hogy a tesztek eredményeit igen sok vetületben vizsgáljuk, meghatározzuk egyes transzformált alterekben a különböző állapotokra jellemző tartományokat.



1. ábra



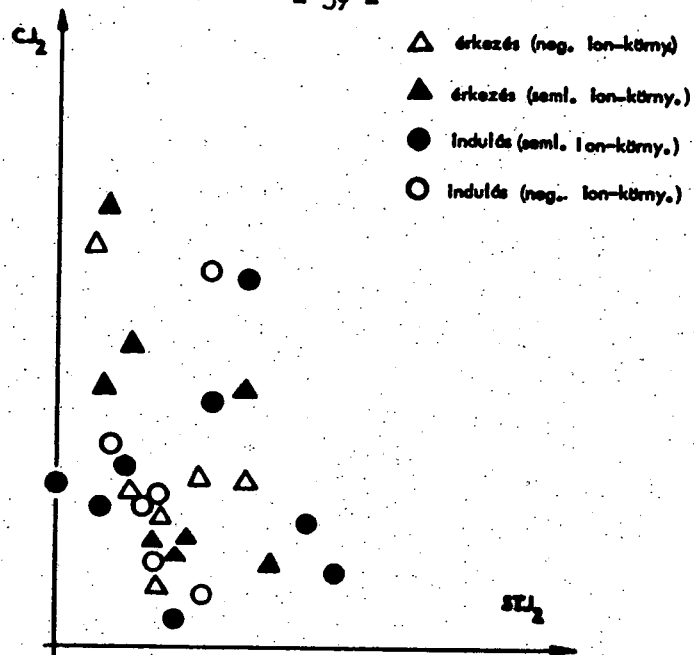
2. ábra

Az előzőekben leírtak illusztrálására egy igen egyszerű és régen alkalmazott vizsgálati eszközzel, a tremométerrel nyert eredmények feldolgozását ismertetjük. A kapott eredmények az eddig feldolgozott adatok kis száma, valamint munkánk kezdeti stádiuma miatt még nem jogosítanak fel komoly élettani következtetésekre, alapot adnak azonban arra, hogy megfelelőnek tekintsük az alkalmazott módszert a felvetett kérdés vizsgálatára. Az általunk alkalmazott tremométer kissé eltér az általában használatostól. A teszt lényege az, hogy a kísérleti személynek vékony fém pálcát kell bejuttatnia meghatározott méretű lyukakba és ott bizonyos ideig fixen tartania, lehetőleg úgy, hogy az a lyuk falát ne érintse. Míg a hagyományos megoldásnál az érintések számát regisztrálják, kísérleti berendezésünk az érintések összidejét is megadja. Jelen referátumunknak nem célja a tesztek részletezése és az idő rövidsége miatt sem térhetünk ki arra, hogy a tremométer által szolgáltatott adatokból hogyan határozhatók meg a kívánt paraméterek, pontosabban az első kettő. A maximum meghatározására jelenlegi eszközünk nem ad lehetőséget.

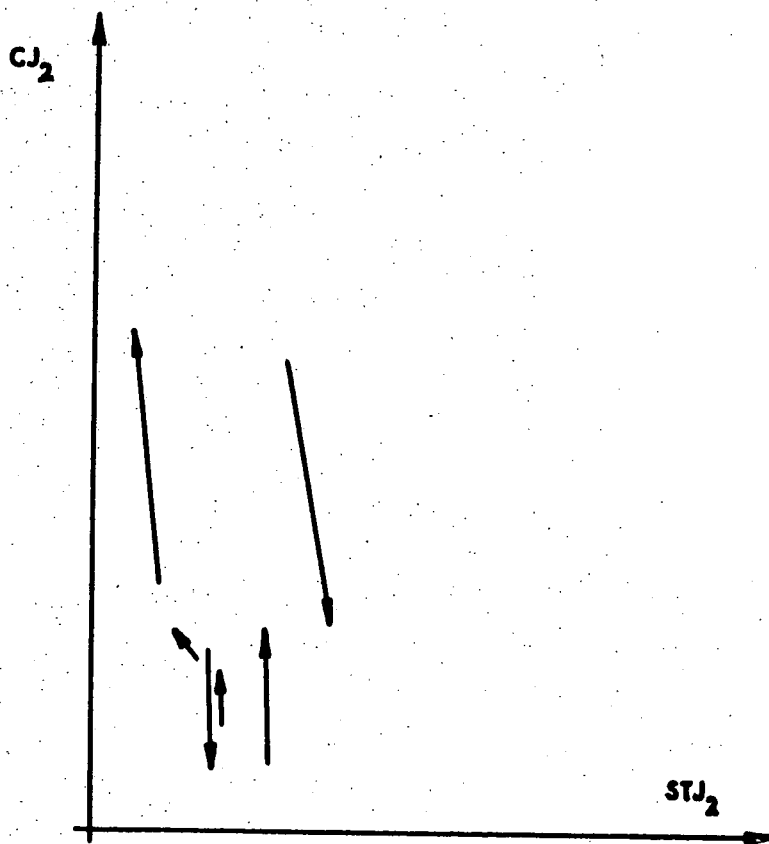
A tremométerrel két vizsgálatot végeztünk, melynek eredményeképp egy általunk célzási és egy statikus tremornak nevezett jelenség jellemzőit kapjuk. E két teszt együttes feldolgozása révén kapott néhány eredményt ismertetünk az alábbiakban.

A kísérleti személyeket munkaterhelésnek vetettük alá (gépkocsivezetés) és mind a munka megkezdése előtt, mind a munka befejezése után méréseket végeztünk rajtuk tremométerrel. A munkaterhelés közelítőleg azonos volt minden esetben. Emellett a kísérletek egy részében az út természetes környezetben, más részében ionizátorral biztosított negatív ion-dús környezetben zajlott le.

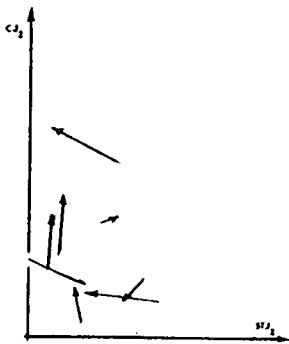
A 3. ábrán az eltérés négyzetes középértékét ábrázoltuk statikus (STJ_2) és célzási (CJ_2) tremor esetében. Megállapíthatjuk, hogy a pontok ezen állapotokban nem különböznek el sem az indulás-érkezés, sem az ionhatás szerint. Ugyanakkor a kísérleti személyek szabályozási funkcióinak változását jelző ábrákról leolvasható, hogy a változás negatív ion túlsúly környezetben lényegesen koncentráltabb (4. ábra), mint neutrális környezetben (5. ábra). Ez felhívja a figyelmet arra, hogy a vizsgálatoknál fokozottabb gondot kell fordítani a szabályozási rendszer állapotát tükröző paraméterek dinamikájának tanulmányozására. Ezt támasztja alá a statikus ill. célzási tremor alterében mért távolságok (STT ill. CT) összefüggéseit mutató 6. ábra is. Ezen megfigyelhető, hogy amennyiben az STT - CT térben mért indulási távolság nem halad meg egy kritikus értéket, ez a távolság a munkaterhelés hatására megnövekszik (a körön belülről induló nyílak kifelé mutatnak).



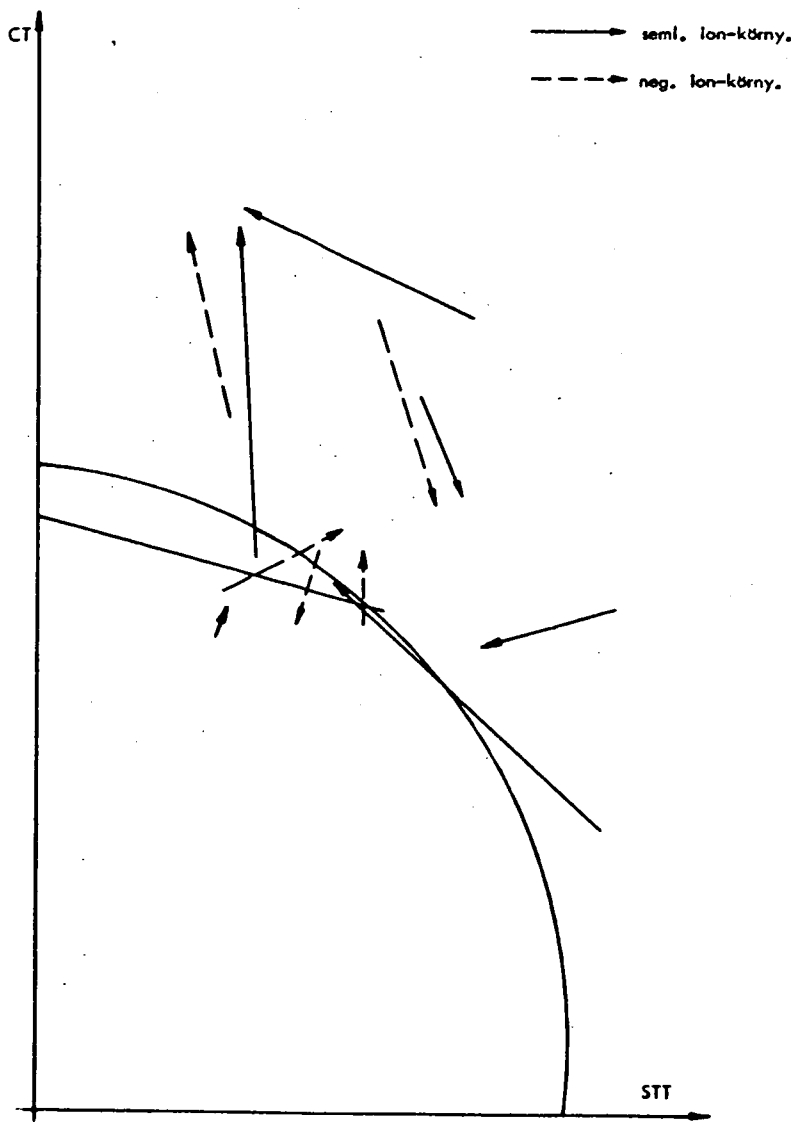
3. ábra



4. ábra



5. ábra



6. ábra

Ezzel szemben, ha az indulási távolság az említett kritikus értéknél nagyobb, a munkaterhelés hatására annak csökkenése figyelhető meg (a körön kívülről induló nyilak egy kivételével befelé mutatnak). Ezt a jelenséget úgy interpretálhatjuk, hogy a mérsékelt munkaterhelés hatására a szabályozási rendszerek egy bizonyos stabilitási tartomány felé törekszenek, ami pihentebb, jobb kondícióban levő kísérleti személyek esetén a szabályozási tevékenységek romlását, fáradtabbak esetében azok javulását eredményezi.

Az előző vizsgálatokban két teszt két-két jellemzőjével (J_1 , J_2) dolgoztunk. Nyilvánvaló, hogy a leírt módszer nemcsak a tremométerrel végzett vizsgálatok eredményeinek értékelésénél alkalmazható, hanem minden olyan esetben, amikor az eredmények egy bizonyos optimumtól való eltérésként interpretálhatók és megadható az eltérés mértéke is valamilyen (egy vagy több) térben mért távolság felhasználásával (pl. a J_1 , J_2 , J_3 mellett még más szabályozásméleti jellemzőt is figyelembe vehetünk). Így - és ezt eddigi eredményeink is alátámasztják - igen általános, hatékony módszert kaptunk, mely eredményesen alkalmazható felvetett probléma megoldásában.

Számítástechnikai Koordinációs Intézet és Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet

A "MACSKA" program

Végső László, Vöröss Mária és Sarkadi Ádám

Az életjelenségek elektromos megnyilvánulásainak számítógépes feldolgozása két lépésben történhet. Először az elektromos potenciálváltozások olyan célszerű adatredukcióját kell végrehajtani, melyek eredményéből az orvos ugyanazokat a következtetéseket tudja levonni, mint az eredeti vizsgálati görbékből. A második lépés olyan jellemzőket keresni, melyek esetleg nem szembetűnők az eredeti görbén, de számszerű értékük, változásuk jellege vagy mértéke egyértelmű kapcsolatba hozható egy meghatározott biológiai állapottal.

Mi kiváltott potenciáloknak és elektroencefalogramok korrelogramjainak számítógépes kiértékelését kezdtük el. Olyan programot készítettünk, melyben az egyes feladatokat önálló programegységek oldják meg, ezek tetszés szerint fűzhetők össze.

Csucskeresés

Mivel a mérési eredmények valószínűségi változók, a program először kisimítja a görbét a statisztikus ingadozás csökkentésére. Ezután logikai módszerrel megkeresi a szélsőértékeket. Csak lokális szélsőértéket keres, és nem tekinti szélsőértéknek az egy csatornában kiugró értéket. Kifűntetett szerepe van az első szélsőérték megtalálásának, a többinél kihasználja, hogy az előző minimum vagy maximum volt-e, minimum után csak maximum jöhet és viszont.

A program sornyomatón kinyomtatja a szélsőérték adatait: abszcisszóját, ordinátóját és az egymást követő szélsőértékek relatív ordinátóját.

Differencialhányados

A folytonos görbék menetéről általában jó jellemzést ad a differencialhányadosuk. Próbaképpen előállítottuk a diszkrét pontjaiban adott

mérési eredmények differenciahányadosát. Ennek egy pontját az eredeti mérési sorozat egymás utáni értékeinek különbsége adja. A differenciahányadoson igen szembetűnőek az eredeti görbe egyes paraméterei - szélsőérték-hely, inflexió -, viszont a statisztikus ingadozások is sokkal jobban látszanak. A különböző kiváltott potenciálok közti különbséget is jól szemlélteti differenciahányadosuk összehasonlítása.

Az 1. ábrán egy kiváltott potenciál görbéje és annak differenciahányadosa látható.

Frekvenciaanalízis

A görbék periodicitására vonatkozó fontos következtetéseket lehet levonni Fourier-transzformáltjukból. Olyan programot készítettünk, mely gyors Fourier-transzformációs módszerrel előállítja a komplex Fourier-transzformáltat. Ennek abszolút értékének maximumai a görbe domináns, minimumai a legkevésbé képviselt frekvenciákat adják meg. A Fourier-transzformált más szempontok szerinti összehasonlításra ad lehetőséget, mint a differenciahányados. A 2. ábrán fent egy táplálkozási feltételes reflex alatti, lent egy differenciáló gátlás alatti click-kiváltott potenciál Fourier transzformáltjának abszolút értéke, a bal oldali az ingerhatás első, a jobb oldali az ingerhatás második felére vonatkozik.

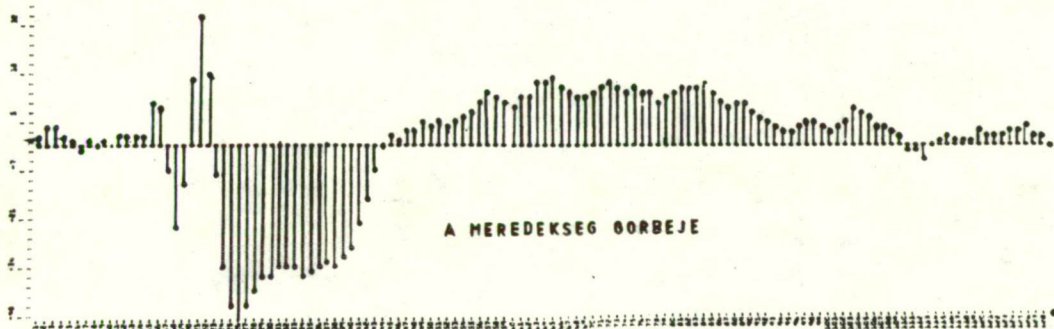
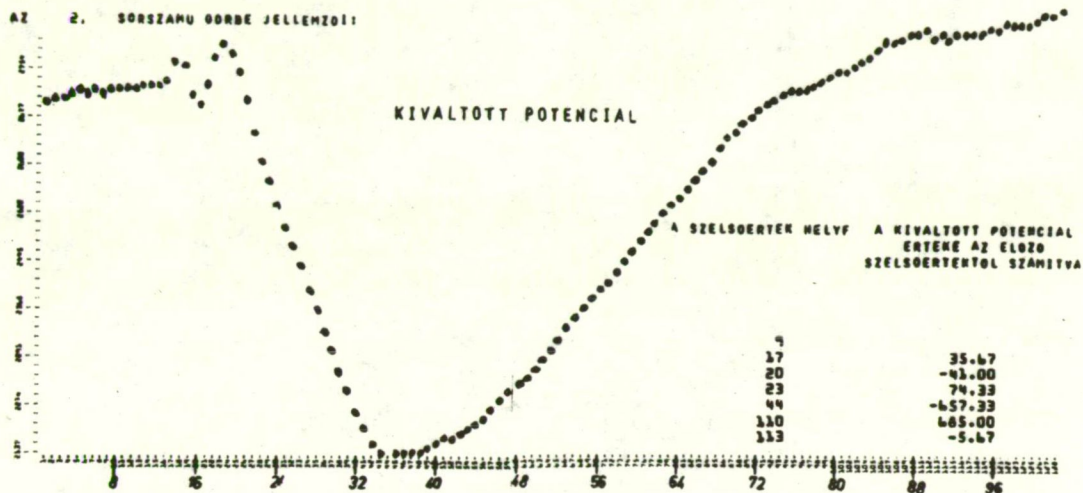
Gauss-görbe illesztése

Általában előnyös a görbéknek legalább egyes szakaszait analitikus görbével közelíteni, hiszen így sokkal kevesebb paraméterrel jellemezhető a görbe, és az összehasonlítás is könnyebb. Ezért készítettünk egy olyan programot, mely a csúcshoz Gauss-görbét illeszt. Az analitikus görbével való közelítésnek azonban csak két esetben van értelme. Az első, amikor ismerjük a vizsgált folyamat létrejöttének mechanizmusát, ilyenkor tulajdonképpen az illesztett analitikus görbe jelenti a folyamat matematikai modelljét. A másik eset, amikor csak azt tudjuk, hogy a mérési eredmények ugyanabból a mechanizmusból származnak, például adott állat adott agyterületének kiváltott potenciáljait mérjük tanulási folyamat során, a paraméterek nagyon jó összehasonlítási alapul szolgálhatnak.

Kompatibilitás-vizsgálat

Az eddig ismert programok egyetlen mérési sorozat bizonyos szempontok szerinti vizsgálatára szolgáltak. Sokszor szükséges különböző mérési sorozatok összehasonlítása. Amikor azt mondjuk, hogy két görbe "hasonlít" egymásra, például a következőkre gondolhatunk: analitikus illesztés során a csúcok bizonyos paraméterei megegyeznek, az egyik görbe

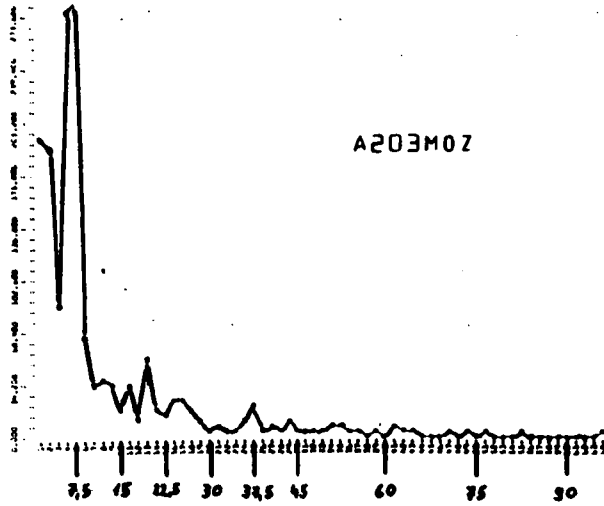
AZ 2. SORSZÁMU GÖRBE JELLENZŐI:



1. ábra

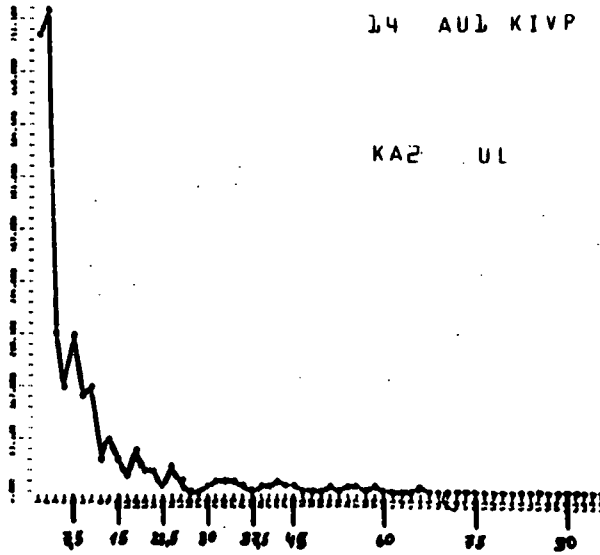
09 AUL KIVP

ZOME02A



14 AUL KIVP

KA2 UL



2. ábra

a másiktól zsugorítással, nyújtással vagy eltolással kapható. A kompatibilitás-vizsgáló program akkor tekint két görbét hasonlóknak, ha lefutásuk megegyezik. A görbék differenciahányadosát hasonlítja össze. A két görbét adott mértékben eltolja egymáshoz képest, majd az eltolás mértékét lépésenként csökkentve fedésbe hozza a két görbét és ezután ellenkező irányba tolja el ugyanolyan mértékben. Minden lépésnél pontról pontra meghatározza a differenciahányadosok eltéréseinek négyzetét, ezeket összegzi és ezekből az értékekből lehet következtetni a görbék hasonlóságára. A 3. ábrán hat görbe kompatibilitásának vizsgálata látható.

Lineáris regresszió

Végül kidolgoztunk egy olyan programot, melynek segítségével összetett folyamatok számszerűen kifejezhető paramétereinek között feltételezett lineáris összefüggés szorossága jellemezhető.

Az ismertett programokkal kapcsolatban csak annyit kívánunk még megjegyezni, hogy bemenő paraméterként nemcsak az eredeti mérési sorozatok adhatók meg, hanem az azokból származtatott tetszőleges adatrendszerek.

A KONPATIBILITAS VIJIBALATA

1 ES 3 BORDEN HEREDEREGENER OSSZEMASJOLITASA

A HEREDEREGENER ATLAGAI	240.75	<u>11.64</u>	170.23	<u>6.29</u>	129.47	74.34	<u>11.28</u>	<u>82.40</u>		
322.32	240.02	202.22	170.23	127.10	129.47	74.34	11.28	82.40	337.78	374.34
<u>80.46</u>	103.79	126.27	156.92	142.23	223.93	263.65	279.26	337.78	374.34	407.30

1 ES 5 BORDEN HEREDEREGENER OSSZEMASJOLITASA

A HEREDEREGENER ATLAGAI	274.31	<u>11.64</u>	169.63	<u>6.20</u>	150.39	129.46	<u>118.97</u>	<u>112.29</u>		
282.48	257.76	231.65	169.63	147.68	150.39	129.46	118.97	112.29	327.33	255.36
<u>112.67</u>	<u>116.72</u>	134.73	150.40	173.70	147.48	229.33	255.36	266.06	312.69	342.45

3 ES 5 BORDEN HEREDEREGENER OSSZEMASJOLITASA

A HEREDEREGENER ATLAGAI	123.05	<u>6.29</u>	84.79	<u>6.20</u>	54.37	42.78	<u>33.46</u>	<u>24.72</u>		
157.54	143.02	104.57	84.79	67.62	54.37	42.78	33.46	24.72	132.59	127.63
<u>22.63</u>	<u>24.32</u>	28.87	40.13	46.99	65.49	78.64	75.77	132.59	127.63	144.22

2 ES 4 BORDEN HEREDEREGENER OSSZEMASJOLITASA

A HEREDEREGENER ATLAGAI	365.35	<u>13.20</u>	347.72	<u>10.93</u>	329.42	310.53	<u>236.26</u>	<u>114.93</u>		
447.73	421.73	364.62	347.72	333.94	329.42	310.53	236.26	114.93	334.45	376.59
<u>73.00</u>	163.43	243.73	343.97	334.46	322.10	316.20	320.49	334.45	376.59	416.40

2 ES 6 BORDEN HEREDEREGENER OSSZEMASJOLITASA

A HEREDEREGENER ATLAGAI	377.09	<u>13.20</u>	292.33	<u>4.37</u>	290.76	302.44	<u>270.46</u>	<u>169.06</u>		
436.20	346.32	327.99	292.33	267.23	290.76	302.44	270.46	169.06	315.63	347.03
<u>127.60</u>	<u>114.86</u>	143.05	255.20	276.63	273.03	282.02	270.20	315.63	347.03	374.76

4 ES 6 BORDEN HEREDEREGENER OSSZEMASJOLITASA

A HEREDEREGENER ATLAGAI	320.13	<u>10.93</u>	264.27	<u>4.37</u>	272.83	275.04	<u>254.29</u>	<u>194.36</u>		
362.66	353.27	302.22	264.27	234.64	272.83	275.04	254.29	194.36	269.58	325.76
<u>126.67</u>	<u>104.33</u>	163.22	215.23	248.05	257.48	264.69	269.58	304.76	325.76	372.68

3. abra

SZOTE Központi Kutató Laboratórium, SZOTE Élettani Intézet és JATE
Kibernetikai Laboratórium

Egyszerű számítógépes eljárás kiváltott potenciálok jellemzőinek meghatározására

Győri István, Szekeres László, Fülöp József és Madarász István

A kiváltott potenciálok vizsgálatánál mindig nagy mennyiségű adat áll rendelkezésre. Ezen adattömeg feldolgozása és kiértékelése még számológép segítségével is igen komoly feladat. Ezért egy olyan programcsomag kidolgozását tűztük ki célul, amely egyszerű, gyors algoritmusokon alapuló kiértékelést tesz lehetővé.

Munkánk során a JATE Kibernetikai Laboratórium MINSZK-22 elektronikus számológépét, valamint a SZOTE Élettani Intézetében működő adat-előkészítő rendszert használtuk. A fenti adatelőkészítő rendszert a múlt évben rendezett Neumann kollokviumon már ismertettük.

A programcsomag elemei a következők:

A.) Hitelesítő és felvételi artefaktumokat (szórt pont) kiszűrő program

Kiváltott potenciálok elvezetésekor az erősítő erősítését nem lehet standardizálni. Ezért a program az egyes kiváltott potenciálokhoz külön-külön hozzárendelt ismert amplitudójú hitelesítő jel alapján visszaállítja az eredeti feszültség-viszonyokat, azaz hitelesíti a kiváltott potenciálgörbét. A hitelesítés után a program megvizsgálja, hogy van-e az adatok között olyan mért pont, amely kiugró, azaz mérési hibának tulajdonítható. Az ilyen kiugró (szórt) pontot kiszűri és helyettesíti a legvalószínűbb értékkel. Ha a szórt pontok száma nagy, a program leáll és hibát jelez.

A program bemenetétül egy nyolcsatornás lyukszalag szolgál, amely tartalmazza a kiváltott potenciált és a hitelesítő jelet. A program a hitelesített és korrigált görbéket kiadja nyolcsatornás lyukszalagon, és ugyanakkor megfelelő sorszámmal elrakja mágnesszalagra is.

B.) Adott kiváltott potenciál csucseit megkereső program

Bemenete a mágnesszalagon vagy lyukszalagon levő hitelesített kiváltott potenciál. A program az adatok beolvasása után megkeresi a kiváltott potenciál jellemző csucseit. Ezt két módon hajthatja végre:

1.) Csucskeresés a csucsek száma szerint. Ebben az esetben a gép azt az utasítást kapja, hogy keresse meg a kiváltott potenciál csucsei közül azt az n számút, amelyek a legnagyobbak (a csucsek nagyságát csucstól csucsig mérjük).

A program eredményeként a szélesnyomatón meghatározott forma szerint megkapjuk a kért csucsek amplitudóját és azt a latenciaidőt, amely az inger beadása és a csucs megjelenése között eltelt.

2.) Csucskeresés előre megadott amplitudó-nagyság szerint. Itt megadjuk, hogy minimálisan mekkora amplitudóváltozásnak kell két pont között lennie ahhoz, hogy a görbe egy maximumát ill. minimumát ne zavarja, hanem valódi csucsnek tekinthessük.

A program outputja ugyanaz, mint az 1.) esetben.

C.) Kiváltott potenciált simító program

A kiváltott potenciált felosztja több részre, majd ezeken a részeken meghatároz egy adott fokszámú, négyzetesen legjobban közelítő polinomot.

A program eredményeként megkapjuk a simított görbét lyukszalagon, és a polinom együtthatóit, valamint a négyzetes eltérést kinyomatja ill. további számolás céljából elhelyezi a mágnesszalagon.

D.) Statisztikus mutatók kiszámolása

A program kiszámolja az egy embertől több, különböző időben felvett potenciál csucsaira jellemző statisztikai mutatókat.

A fent meghatározott csucsekhez tartozó latencia idők átlagát, mediánját, terjedelmét valamint egy ugynevezett stabilitási indexet határoz meg. A stabilitási indexet úgy alkottuk meg, hogy értéke akkor maximális, mikor a kérdéses csucs mindegyik kiváltott potenciálon megjelenik és a latencia idejük is egybeesik (ideális eset). Az index értéke csökken, ha a görbék valamelyikén hiányzik az illető csucs, vagy mindegyik csucs megvan, de azok nagy intervallumban vannak szétszórva.

A fenti programcsomag jelenleg is fejlesztés alatt áll. Pillanatnyilag egy olyan programon dolgozunk, amely segítségével követni lehet az időben egymásután következő kiváltott potenciálok dinamikáját és esetleg megadható a kísérleti egyedek osztályozása is.

SZOTE Központi Kutató Laboratórium és SZOTE Gyermekklinika

Sárgaság miatt felvett ujszülöttek adatainak értékelése diszkriminancia
analízissel

Boda Krisztina, Gyóry István és Kovács Zoltán

Közismert tény, hogy a számítógépek a biológiában és az orvostudományban egyre nagyobb tért hódítanak. Fontos, hogy a feldolgozásra kerülő adatok objektíve mérhetőek legyenek. Ugyanakkor az orvos döntései hordoznak bizonyos szubjektivitást. A számítógépek alkalmazása csökkenti ill. mérsékelheti a döntések szubjektivitását, ugyanis több ember elhatározását figyelembe véve adódhat egy általánosan helyes, megfelelő irány.

Esetünkben 15 év orvosi döntései és természetesen ezzel együtt a döntésekhez szükséges adatok állnak rendelkezésünkre a következő probléma megoldásánál.

A sárgaság miatt felvett ujszülöttek egy részén vércserét hajtottak végre, más részen pedig ez elkerülhető volt. A vércsere végrehajtása több tényezőtől függ és az orvos ezeket figyelembe véve határoz.

Kérdés az, hogy lehet-e ezen tényezők ismeretében osztályozni az ujszülötteket, van-e olyan objektív mérték, amelynek alapján a vércserére kerülő és nem kerülő ujszülöttek elválaszthatók egymástól?

A feldolgozott anyagot a Szegedi Gyermeklinikára 1945 és 1969 között felvett ujszülöttek kórlapjából gyűjtöttük. Az adatgyűjtésnél a következő tényezőket vettük figyelembe:

1. Az inkompatibilitás természete
2. Coombs-próba
3. Volt-e magicterus?
4. A szérumbilirubin szintjének mért értékei
5. Az ujszülött születési súlya
6. Az ujszülött életkora a bilirubin szint mérésének idején
7. Az ujszülött életkora a vércsere végrehajtásakor.

A feldolgozásra kerülő anyagból kiemeltük azokat az eseteket, amelyben volt magicterus vagy annak gyanúja. Ugyanis ilyenkor mindig a beavatkozás mellett döntenek. Ezután az anyagot az inkompatibilitás és a Coombs-próba alapján több osztályba soroltuk. Besorolás után csak azok az osztályok maradtak meg, melyekben elegendő mérési adat állt rendelkezésünkre. A tovább vizsgált osztályokat, valamint az újszülöttek születési súlyának és a megfigyelt bilirubin értékek átlagát és szórását az 1. táblázat mutatja.

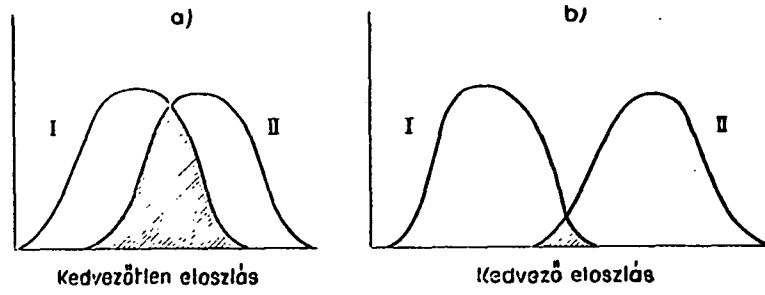
Az első oszlopban azon osztályok találhatók, amelyeket további analízisnek vetettünk alá. Egy-egy osztályhoz tartozó adatok ezután két részre oszlanak. A felső sorban a vércserés újszülöttek adatai, alatta a nem vércserés újszülöttek adatai találhatók.

A táblázat második oszlopában tehát egy osztályon belül a felső sorban a vércsere napján mért bilirubin szintnek átlaga és szórása, az alsó sorban pedig a vércserét elkerülő újszülöttek bilirubin szintjeinek átlaga és szórása található. A 3. oszlopban ugyanezen újszülöttek testsúlyainak átlaga és szórása található az előbb már említett csoportosításban. A 4. oszlop az újszülött életkorát mutatja a vércsere végrehajtásakor.

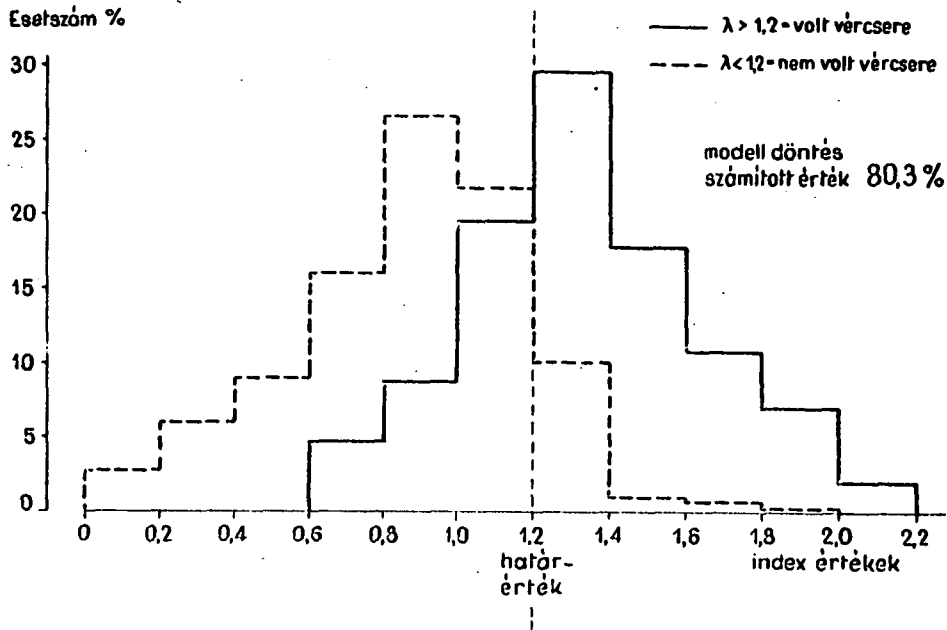
Pl. a Coombs pozitív Rh-inkompatibilitásban a 2,04 napon végezték el a vércserét. Az 5. oszlopban tüntettük fel a számításainknál használt mérések számát is. A táblázatból látszik, hogy a vércserére került és nem került eseteket önmagukban sem külön a bilirubin érték, sem külön a születési súlyok nem determinálják. Ezért mi az itt látható csoportok mindegyikében külön-külön kerestünk egy olyan indexet, mely az illető csoporton belül szétválasztja az eseteket. Ennek az indexnek - megfelelően súlyozva - függenie kell a születési súlytól, a mért bilirubin értéktől, valamint attól, hogy a bilirubin értéket az újszülött hány napos korában mérték. Egy ilyen index megalkotására alkalmas módszer a diszkriminancia analízis.

A diszkriminancia analízis lényegéről röviden a következőket szeretnénk mondani. Célja a különböző összességek szétválasztása és a kérdéses elemek besorolása valamelyik összességbe. Az elválasztás ismertető jegyek megadása alapján történik úgy, hogy felállítunk egy függvényt, mely az elemek besorolását illetően dönt. Két összesség elválasztása csupán egyetlen jegy által akkor a legjobb (optimális), ha a jegy gyakorisági eloszlása két összességben kevésbé fedi egymást, azaz ha a középértékek viszonylag nagy távolságra vannak egymástól és a két variancia összege lehetőleg kicsi. Az 1. ábra egy jegy két összességében való eloszlásának két formáját mutatja: egy kevésbé és egy az

INCOMPATIBILITAS	COOMBS PRÓBA		BILIRUBIN SZINT	TESTSÚLY /GRAMM/	A VÉRCSERE VEGETÁCIÓNAK HAJTÁSÁNAK ÁTLAGOS IDEJE	A MÉRÉS SZÁMA
RH	POZITIV	volt vércsere	17,155 ± 0,989	2778,873 ± 65,831	2,042 ± 0,16	71
		nem volt vércsere	11,926 ± 0,847	3072,222 ± 78,6	—	54
RH	NEGATIV	volt vércsere	20,794 ± 1,087	2544,117 ± 104,55	3,765 ± 0,302	3
		nem volt vércsere	14,333 ± 0,44	2707,462 ± 49,755	—	2
ABO	NINCS ADAT	volt vércsere	23,556 ± 1,214	2911,111 ± 114,022	2,963 ± 0,242	181
		nem volt vércsere	18,894 ± 0,588	2684,042 ± 226,84	—	357
ABO	NEGATIV	volt vércsere	22,862 ± 0,485	2964,088 ± 41,569	3,37 ± 0,119	27
		nem volt vércsere	16,507 ± 0,293	2871,148 ± 35,688	—	94
ABO+RH	NEGATIV	volt vércsere	21,571 ± 1,273	3010,714 ± 103,297	2,857 ± 0,204	28
		nem volt vércsere	14,206 ± 0,463	2903,921 ± 45,767	—	102
HYPER-BILIRUBINAEMIA	NEGATIV	volt vércsere	23,521 ± 0,767	2266,666 ± 91,642	4,792 ± 0,213	48
		nem volt vércsere	17,242 ± 0,412	2260,112 ± 51,458	—	178



1. ábra



2. ábra

elválasztásra jól alkalmazható formáját. Tegyük fel, hogy a továbbiakban két összességünk van, (volt és nem volt vércsere) és mindegyikben három mért jegy (születési súly, életkor és bilirubin szint). A két összesség mindegyike elemét egy-egy számmal jellemezzük úgy, hogy a mért jegyeket alkalmasan választott b_1, b_2, b_3 faktorokkal megszorozzuk és az így kapott értékeket összeadjuk. (2. ábra)

$$X = b_1x_1 + b_2x_2 + b_3x_3$$

ahol x_1, x_2, x_3 a három mért jegy.

Mindkét összességre irányszámokat kapunk, ezek nyilván különbözőek lesznek a mért jegyek különbözősége miatt. Mindkét összességben kiszámíthatjuk ezen számok átlagát. Az első összességbeli értékek átlagát \bar{x}_1 , a másodikét \bar{x}_2 jelöli.

A következő feladat a b_1, b_2, b_3 súlyok alkalmas megválasztása. Olyan súlyokra van szükségünk, melyekkel \bar{x}_1 és \bar{x}_2 eltérés minél nagyobb, ugyanakkor a varianciák összessége lehetőleg kicsi. Mindkét követelmény teljesül ha

$$a \quad Q = \frac{d^2}{T} \quad \text{érték nagy.}$$

Tehát ezt a kifejezést kell maximálnunk.

Itt nem részletezendő számítás a következő eredményre vezet:

$$b'_1 + r_{12}b'_2 + r_{13}b'_3 = d'_1, \text{ stb.}$$

Egy egyenletrendszert kapunk, melyben az együtthatók a mért jegyek közötti korrelációs együtthatók, pl. esetünkben r_{12} a testsúlyok és az életkorok, r_{13} a testsúlyok és a bilirubin szintek közötti korrelációs együtthatók.

A jobb oldalon álló konstansok a mért értékek átlagának különbségei. A vessző (') arra utal, a b'_1, b'_2, \dots, d'_1 stb. szorozva van egy az adatokból kiszámítható tényezővel. Így az egyenletrendszer b'_1, b'_2, \dots súlyok értéke ezen tényezővel való osztással adódik.

Az így meghatározott $X = \sum b_i x_i$ számolási mértéket lineáris diszkriminancia függvénynek nevezzük, ugyanis rögzített b_1, b_2, b_3 esetén X az x_1, x_2, x_3 egy függvénye. E függvény segítségével lehet eldönteni, hogy valamely elem a két összesség melyikéhez tartozik. Ezt az eljárást az előbb említett csoportok mindegyikével elvégezzük külön-külön. Így minden egyes újszülöttet egy számmal, X -szel jellemeztük. E számok gyakorisági eloszlásából egy hisztogramot készítettünk. A 2. ábra az ABO inkompatibilitás Coombs negatív csoportja esetében mutatja a vércserés és a nem vércserés esetek eloszlását. A hisztogramok némileg fedték egymást, de a vércserés esetek indexei általában nagyobbak voltak a nem vércseréseknél. A határvonalat

ott huzzuk meg, ahol a döntés tévedése szempontjából a legkisebb esetszám volt. Minden egyes csoportban végrehajtottuk a χ^2 -próbát is, amely mindig szignifikáns eredményt adott (2. táblázat). Az orvosi ténykedés alapvető követelménye a "nil nocere" elve, így természetesnek tartjuk, hogy a modell-döntés és a tényleges döntés jól egyezett. A fenti elv arra sarkal, hogy retrospektíve ellenőrizzük, vajon az adott körülmények mellett mindig a helyes utat választottuk-e.

A hasonló természetű felmérések munkaigényesek. A számítógép ebben az esetben nagy segítséget jelent, mert helyettünk pontosabban és gyorsabban végzi el a számítás és a mérlegelés feladatát. Az eloszlási görbék fedést mutatnak. Ez nem az állásfoglalás bizonytalanságának a jele. 15 év alatt több szakember elhatározása alapján került sor a vércserére. A szakma szabályainak betartása is megenged némi szubjektivitást. Nem hagyhatók számításon kívül az egyedi reakciók sem. Az irodalmi adatok alapján az elért, sőt több esetben meghaladott 80 - 85 %-os "találati arány" jónak mondható az orvosi diagnosztikában. Modellünk egy szokatlan alkalmazási területe a diszkriminancia analízisnek, de az itt szerzett tapasztalatok újabb témák hasonló feldolgozására ösztönöznek.

I R O D A L O M

- Ashford, J. R.: Komputerek használata az orvostudományban. Orvosképzés. 45. 332 - 338, (1970)
- Kalmár L.: Digitális számológépek és célgépek alkalmazása az orvosi diagnosztikában. Orvos és Technika. 7. 1 - 5, (1969)
- Kovács Z., Balogh E., Veres I., Streitmann K.: 15 év vércseréi során szerzett tapasztalataink. Gyermekgyógyászat. 20. 208 - 212, (1969)
- Lyukkár tyás gépi adatfeldolgozás módszerének bemutatása 15 éves vércserés beteganyag adatainak felhasználásával. Orv. Hetil. 111. 561 - 564, (1970)
- Weber, E.: Biologische Statistik. Thieme Verlag. 4. Auflage 428 - 448, (1969)

INCOMPATIBILITÁS	COOMBS PRÓBA	A MODELL-DÖNTÉS SZÁ- MITOTT ÉRTÉKE
RH	POZITIV	77,3 %
RH	NEGATIV	89,8 %
ABO	NINCS ADAT	85,9 %
ABO+RH	NEGATIV	80,3 %
HYPERBILIRUBI- NAEMIA	NEGATIV	84,1 %

2. táblázat

Belkereskedelmi Információfeldolgozási és Ügyvitelszervezési Intézet
Országos Munkaegészségügyi Intézet

Klinikai epidemiológiai kutatás szervezése adatbázis alkalmazásával

Skrabski Árpád, S. Kopp Mária és Timár Miklós

A klinikai epidemiológiai vagy makrobiológiai kutatás célja a krónikus progresszív megbetegedések okainak, korai diagnózisának és prognózisának vizsgálata felmérések segítségével.

A többnyire nagy költséggel összegyűjtött adattömeg kiértékelését manuálisan végezve el, vagy a számítógépet lyukkártyagépekkel is megoldható nagytömegű, de primitív adatfeldolgozásra használva, az adatokból nyerhető információ nagy része elvész, ezért a klinikai epidemiológiai és minden egyéb nagy adattömeg kiértékelésére támaszkodó kutatást csak a számítógép lehetőségeinek megfelelő kihasználásával lehet eredményesen folytatni. A kutatás hatékonyságát nagy mértékben növeli, ha adatbázist létesítünk, ez által ugyanis tetszőleges kombinációban az adatok többszöri feldolgozása válik lehetővé.

Kutatási célra létrehozott adatbázisnak alkalmazniuk kell lennie az adatok update-jének elvégzésére, az adatok tetszőleges csoportosítására és a komplexebb matematikai eljárások előkészítéseként az adatok átalakítására. Az adatbázisnak illeszkednie kell az összes szükséges matematikai statisztikai programcsomagokhoz, melyek egyszerű vezérlés útján egymás után hívhatók. Az eredmények értékelésével így az elvégzendő további számítások meghatározhatók, vagy a meglévő kutatási terv módosítható. Minden egyes feldolgozás bonyolult stratégiát igényel és az orvos kutatóknak a számítógépes szakemberekkel együttműködve jelen kell lennie és irányítania kell a feldolgozás menetét.

A célt egy epidemiológiai kutatás céljaira jól alkalmazható report language létrehozásával értük el. A report language felépítésében a karakteres gépek gépi kódjára hasonlít.

Adatbázisunkban fix rekordhosszal dolgozunk és a rekordon belül elhelyezkedő számadatokat helyük szerint csoportosítjuk. Az utasítások elején elhelyezkedő műveleti kód dönti el az utasítás további részének értelmezését. A címek szerepét a rekordok elemeinek helye tölti be és az utasítást egyéb logikai feltételektől függően minden egyes rekord megfelelő elemével az adatkezelő program végrehajtja.

Az utasításrendszer logikai és aritmetikai utasításokat tartalmaz. A logikai utasításokkal egyrészt az adatok csoportosítását, másrészt az aritmetikai utasítások elvégzésének logikai feltételeit adjuk meg.

Logikai utasításokkal megoldható többek közt bizonyos tünetegyüttes kiválasztása, vizsgálatainkban ilyen tünetegyüttes, ha a két vezető tünet: krónikus köhögés és krónikus köpetürítés közül az egyik, valamint a többi négy tünet közül egy fennáll. Hasonló logikai kiválasztás a screening vizsgálatoknál 40-50 féle tünetből választja ki a megadott valószínűségi szint fölött betegnek talált eseteket.

Az aritmetikai utasítások egy rekordon belül vagy rekordok között a rekord minden elemével képesek egyszerű, aritmetikai műveletek elvégzésére, egy adatsoporton belül a maximum, minimum, átlag és összeg meghatározására. A jelenlegi kutatómunkánk során ezzel a módszerrel több légzésfunkcióérték átlagát vagy maximumát képezhettük a vizsgált személyek mindegyikénél a matematikai programok input-adataként.

Adatkezelő rendszerünk az adatok tárolását jelenleg mágnesszalagon oldja meg. Disk-orientált adatkezelőrendszer létrehozását 1972. év folyamán tervezzük, de míg a szalagorientált rendszerrel tetszőleges elemszámú adattömeg kezelhető, a gyorsabb disk-orientált rendszer a számítógép hardware adottságait figyelembevéve csak korlátozott adattömeg kezelésére lesz alkalmas.

A programrendszer segítségével a KERINFORG Honeywell 2200 típusu számítógépen (kiépítettsége 132 K központi tároló, 3 disk, 8 szalag) az alábbi kutatásokat végeztük:

A krónikus nonspecifikus léguti megbetegedés tömeges egészségügyi vizsgálatának metodikai előkészítése céljából vizsgáltuk az adatfelvétel megbízhatóságát, a kérdőív egyes kérdéscsoportjainak és a légzés-

funkcióértékeknek összefüggéseit, a klinikai diagnózis megbízhatóságát, a légzésfunkcióértékekre ható tényezőket, az egyes kérdések és mérési módszerek körjelző értékének mennyiségi meghatározását.

Az etiológiai tényezők vizsgálata során összehasonlítottuk a légúti tünetek gyakoriságát tatabányai és pécsi szénbányászok között, vizsgáltuk az életkor, dohányzás, munkakörülmények, munkakör hatását.

További vizsgálatainkban összefüggéseiben elemeztük a légúti tünetek, ulcus, hypertonia, vegetatív és depressziós tünetek előfordulási gyakoriságát, valamint ezeknek kapcsolatát genetikai és szociális-gazdasági faktorokkal.

A krónikus nonspecifikus légúti megbetegedés vizsgálatára nemzetközi standardok alapján felvett kb. 500000 adat gépi feldolgozása során az 1971. évben kb. 200 többváltozós, lineáris és nonlineáris regresszióanalízist, parciális korrelációanalízist és az adatok jellegétől függő, más matematikai statisztikai vizsgálatot végeztünk, a próbák feltételeinek és az eredmények megbízhatóságának elemzésével.

Kutatási eredményeinkről Varsóban az Ecology of Chronic Non-specific Respiratory Disease című konferencián "Epidemiological Studies of the Pulmonary Ventilatory Function and the Subjective Symptoms of Chronic Nonspecific Respiratory Disease among Coal Miners" címmel szövegeztünk be részletesebben.

Laboratorio di Cibernetica del C. N. R. , Napoli

Neuron Counting in Three Dimensions: A Proposal

by

C. Arcelli and S. Leviardi

Introduction:

For the last century people have investigated the nature and structure of the nervous system through its elementary units, the neurons. For this purpose they have developed different techniques that, with an improving technology, have successively furnished a better insight into the numerous problems existing in the field. We will point out the significant phases of the preparation of biological specimens as well as the difficulties that arise when using the conventional techniques. Our proposal is aimed at: a) the three-dimensional reconstruction of a specimen by means of a digital matrix and b) the use of a special algorithm that operates in three dimensions on all elements of the matrix simultaneously, to count the digitized neurons contained in the previous matrix.

In the preparations of histologic specimens various substances are needed in order to obtain the slide that will be subsequently analyzed. One of these substances is the fixative, employed to stain the relevant elements to be observed either by optical or electronic means. For neurons the Nissl method with cresyl violet staining is commonly employed (1). This method, as well as all others, produces large changes in tissue volume. Some authors rate this change up to about a 70 % reduction (2) in the volume of the original sample. The embedding medium must satisfy the following requirements (3): high resistivity for constant section thickness, discrete rigidity for sections of constant width, adequate elasticity to contain samples of any size. Two materials commonly employed are paraffin and celloidin. Paraffin allows fast embedding and thinner sections, while celloidin is more resistant. A good compromise is reached by using tissue-mat and combining the advantages of paraffin with those of celloidin.

As for the thickness of the section, the following considerations should be kept in mind. If the section is thick, then fewer sections for a given histological preparation are required, less time and space are needed, and fewer cells, nuclei and nucleoli are split. This increases the probability for accurate counting. On the other hand, if we use thin sections less counting error will be introduced since fewer neurons will overlap. Neurons, as seen through an optical microscope, will be overlapping (4) and only certain parts within the section may be simultaneously in focus. Look at fig. 1a), b) and c). The thickness of the sections varies from 10 to 50 microns, usually about 15-20 microns.

Although there are no absolute rules for the choice of a sectioning plane, one plane is chosen to show a specific structure on the basis of the interpretation of the biological material when cut along three orthogonal directions. If one could have a threedimensional representation of the specimen then this one could suggest the best sectioning plane.

The problems most commonly met when counting neurons using the previously described specimens are: 1) contour definition of cells (the presence of neurons on different focal planes further complicates the picture), 2) the appearance of the same neurons in adjacent sections. To solve the first problem some authors have tried to outline, as precisely as possible, the contour of the nucleus with a very sharp pencil and Higgins green ink. To compensate for the poor discrimination between different planes some specific correction factors have been introduced, (e.g., Abercrombie (5) (1946)). The difficulty in assessing the exact number of neurons in a given specimen may be described by a figure ranging between 2 % and 10 % (2) of the total number of counts on the same specimen.

Three-dimensional representation:

We have seen that when investigators use a specific technique for counting neurons with an optical microscope, different focal planes are inspected. We might ask ourselves how it could be possible to three-dimensionally reconstruct the sample so as to eliminate picture noise due to overlapping of cells and to the presence of non-focussed components. If this were possible then not only would we obtain a fully focussed representation but also a preservation of size and shape.

Under this assumption we propose a three-dimensional matrix in which biological information from the specimen will be stored. Let us consider a three-dimensional matrix of x, y parallel planes ordered along the z-axis. With each of these planes we may associate one focal plane, such that all histological sections will be stored in the matrix. From an operative standpoint, a focussed

component of a picture has a contrast ratio above a specified threshold value. We must remark that before storing the information on a matrix plane, some processing of the picture must be performed in order to extract only those components which are focussed. This can be achieved by using techniques (6, 7) for eliminating spurious noise in digitized images. We then have a matrix which contains all relevant elements present in the specimen in digital form.

We may note that each element of the matrix has a grey scale value: this is due to the fact that the patterns involved are not black and white but rather continually varying in their intensity as a result of the use of staining techniques and of the complex structure of cells.

Three-dimensional matrices can also be considered as arrays for storing tactile sensory information from objects in space (8). After making contact with the object a special sensor could, in principle, trace it, obtaining a quantized contour for every section along the z-axis. For this specific case we are involved in binary matrices and only information relevant to the surface will be stored. Once the three-dimensional matrix is obtained patterns stored in it can be processed according to the set of rules dictated by the task.

Problems existing in two dimensions regarding connectivity, adjacency, geometrical operations, should be reconsidered for three dimensions.

For this reason, for example, let us compare processing of two-dimensional patterns with three-dimensional ones. The memory occupation will obviously be larger since more data are needed because of the presence of an extra dimension but we must also note that more operations will be required to test certain properties in this space. As an example, when we define two elements $a(i, j, g); b(h, k, m)$ to be d_2 -adjacent if

$$d_2 \{ a(i, j, g); b(h, k, m) \} = \max (|i-h| , |j-k| , |g-m|) = 1$$

then, an isolated element test will require 26 check operations while only 8 are necessary in two dimensions.

If, instead of using sequential algorithms we are interested in performing parallel processing, further memory must be employed as a buffer unit for storage.

Neuron Counting:

For the problem of neuronal counts we propose an algorithm developed for counting objects in three dimensions (9). This algorithm operates in parallel, first shrinking all objects and then normalizing them to single isolated elements.

This procedure was obtained from the superposition of a two-dimensional algorithm acting along three orthogonal planes. It may operate on d_1 - and d_2 -connected objects where d_1 connectivity in three dimensions can be defined as follows: a set S of elements is d_1 -connected if, any two elements in S having been considered, a path exists joining them through successive elements $(a(i, j, g); b(h, k, m))$ all in S , such that

$$d_1 \{ a(i, j, g); b(h, k, m) \} = |i-h| + |j-k| + |g-m| = 1$$

The d_2 connectivity definition can be obtained from the d_2 adjacency formula.

The algorithm is a parallel one since every element is processed simultaneously with all others and independently. The transformed state b^* at every step depends on the state of elements belonging to a $2 \times 2 \times 2$ window. In fig. 2 we can see that one vertex corresponds to element b . The small letters represent the 0,1 states of each element.

The following relations hold for d_1 - and d_2 -connected objects respectively:

for

$$u(t) = 0 \quad t < 0$$

and

$$u(t) = 1 \quad t \geq 0$$

$$b^* = u \left[u(a+b-2) + u(c+b-2) + u(f+b-2) + u(a+d+c-3) + u(a+e+f-3) + u(c+g+f-3) \right]$$

$$b^* = u \left[u(a+b+g-2) + u(b+c+e-2) + u(a+c+f-2) + u(b+h-2) + u(b+f+d-2) \right]$$

Our algorithm is direction oriented since symmetrical configurations, e.g., eight elements forming a cube, must not be completely erased. For example, if we consider a parallelepiped circumscribing the object, the process of shrinking compels every element to move toward one vertex and, precisely, for the chosen disposition of elements in the formula, towards the top, right, backward vertex (vertex b , fig. 2). After a finite number of steps all objects will be shrunk to single elements (vertex elements), then extracted and counted. For a correct counting to be performed two conditions must be satisfied: no object must disconnect itself during the process of shrinking, and no two or more objects

must merge during the same process. The first condition is always satisfied while the second is verified only if the parallelepipeds circumscribing the objects are not adjacent, i.e., the distance between them $d_2 \geq 2$. Thus, the number of steps necessary to process all objects placed in a matrix depends only on the dimensions of the largest parallelepiped circumscribing the object.

Conclusion:

A procedure is introduced to represent a biological specimen in digital form which preserves the spatial organization of its components. Every histological section is stored in a three-dimensional array in which every x, y plane corresponds to a single focal plane as seen by optical inspection. In this way, only strictly focussed components are preserved. Our processing takes into account the three-dimensional nature of the chosen description of the world and should not be seen as a set of successive differing processes in two dimensions. From this point of view picture processing methods should be reconsidered with respect to space geometry. As an example, a parallel shrinking algorithm which could perform counting of cells has been proposed.

LEGENDS

- Fig. 1a), b), c) Successive focal planes of habenular nucleus of frog (*Rana esculenta*). Transverse section, $\times 1200$
- Fig. 2 $2 \times 2 \times 2$ window, b^* (transformed state of b) will depend on the state of elements contained in this window

REFERENCES

- 1) Kemali M. and Braitenberg V. "Atlas of the frog's brain", Springer Verlag 1969
- 2) Pakkenberg H. "The number of nerve cells in the cerebral cortex of man", *J. Comp. Neurology* 128, 1966, pp. 17-20

- 3) Konigsmark B. W. "Methods for the counting of neurons", *Contemporary Research Methods in Neuroanatomy*, Springer Verlag, 1970, pp. 315-333
- 4) Agduhr E. "A contribution to the technique of determining the number of nerve cells per volume unit of tissue", *Anatomical Record*, 80, 1941, pp. 191-202
- 5) Abercrombie M. "Estimation of nuclear population from microtome sections" *Anatomical Record*, 94, 1946, pp. 239-247
- 6) Prewitt J. M. S. "Object enhancement and extraction", *Picture Processing and Psychopictorics*, Academic Press, New York, 1970, pp. 75-149
- 7) Rosenfeld A. "Picture processing by computer", Academic Press, New York 1969
- 8) Aida S., Cordella L., Ivancevic N. "A method of visual-tactile symbiotic system for stereometric pattern recognition", presented at the Second International Joint Conference on Artificial Intelligence, London, 1971
- 9) Arcelli, C. and Levialdi, S. "Parallel shrinking in three dimensions", to appear in *Computer Graphics and Image Processing*, Vol. 1, No. 1, 1972.

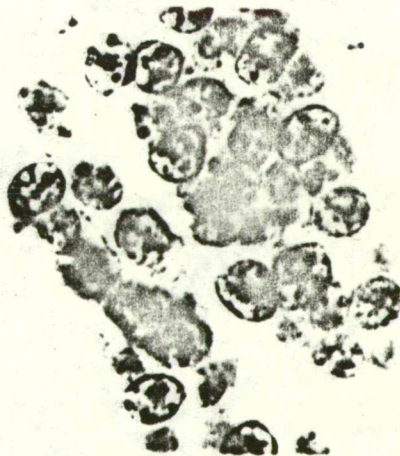


Fig. 1 a), b), c)

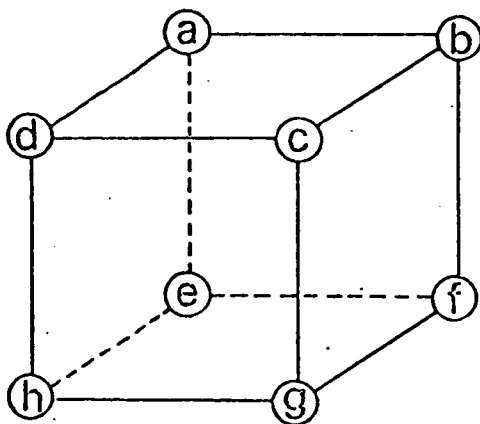


Fig. 2

MTA Számítástechnikai Központ

Új, Párhuzamos Modellek az Agy Kutatásban*

Sebestyén Ferenc

A "lélek" trónfosztása után a tudatos folyamatokra csak mint az agyműködés indikátoraira tekinthetünk: Kell, hogy előbbi utóbbinak előtte járjon. ("Nem akarhatjuk azt, amit akarunk.") A számológép, minthogy tervezésének és működésének alapját a formális logika (a tudatosuló gondolati folyamatok elmélete) képezi, csak az indikátor működés "black box" modellje lehet.

Az egész agyműködés kutatását elősegítő, egyre teljesebb és teljesebb agymodellek megalkotásánál tekintetbe kell venni a nem tudatosuló (introspektív eszközökkel nem hozzáférhető) jelenségeket is, és a mesterséges rendszerek organizációja ill. strukturája helyett magáról az agyról nyert ilyen ismereteknek kell alapul szolgálniuk.

Az ismertetésre kerülő párhuzamos, elosztott paraméterű és tiszta anyagáramlási modellek (PAOL, PAOV, PAOR, stb., és EPATA) ebbe az irányba kísérelnek meg egy kicsiny lépést tenni, érintve a bevezetésükkel kötelezővé váló párhuzamos mérési metodikák és a párhuzamos rendszerek szekvencionális komputeren történő szimulációjának nehézségeit is. (I. Bogdánfy Géza és Eöry Ajándok előadását is.) Az ismertetés, jellegét tekintve esszé-szerű, a modell absztrakt, formalizált tárgyalása Németi István előadásában található.

*Előadésvázlat

NIM IGÜSZI Számológéppont és MTA Számítástechnikai Központ

Partikuláris EPATA-rendszerek számológépes szimulációjáról

Eőry Ajándok, Sebestyén Ferenc és Bogdányfó Géza

A megelőző előadáshoz csatlakozva olyan szimulációs munkáról számolunk most be, melyben néhány, a fentebb körvonalazott és a megvalósított műszaki-mérnöki rendszerektől gyökeresen különböző EPATA alapelvű rendszermodell számológépes szimulációját végeztük.

Képzeliünk most el gondolatban egy automatikus orgonát, mint olyan hangszer, mely adott zenemű önműködő megszólaltatására képes. Orgonánk - felépítésében és működésében - az elosztott paraméterű és párhuzamos működésmódu alapelv /Sebestyén, 1966./ leglényegesebb előírásainak a következőkben tesz eleget.

Az egységek felépítésében lényeges szerepet kap, hogy minden egyes sip a környező levegőfázison - mint passzív közegen - keresztül beépített mikrofonjával "meghallhatja" bármelyik sip felhangzását /feltételezve, hogy hallótávolságon belül vannak/, és mikrofonjához csatlakoztatott rezonátora a hangminőséget is kiszűri. Minden egyes sip memóriával van ellátva, memóriájában a megszólalását közvetlenül megelőző hangképpel. Ha ez, összehasonlítva a felhangzó hangképpel, koincidál, egy késleltetési idő elteltével a sip működését eredményezi.

Látható tehát, hogy a sipoknak - a rendszer egységeinek - működése lényegi vonásokban azonos. A fő működési jellemző a koincidencia, amely az egyes egységek receptor- és memóriarészeinek állapota között következhet be, és az egység effektusát vonja maga után.

Ha kiválasztunk egy konkrét zenedarabot, akkor az így felépített párhuzamos működésmódu, automatikus orgona, rövidített nevén PAOL, működésének alapfeltétele, hogy generálni kell a sipegységek elemi memóriáiból összeálló memóriahalmazt, melynek meghatározásában a zenemű kottájából indulhatunk ki. Az egyes sipegységek memóriái annyi elemi memóriából

állnak, ahányszor az egyes sípegységeknek a zeneszám felhangzása során meg kell szólalnia. Az így definiált memóriák három adatot kell tartalmazzanak:

- 1/ a megszólalást közvetlenül megelőző hangképet,
- 2/ a hangkép létrejötte és a megszólalás közötti időtartamot,
- 3/ a hangzás időtartamát.

Belátható, illetve a szimulációs kísérletekkel alátámasztott tény, hogy a PAOL sípjában elhelyezkedő memóriák összessége és az orgona egészének működése közötti kapcsolat egy kölcsönösen egyértelmű transzformációnak felel meg akkor, ha a hangképek az utánuk megszólaló hangokkal egyértelmű logikai kapcsolatban vannak.

Egy adott sípegység környezetének állapota - az állapotkép - a rendszer azon sípjainak effektusaitól függ, melyekkel az egység relációban van. Egy állapotkép azonban - és ez nagyon lényeges - a szóbanforgó sípegység felhangzásának csak szükséges, de nem elégséges feltétele. A sípegységek memóriatartalmát és esetleg állapotát egy bekövetkezett koincidencia és effektus megváltoztatja. A PAOL működése alatt sípegységei effektusainak összességét értjük.

Vegyünk most egy, az elhangzottak szerint felépített PAOL-t, készítsük el a szimulációs számológépi modellt és próbáljuk meg rábírnunk Bach C-dur prelúdium és fugája 5. ütemének eljátszására. Az első sajátos probléma, ami a futtatást megelőzi - már a szimulációs modell elkészítése után - a sípok megszólalását megelőző hangképek, azaz a zeneműhöz tartozó memóriahalmaz elemeinek, mint input adatoknak a generálása. Ezen adathalmaz volumenére jellemző, hogy az 5/8-os ütemet figyelembe véve rendkívül rövid fenti zeneműszakaszhoz kerekén 7000 numerikus karakter beolvasására volt szükség.

Az első szimulációs modellünk kizárólag a sípok megszólalását megelőző hangképre kidolgozott koincidencia feltétel mellett működött, és ilyen felépítésben a harmadik ütem közepén elakadt, illusztrálva azt a tényt, hogy a hangképek és az utánuk megszólaló hangok logikai kapcsolata nem egyértelmű, így ugyanaz a hangkép hangzott fel a "d" hang negyedik megszólalása előtt, ami az "a" hang megszólalásának is feltétele volt, és ez az utóbbi hangnak megfelelő síp idő előtti effektusát vonta maga után.

Második modellünk sípegységei a megszólalásukat megelőző két hangképre kiépített koincidencia feltétel mellett hibátlanul eljátszották Bach C-dur prelúdium és fugájának első 5. ütemét. Ez természetesen a memóriahalmaz elemeinek mintegy megduplázódásához vezetett, ezen elemek száma kerekén 13 500 karaktert tett ki.

Harmadik modellünk a fenti nagyszámu input adat nélkül is - pontosabban az eredeti 7000-es memóriahalmazzal közel egyező számu input mellett is - képes volt hibátlanul lejátszani a zeneművet úgy, hogy a sipokat érzékenyebbé tettük az azonos hangképek többszöri felhangzására is egy erre a célra kidolgozott koincidencia feltétellel.

Valamennyi számológépes modell intézetünk harmadik generációs ICL-gépére implementált CSL-nyelven készült (ICL Manual, 1971.). Ez a magas szintű szimulációs nyelv egy FORTRAN bázisu célnyelv, mely lehetővé teszi a programozó számára, hogy tömörebben, kevesebb utasítással írja meg programját, mint FORTRAN nyelven, ugyanakkor pedig biztosítja az összes FORTRAN utasítás használatát. Mivel jelen esetben a szimulációs modell működtetése voltaképpen a rendszermodell viselkedésének tanulmányozása a szimulált időben, az időszimulálás problémáját úgy oldottuk meg, hogy a CSL-nyelv adta előnyös lehetőségek kihasználásával eseményorientált módon építettük fel a szimulációs modelleket. Ez más szóval annyit jelent, hogy a programba beépített óramű akkor lép előre, amikor valamilyen esemény történik a rendszerben, azaz a sipok megszólalásakor és elnémulásakor. Több sip egyidejű szimultán működése esetén a szimulált idő áll mindaddig, míg a lényegében soros felépítésű - szaknyelven hardware-ű - számológép a szimulált rendszerben párhuzamos eseményeket a maga soros működésmódjában egymás után végzi. Itt mindjárt felmerül egy másik kérdés, nevezetesen, az ilyen megszemélt párhuzamos működésmódu rendszerek soros hardware-ű gépeken történő szimulációja gazdaságosságának kérdése. Ha találunk egy jellemzőt a párhuzamosság mértékére, akkor hasonló feladatra épített soros működésmódu modellekkel végzett kísérletek eredményeivel történő összehasonlítás alapján fogunk csak tudni erre a kérdésre kielégítő választ adni. Egy tájékoztató számadat csupán, hogy harmadik modellünk esetében 6'12"-et könyvelt a gép a futásra, ami a 45/8-os zenedarab hossza és a gép másodpercenkénti kb. 200 000-es alapműveletvégző sebességét is figyelembe véve elképesztően hosszú időnek tűnik.

Hogy a vizsgált modellt közelítsük az élő rendszerekhez, redundáns, párhuzamos orgona szimulációs modelljét is elkészítettük. Itt minden egyes sípegységből egy adott számot alkalmazunk, megsokszorozva a sipokat. Ha a redundáns orgonánk, rövidített nevén PAOR sípegységeit egy négyzet alakú felület mentén úgy osztjuk el, hogy az egyes sípegységek előfordulási valószínűségei a felület mentén azonosak és utána orgonánkat tetszőlegesen félbevágjuk, várható, hogy amennyiben az azonos hangu sipok száma elegendően nagy, a két PAOR rész - mintha mi sem történt volna - visszaadja az eredeti zeneműszakaszt! A PAOR ezzel a tulajdonságával egy olyan rendszer,

amelynek két fele egyszerre fél is, meg egész is: fél, ha az anyagi kettéosztottságot tekintjük; de egész, ha a működést.

Megállapíthatjuk azt is, hogy ha egy "rendszeridegen" sip kellően hosszú ideig belesipol orgonánk légterébe, az orgona sipegységei sorra elhallgatnak, ami a rendszer működésének megszűnését eredményezi, mint-hogy az idegen hang a sipegységek egyikének memóriáállapotával sem incidál. A PAOL sipegységeinek memóriái bizonyos esetekben így annak a hangképnek az állapotában maradnak, amelyet az "idegen" hang megszólalása nem engedett létrejönni. A sipegységek ezt a hangképet várva maradnak nyugalomban. Következésképpen a rendszer működése újra megindítható egy másik "idegen" rendszer segítségével, amely éppen azt a hangképet szóltatja meg eléggé rövid időtartammal, amire a sipegységek várakoznak.

Az elmondottak magukban hordják a csiráját egy olyan összetett rendszermegoldásnak, amely PAOL-szerű szubrendszerek bizonyos egymásbafo-
nódott összessége.

I R O D A L O M

- Sebestyén F.: Új Alapelv Idegrendszeri Modellekhez: Elosztott
Paraméterű Párhuzamos Működésmódu és Tiszta Anyag-
áramlási Rendszer
Kandidátusi értekezés, Pécs (1968)
- CSL, Control and Simulation Language - ICL Manual, London
(1971)

Brain Research Laboratories, New York Medical College

Behavioral Correlates of Neural Readout

E. R. John and Frank Bartlett

In previous work (1), we reported that the waveshape of the response evoked by presentations of a neutral stimulus which resulted in behavioral generalization closely resembled the evoked response to the conditioned stimulus (CS) which was the usual signal for performance of the same conditioned behavior. When the same neutral stimulus failed to elicit generalization, the waveshape of the evoked response was markedly different, lacking a set of components. These components were identified as endogenous, and were suggested to reflect the readout of memory, released by the stimulus but having a form determined by prior experience.

By subtraction of the response evoked by a neutral stimulus when it failed to elicit generalization (afferent input alone) from the response when the same stimulus elicited generalization (input plus readout), it was possible to obtain an approximate picture of the process released in different anatomical regions under these conditions (2). This readout process displayed similar waveshapes but different latencies in a number of different regions, and apparently originated in a cortico-reticular system from which it propagated to other brain regions, appearing latest in the lateral geniculate body.

Since this phenomenon involved the difference between the waveshapes of responses evoked by a stimulus when a behavioral performance took place and when performance failed to occur, it was possible that the observed differences were due to unspecific factors. In order to control for such factors, we devised a procedure called "differential generalization". Cats were trained to perform one conditioned response (CR_1) to an intermittent stimulus consisting of flicker at frequency 1 (V_1) and a different conditioned response (CR_2) to flicker at frequency 2 (V_2). After substantial overtraining of this differential behavior, a third frequency (V_3) was presented which was midway between V_1 and V_2 . When generalization occurred, V_3 elicited behavior which was sometimes appropriate to V_1 (V_3CR_1) and sometimes to V_2 (V_3CR_2). It was found that the waveshape appearing in many brain regions during V_3CR_1 was markedly different from that evoked during V_3CR_2 . Further, the waveshape during V_3CR_1 closely resembled that observed during V_1CR_1 , while the waveshape during V_3CR_2 closely resembled that observed during V_2CR_2 (3).

These results showed that the waveshape of the response evoked by V_3 did not solely depend upon the physical stimulus or upon unspecific factors such as arousal, attention or drive level, but also depended upon the significance attributed to the stimulus by the animal. Further, the results showed that the brain could release a particular waveshape, closely resembling the usual response evoked by a differential conditioned stimulus, when a novel stimulus caused generalized performance of the usual behavioral response to that CS. This released waveshape was interpreted as the electrophysiological reflection of activation of a specific memory.

A number of further controls have been carried out to establish that these released waveshapes were not due to unspecific factors. Response-specific readout waveshapes have been obtained using auditory, as well as visual stimuli, showing that these processes are not restricted to stimuli in a particular sensory modality. They have been observed in appetitive-appetitive, aversive-aversive, and appetitive-aversive discriminations, showing that they are not restricted to tasks based only upon one kind of motivation, nor do they depend upon differences in motivation for the differential behaviors. They have been obtained using direct electrical stimulation of brain structures as the CS, showing that they are not due to changes in orientation or direction of gaze. They do not reflect pupillary dilation, since visually elicited readout waveshapes are not altered by homatropine. They have been observed

in lever-pressing and hurdle-jumping tasks and in observational as well as conventional instrumental learning situations, showing that they are not restricted to a particular kind of learning or behavioral task. They do not reflect performance of the instrumental movement since readout waveshapes elicited by stimuli in one sensory modality usually do not appear in the same brain regions when the same conditioned responses are performed for cues in other sensory modalities. Set and response bias have also been ruled out as responsible for the differences in waveshape evoked during trials resulting in different behavioral outcomes. No readout components were discerned in the waveshapes evoked by meaningless flicker stimuli yoked to differential auditory cues, whereas readout components appeared in evoked responses to those flicker stimuli after they acquired cue values by transfer of training (4).

In this work, we found that the differences between V_3CR_1 and V_3CR_2 were obscured by whole trial averaging, and could be accentuated by experimenter selection of typical readout waveshapes from the later portions of behavioral trials (3). It was suggested that such selection made it possible for subjective bias to invalidate the apparent significance of these findings (5). Accordingly, a computer sorting program was devised to perform this analysis in an objective way. Essentially, this program constructs homogeneous subgroups of evoked potentials out of the heterogeneous population of waveshapes produced by the non-stationary processes which characterize behavioral situations (6).

Using this program, we demonstrated that the waveshapes objectively selected by the computer closely approximated the waveshapes subjectively selected on the basis of experimenter judgment (7).

It remained, however, to demonstrate that readout waveshapes thus selected in any animal were distributed throughout a large number of behavioral trials in which the same outcome occurred, and that different readout waveshapes were predictive of different behaviors. A film was made which enabled audiences to predict performance in differential generalization on the basis of the waveshapes recorded from the lateral geniculate body and displayed on an oscilloscope (8). Numerous audiences (9) have found it possible to predict performance accurately from examination of these waveshapes.

This film demonstrated the ease with which accurate prediction of behavioral outcome in differential generalization could be made by subjective evaluation of a set of trials performed by one cat. The purpose of this paper is to demonstrate the extremely reproducible content of different waveshaped modes identified by computer selection in a large number of behavioral trials with the same outcome, to establish the correlation of a

specific readout waveshape or evoked potential mode with a particular behavior, and to establish that such correlations have been found in a large number of animals.

Figure 1 shows the distribution of 3 different modes of evoked response in 6 groups of different types of behavioral trials from the same animal. The cat from which these 59 trials were recorded was trained to press the left bar on a work panel to avoid electric shock from a floor grid within 15 seconds after the onset of a 4.0 Hz flash (V_1), and to avoid shock by pressing the right bar after a 2.0 Hz flash V_2 . After overtraining, a number of presentations of a 3.0 Hz neutral flash (V_3) were randomly interspersed among a sequence of V_1 and V_2 trials, sometimes eliciting left-bar and sometimes right-bar response. The three groups of trials in the left half of the figure all resulted in left-bar response. However, these similar behaviors were elicited by 3 different stimuli. The trials in Column 1 came from V_2 errors, in Column 2 from V_1 correct responses, and in Column 3 from V_3 left-bar generalization. The three groups of trials in the right half of the figure all resulted from right-bar response, also from three different stimuli: Column 4 from V_3 right-bar generalization, Column 5 from V_2 correct responses, and Column 6 from V_1 errors. The spot displays indicate the points in each trial at which the corresponding mode of evoked response occurred. Examination of the figure shows that all trials began with an evoked potential of Mode 1, progressed to a period dominated by potentials of Mode 2, and concluded with a period in which Mode 3 potentials were most probable.

Figure 2A presents the actual waveshapes which correspond to the 3 modes of response for the two types of behavior. The top waveshape shows 6 Mode 1 waveshapes superimposed, which correspond to the 6 types of trials in the previous figure. These waveshapes were essentially identical, indicating that the state of the nervous system of this animal was approximately the same at the onset of trials of each behavioral type. The Mode 2-Left waveshapes present superposition of the 3 Mode 2 waveshapes which dominated the early portion of trials resulting in left-bar responses to the three different stimuli, and show that these waveshapes were closely similar. Mode 2-Right waveshapes are superimposed in the 3rd row, and show not only that the early portion of trials resulting in right-bar responses were closely similar independent of the eliciting stimulus, but also illustrate the similarity between the early modes of left-bar and right-bar trials. Mode 3-Left waveshapes are superimposed in the 4th row, and are closely similar independent of the stimulus. Mode 3-Right waveshapes are shown in row 5 and are also very similar.

However, Mode 3-Left and Mode 3-Right waveshapes are significantly different. Figure 2B shows the results of sorting on V₃-Left and V₃-Right generalization trials, using the Mode 3-Left and Mode 3-Right waveshapes as classification criteria. These data show clearly that the probability of these 2 kinds of waveshapes occurred much more frequently in V₃-Right trials. This distribution deviated significantly from random, as assessed by computation of exact probability.

Table 1 shows similar results for 14 cats. For each animal, a mixed set of trials was constituted, containing iterated examples of trials resulting in two different behavioral outcomes to the same physical stimulus. The population of evoked potentials recorded from the lateral geniculate body or other brain regions during the whole set of trials was then subjected to sorting analysis. The data in the table show that each mixed population contained two different readout modes, one of which was highly correlated with each of the differential behaviors. The differential distribution of the two readout modes in the two kinds of behavioral trials was highly significant. The temporal distribution and actual waveshapes of these various readout processes will be presented in a forthcoming paper (10).

These results show that readout processes can be objectively defined and automatically identified, that they appear consistently in an extensive sample of behavioral trials from a given animal, that they can be found in most, if not all, animals in an experimental population, and that they are strongly correlated with a particular differential behavior. These findings, in conjunction with control data showing that readout processes are not attributable to unspecific factors such as arousal, attention, orientation, motivation, pupillary dilation, change in direction of gaze, movement, intention to move, or response bias, support the interpretation that readout processes reflect the activation of a specific memory.

LEGENDS

Fig. 1. Each column represents a set of trials in which the same behavioral response was performed to a particular stimulus, as indicated in the heading. V₁ (4.0 Hz flicker) was the CS for a left bar press, V₂ (2.0 Hz flicker) was the CS for a right bar press, and V₃ (3.0 Hz flicker) was a test stimulus used to elicit differential generalization. The 59 trials included 5 V₂ errors, 11 correct responses to V₁, and 12 generalization-L responses to V₃, all resulting in left bar responses, and 10 generalization-R responses to V₃, 16 correct responses to V₂, and 5 V₁ errors, all resulting in right bar responses. Both left and right bar responses were to avoid electric shock from a floor grid. The bars were mounted side by side on a work panel.

The top row of white dots in each black rectangle represents the occurrence of successive light flashes in the behavioral trials. Each row of dots corresponds to a separate trial, beginning at the left vertical bar and ending at the right bar. The occurrence of a dot indicates that the potential evoked for that light flash was classified as an example of the indicated mode. Three modes were identified within all 6 types of trials, and are represented by the three horizontal arrays of data.

Fig. 2A. Mode 1 consisted of the initial evoked potential in 46 of the 59 trials, plus a small number of additional evoked potentials all of which occurred early in the trials. The Mode 1 potentials from the 6 types of trials are superimposed in the top row of data. They were essentially identical.

Mode 2 consisted of the evoked potentials which dominated the early portions of all types of trials. The second row of data, Mode 2-L, shows the superimposed waveshapes of this mode for the three sets of trials which resulted in left bar responses, while the third row, Mode 2-R, illustrates the corresponding data for right bar responses.

Mode 3 consisted of the evoked potentials which dominated the final portions of all types of trials. The fourth row of data, Mode 3-L, shows the superimposed waveshapes of this mode for the different sets of left bar responses, while the corresponding data for right bar responses is illustrated in the bottom row.

Note that the 3 different Mode 3-L waveshapes are closely similar, independent of whether they were elicited by V_1 , V_2 or V_3 . Similarly, the 3 Mode 3-R waveshapes are essentially identical. However, Mode 3-L waveshapes are markedly different from Mode 3-R.

All data were recorded from the lateral geniculate nucleus, bipolar.

Fig. 2B. Correlation between evoked response modes and behavior. Each rectangle contains 8 V_3 trials which resulted in left bar generalization (trials 1-8) and 8 V_3 trials which resulted in right bar generalization (trials 9-16). The rectangle on the left shows the incidence of Mode 3-L waveshapes in 16 generalization trials, while the right rectangle shows the incidence of Mode 3-R waveshapes in the same trials. The trials were randomly selected from those shown in Fig. 1. and were truncated so that only the late portion dominated by Mode 3 waveshapes was subjected to this further analysis. These results showed a significant deviation from randomness in the probability that a particular waveshape mode would occur in a trial with a particular behavioral outcome ($p = 0.00001$).

TABLE I. Distribution of CR₁ and CR₂ waveshape modes in sets of trials resulting in either CR₁ or CR₂ behavioral performance to the same flicker signal. Number of trials and evoked potentials in each set is indicated for each animal, as is the structure from which the data were recorded. The exact probability of obtaining the observed distributions from a randomly distributed population was calculated and is shown in the rightmost column.

LG - lateral geniculate body, VIS - visual cortex, MRF - mesencephalic reticular formation, M - monopolar derivation, B - bipolar derivation, + + = approach-approach discrimination, - - = avoidance-avoidance discrimination, + - = approach-avoidance discrimination, 0 + = no response versus generalization of approach discrimination.

REFERENCES

- 1) D. S. Ruchkin and E. R. John, Science 153, 209, (1966).
- 2) E. R. John, D. S. Ruchkin, A. Leiman, E. Sachs and H. Ahn, Proc. XXIII Intern. Cong. Physiol. Sci. (Tokyo), 87, 618, (1965).
- 3) E. R. John, M. Shimokochi, and F. Bartlett, Science 164, 1519, (1969).
- 4) E. R. John and F. Bartlett, Manuscript in preparation.
- 5) M. Schwartz, Science 169, 303, (1970).
- 6) D. S. Ruchkin, Comm. Behavioral Biol. 5, 383, (1971).
- 7) F. Bartlett and E. R. John, Science 169, 304, (1970).
- 8) E. R. John, F. Bartlett, and M. Shimokochi, Neural Readout from Memory During Generalization, 40 minute sound and color film, (1969).
- 9) This teaching film has been shown at symposia, congresses and 23 universities here and abroad. Interested readers may make arrangements to view our film by contacting us.
- 10) E. R. John, F. Bartlett and M. Shimokochi, Manuscript in preparation.
- 11) This work was supported by N. I. H. Grant #NS09924, N.S.F. Grant #GB-27559 and the Health Research Council of New York Grant #1-375. I acknowledge the programming assistance of Drs. P. Easton and D. S. Ruchkin.

DISTRIBUTION OF EVOKED POTENTIAL MODES

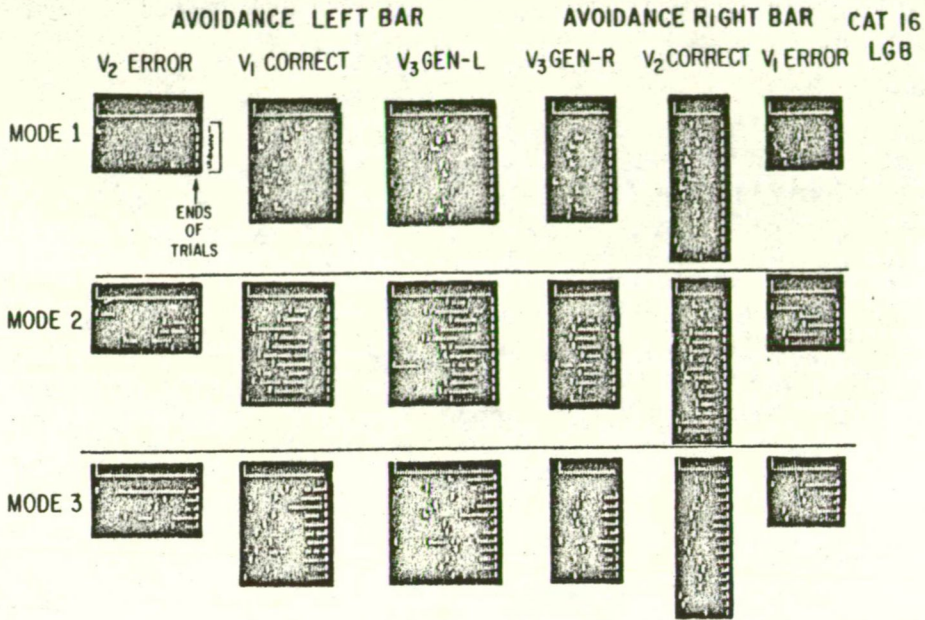


Fig. 1

DISTRIBUTION OF EVOKED POTENTIALS INTO DIFFERENT MODES

Cat	Structure	N trials		EP's		%CR ₁ in		%CR ₂ in		P <
		CR ₁	CR ₂	CR ₁	CR ₂	CR ₁	CR ₂	CR ₁	CR ₂	
2	LG _B + -	7	10	95	159	.48	.16	.22	.54	10 ⁻⁸
3	VIS _B + -	9	10	118	137	.37	.17	.27	.45	10 ⁻⁴
4	LG _M 0 +	5	5	131	125	.87	.10	.13	.90	10 ⁻³⁷
5	LG _B + -	9	4	174	81	.58	.21	.03	.41	10 ⁻¹⁴
7	LG _B + -	7	8	97	120	.55	.30	.45	.69	10 ⁻³
8	VIS _B + -	3	5	56	104	.45	.14	.27	.62	10 ⁻⁵
9	LG _B + +	5	5	128	128	.58	.34	.27	.50	10 ⁻⁴
10	LG _B + -	7	7	128	128	.47	.14	.00	.41	10 ⁻²⁰
11	VIS _M + -	4	3	154	102	.37	.15	.23	.36	10 ⁻³
12	MRF _M + -	9	9	101	149	.77	.50	.23	.50	10 ⁻⁴
13	LG _M + -	5	5	104	150	.57	.04	.10	.31	10 ⁻¹⁶
14	LG _M + -	3	4	79	177	.73	.24	.27	.76	10 ⁻¹²
16	LG _B - -	11	11	63	55	.70	.31	.13	.53	10 ⁻⁵
21	LG _B - -	6	6	128	128	.79	.46	.18	.48	10 ⁻⁷

Table 1

EVOKED POTENTIAL MODES

CAT 16
LGB

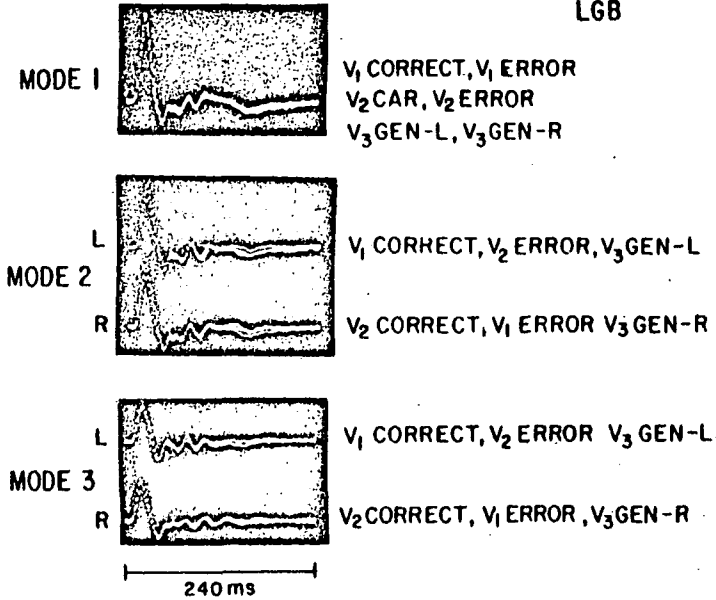


Fig. 2A

CORRELATION BETWEEN EVOKED RESPONSE MODES AND BEHAVIOR

CAT 16
LGB

MODE 3L MODE 3R
V3
GENERALIZATION

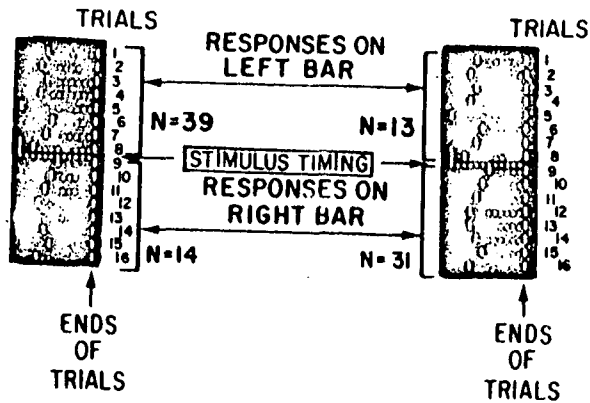


Fig. 2B

JATE Kibernetikai Laboratórium

Egy fiziológiai rendszer időbeli folyamatainak vizsgálata interaktív
számítógépes szimulációval

Hunya Péter és Hantos Zoltán

Az előző kollokviumon elhangzott előadásunkban áttekintést igyekeztünk adni modellezési munkánkról, mely a kapilláris rendszerek néhány, fizikai mozgásformában lejátszódó jelenségének vizsgálatára irányult. Ezuttal modellezési munkánknak csak a "módszer"-oldalát, a számítógépes szimuláció modellezéstechnikai jellegzetességeit ismertetjük. Időközben ugyanis a modell számos alapvető, új elemmel bővült. Az alkalmazott módszert meghatározó elvek általánosabb érvényűek, a konstruált konkrét modellt csupán ennek illusztrációjaként használjuk fel.

Szükségesnek látjuk azonban néhány mondatban összefoglalni a modellezés tárgyára és a modellre vonatkozó információkat. A kapilláris rendszerek vizsgálatánál a modellezési eljárások használatának indokoltságát a következőkben látjuk:

1) A rendszer fizikai mennyiségei (nyomások, áramlások és koncentrációk - az intravasculáris és interstitialis térben) bonyolult kapcsolatban állnak egymással. Áttekinthető teóriák, egyszerű leírások könnyen félrevezetőek lehetnek, a jelenségek teljes komplexuma pedig hagyományos matematikai módszerekkel nem kezelhető.

2) A hidrodinamikai és ozmotikus folyamatokat meghatározó fizikai mennyiségek értékei a rendszeren belül jellegzetesen helyfüggőek. A kapillárisok kísérletes megközelítése, a változók helyfüggvényeinek felvétele, mérése a strukturális adottságok következtében erősen korlátozott. Néhány könnyen - vagy egyáltalán - mérhető, a rendszerre globálisan jellemző mennyiség egyedüli figyelembevételével pedig nem elegendő: a rendszer globális viselkedését a helyfüggésből adódó belső dinamika nagyban befolyásolja.

3) A modell alkalmas - természetesen a struktúra által meghatározott módon - egyes hipotetikus folyamatok beilleszthetőségének kipróbálására is.

E megfontolások után a modellt az alábbiakkal jellemezhetjük:

1) A vizsgált objektum strukturális egységeinek megfelelően a modell három részből áll: a kapilláris hálózat konfigurációjának koncentrálása után nyert kapilláris modell, az interstitiumot reprezentáló, az előbbit körülvevő rugalmas tároló és a nyirokérhálózatnak megfelelő elvezetési rendszer.

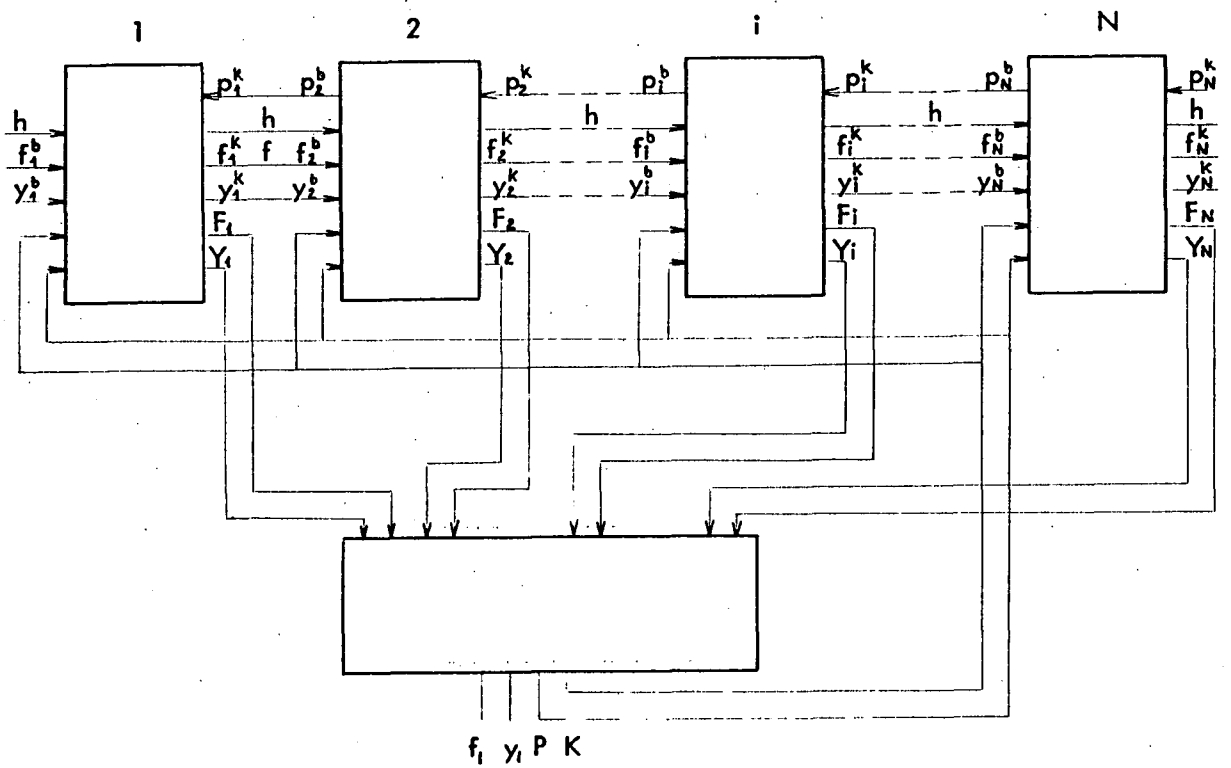
2) A kapilláris csőmodellben az áramlás- és nyomásértékek a hely függvényében változnak. A csőmodell azonban elemi hosszúságú szakaszokat reprezentáló diszkrét, sorbakapcsolt egységekből áll, melyeken belül helyfüggést már nem veszünk figyelembe.

3) A valóságos rendszer folytonos időbeli működését is szakaszos, diszkrét működéssel közelítettük.

4) E térben és időben diszkrét modell vizsgálatát elektronikus számítógépen végeztük.

A modell blokkvázlatát - a struktúra illusztrálása céljából - az 1. ábra mutatja.

Elttekintve a szimulációs modell konkrét sajátosságaitól, általánosan is megfogalmazhatjuk a szimuláció során felvetődő és megoldott feladatokat, eljutva így egy általános szimulációs rendszerhez, mely bizonyos határokon belül igen tág lehetőséget biztosít a modellező számára. Korlátozást jelent mindenképp előtt, hogy folytonos rendszer működését diszkrét modell felhasználásával vizsgáljuk. Ez azonban nem jelent lényeges megszorítást, mivel a tér és időbeli felbontás finomításával a közelítés pontossága tetszőlegesen javítható. Adott esetekben mód van az elkövetett hiba becslésére is. Feltevétezzük továbbá (ez képezte eddig modellezési munkánk egyik alapját), hogy a reális rendszer funkcionáló elemeinek működése jól leírható az automataelmélet eszközeivel, a Moore és Mealy automatákkal (3). Ezek segítségével olyan elemek adhatók meg, melyeknek belső állapotai diszkrét halmazt alkotnak (A), és a pillanatnyi állapottól, valamint az ugyancsak diszkrét I input halmazból származó bemeneti jeltől függően megváltoztatják belső állapotukat és az O output halmazhoz tartozó jellel válaszolnak a külvilág felé. Formálisan megfogalmazva az automaták megadhatók az (A, I, O, d, e) rendezett ötössel, melyben az A az állapotok, I a lehetséges inputok, O a lehetséges outputok halmaza, d és e az átmenet-, illetve a kimenet-függvényt jelölik. Az automata diszkrét időbeli működését pedig a következő összefüggések írják le:



1. ábra

$$\begin{aligned} a_{t+1} &= d(a_t, i_t) & (t = 0, 1, 2, \dots, \\ o_{t+1} &= e(a_t, i_t) & a_t \in A, i_t \in I, o_t \in O) \end{aligned}$$

Moore-automaták esetében, míg Mealy-automatáknál:

$$\begin{aligned} a_{t+1} &= d(a_t, i_{t+1}) & (t = 0, 1, 2, \dots \\ o_{t+1} &= e(a_t, i_{t+1}) & a_t \in A, i_t \in I, o_t \in O) \end{aligned}$$

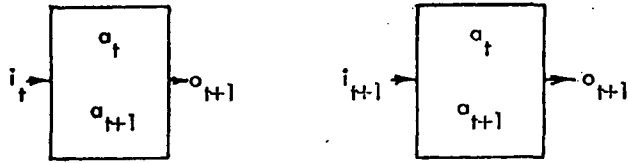
A fentieket a 2a és 2b ábra szemlélteti. Megjegyezzük, hogy az említett két automata-fogalom ekvivalens, de a modellezésnél célszerű mindkettőt felhasználni, sőt gyakran sor kerülhet a 2c ábrán megadott vegyes működésű automata alkalmazására is. A modell az előzőkben leírt elemekből álló rendszer, melyben egyes elemek outputjai szolgáltatják más elemek inputjait. Nyilvánvaló, hogy a rendszerben az elemek nem kapcsolhatók össze tetszőleges módon, ugyanis 2b illetve 2c típusú elemekből álló zárt lánc esetén ellentmondást eredményezhet az, hogy egy input hatása ugyanazon időpillanatban "körbefut" és ezzel esetleg megváltoztatja önmagát.

A modellezett rendszer (pontosabban a modell) időbeli vizsgálatát úgy végezzük, hogy kiindulva egy $t=0$ értékhez tartozó input és állapot-rendszerből meghatározzuk a $t=1, 2, \dots$ időpillanatokhoz tartozó állapotokat és outputokat, felhasználva az előző t -hez tartozó értékrendszert. Ezt a folyamatot nevezzük szimulációnak. A szimulációt realizáló programnak az időbeli előrelépés során az alábbi feladatokat kell elvégeznie:

1) A rendszer minden elemére meg kell határozni az előző állapot és input adatok alapján az új állapot és output értékeket. Ezt a tevékenységet az egyes elemekhez tartozó programrészek végzik el. 2a típusú elemek esetén az elemeken való (térbeli) átfutás tetszőleges, 2b és 2c típusuaknál a végrehajtás sorrendjét a belőlük alkotott lánc határozza meg.

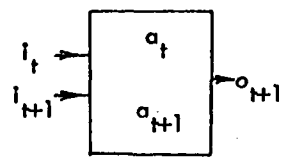
2) A modellezési program felügyelő, szervező részének feladata a modellezett rendszer strukturájának megfelelően elvégezni az összekapcsolást helyettesítő áttárolásokat, melyek során az inputok rendszere megkapja az adott időpillanatban aktuális értéket.

3) Ugyancsak a felügyelő program feladata a modellkísérlet eredményközlésének irányítása, ellenőrzése és az ennek kapcsán felmerülő igénybejelentések kezelése is. A modellkísérlet folyamán általában olyan esetekben kérünk információt a modell állapotáról, amikor az a kísérletező számára valamilyen szempontból érdeklődésre tarthat számot. Egyes esetekben az ilyen állapotokra vonatkozó feltételek előre megadhatók és a program



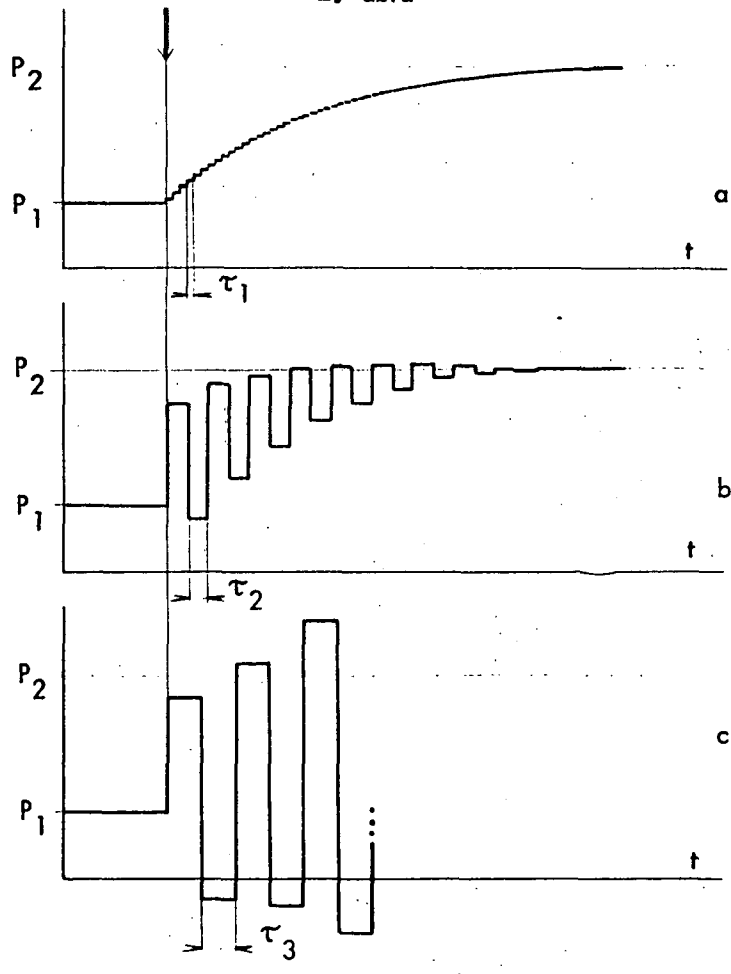
a

b



c

2. ábra



$$\tau_1 < \tau_2 < \tau_3$$

3. ábra

automatikusan gondoskodhat a kiírásokról, más esetekben viszont a részletesebb információ igénye csak a kísérlet menete során merül fel. E mellett modellünk közelítő volta ellenére, - bizonyos korlátok között - leírja a rendszer dinamikáját is. Így, amennyiben a kísérlet célja az átmeneti állapotok, folyamatok vizsgálata, minden állapot rögzítésére szükség van. A fentiekből világosan látszik, hogy a szimulációs programban központi helyet kell elfoglalnia egy igen rugalmas, a pillanatnyi igényeknek megfelelő output rendszernek.

Az output tevékenységeket egy újabb szempont szerint két fő csoportra oszthatjuk:

- a) térbeli "keresztmetszet" egy adott időpillanatban és
- b) egyes paraméterek idősora, adott pontokra vonatkozó időbeli metszet.

Az egyes output típusok közötti átváltás lehetőségnek biztosítása már más tényezőktől függetlenül is indokoltá teszi széleskörű igénybejelentések kezelésére alkalmas program használatát a szimulációnál.

4) Ennek megfelelően az igénybejelentések kezelésével kapcsolatos tevékenység képezi a szimulációs program negyedik feladatkörét, pontosabban a felügyelő programét. Az igények alapvetően két csoportra oszthatók (a jelenlegi rendszernél):

- a) az outputra vonatkozó kérések, ezek "mérések" beállításának, újabb mérőpontok beiktatásának ill. megszüntetésének felelnek meg, míg a másik csoportba

- b) a kísérlet menetének, feltételeinek, egyes paramétereinek megváltoztatása tartozik. Ez utóbbi célja lehet egyrészt olyan változtatás, melynek célja a folyamat vizsgálata új, módosított feltételek, körülmények között, egyes esetekben a paraméterek nagy részének változtatlanul hagyása mellett. Másrészt a modell tranziens-hűsége, pontosabban tranziens-hűtlensége eredményeképp adódhatnak olyan kényszer-helyzetek, melyeknek feloldása, a kísérlet folytatása szintén egyes paraméterek "menetközbeni" megváltoztatása révén érhető el. Az ezzel kapcsolatos problémákat a 3. ábra szemlélteti. Az időbeli lépésköztől függően egyes állapothalmazokon a modell hűen tükrözi a tranziens folyamatokat (3a ábra), másokon csak az egyensúlyi állapotok mutatnak reális képet, de az átmeneti szakaszban a szimulációs rendszer viselkedése pl. oszcilláló, míg a modellezett rendszeré nem (3b ábra). Az állapotok harmadik csoportja már feltétlenül futás közbeni beavatkozásra szolgáltat okot, ezeknél a rendszer divergenssé válik, ami a kapott eredmény teljes használhatatlanságát jelenti (3c ábra). Ez a jelenség megakadályozhatná bizonyos fontos egyensúlyi állapotok vizsgálatát, mivel adott esetekben

nehéz olyan kezdeti állapotot találni, mely meghatározott feltételek mellett biztosítaná a kérdéses egyensúlyi állapot divergenciamentes elérését. Ekkor, a divergencia észlelésekor, visszatérve egy korábbi állapothoz, a paraméterek szimuláció alatti módosításával (interaktív módon) finomabb tranzien্স lépésekkel megvalósítható a kritikus átmenet, mely lehetővé teszi a kívánt állapot meghatározását. Ez a probléma felveti korábbi állapotok megőrzésének szükségességét a szimuláció során.

A továbbiakban a realizációval kapcsolatos programozástechnikai kérdésekkel foglalkozunk.

A modell elemeinek a program önálló blokkjai, eljárásai felelnek meg, tartalmazva mind lokális, mind globális változókat és paramétereket (globálisként kell kezelnünk pl. az egyes elemek output jeleit, mivel azok kiírásra kerülhetnek és ezt az eljáráson kívüli rész, a felügyelő program végzi.) A felügyelő, szervező program adja a modell programozástechnikai keretét, tartalmazva és kezelve a rendszer globális változóit, paramétereit.

Az igénybejelentések figyelembevétele, feldolgozása az elemekre vonatkozó számítási ciklus végén történik, az időskálán való előrelépéskor. A kommunikációs óhaj bejelentése ezzel szemben bármikor történhet a futás alatt, felhasználva a programmegszakítási rendszert (ez szükséges, de elegendő is az interaktív szimuláció megvalósításához) és csupán egy figyelőregiszter tartalmának megváltozását eredményezi.

A kommunikáció adta lehetőségeket és az üzenetek feldolgozását gráf reprezentációt alkalmazva fával ábrázolhatjuk. A fa csucsei a konzolirógépen leütött jel(ek)re való várakozásnak felelnek meg és a kapott jelek szerint történik meg az elágazás az élék mentén, amelyek a program tevékenységeit jelentik (ezek általában újabb csucsokhoz vezetnek). Egy-egy ágon való végigfutáshoz több üzert (csucs), valamint több tevékenység (él) tartozik. A kijelölt utolsó tevékenység elvégzése után visszakapcsolás történik a fa gyökeréhez, mely újabb igény-sorozat bejelentését biztosítja. E mellett a fa gyökeréhez vezet a futás közben bejelentett kommunikációs óhaj is. Speciális üzenet és él biztosítja a szimulációs processzus folytathatóságát. A begépelendő igényazonosítók rövidék (egy vagy két betűsek), a kezelőrendszer egészíti ki az utólagos feldolgozás számára könnyen érthetővé, áttekinthetővé.

Az ismertett rendszer MINSZK-22 számítógépre készült, felhasználva a meglévő programkönyvtárat és operációs rendszert.

A leírtak természetesen nem ölelik fel a szimuláció összes problémáját, nem merítik ki az összes lehetőséget. Jelenleg is folyamatban van a rendszer továbbfejlesztése, melynek célja, hogy a fenti elveknek, szempontoknak megfelelően változtathatók legyenek a modellben az átmeneti és kimeneti függvények, valamint a modell strukturája is. Ezen túl tervezzük még az igénybejelentési szisztéma olyan fejlesztését, amely lehetővé teszi igénySORozatok, "kísérleti algoritmusok" közlését is a szimulációs kísérletet végzők operátori tevékenységének könnyítésére.

I R O D A L O M

- 1) Hantos Z. és Hunya P.: Kibernetikai és számítástechnikai módszerek alkalmazása a kapilláris keringés vizsgálatában. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek ... Kollokvium. Szeged, 1970. 53-62.
- 2) Hantos Z., Z. Lázár: The flow of fluid through the wall of capillary systems studied by a mathematical model. Acta Physiologica Acad. Sci. Hung. 38: 265-280, 1970.
- 3) Глушков, В. М.: Схемы цифровых автоматов. Физматгиз, 1962.

BME Automatizálási Tanszék és SOTE Kísérleti Kutató Laboratóriuma

Számítógépek és fiziológiai berendezések együttes alkalmazása
vérkeringés dinamikai vizsgálatokban

Szücs Béla és Monos Emil

1. Bevezetés

Az elmúlt években eredményesen alkalmaztuk a statisztikus rendszerelemző módszereket vérkeringés-dinamikai vizsgálatokra. Előzetes méréseink során megállapítottuk, hogy a vérnyomás és véráramlás hullámok sztochasztikus összetevői 10 perces nagyságrendű megfigyelési időben eredményesen tanulmányozhatók akkor, ha csak a lassabb, 0,2 Hz alatti frekvenciájú komponenseket vesszük figyelembe, s a pulzusszinkron változásokat kiszűrjük. (Szücs, Monos 1970). Bemelőjelnek tekintve a vérnyomást és kimenőjelnek a vénás véráramlást, egyszerű módszert dolgoztunk ki a mellékvese-keringés közelítő átviteli függvényének meghatározására. (Szücs, Monos, Csáki 1970). A szervezetet, mind rendszert érintő beavatkozások (idegátmetrészek, agyalapimirigy eltávolítás, véreztetés) jelentősen befolyásolták mind a keringési jelek statisztikus tulajdonságait, mind pedig az átviteli függvények paramétereit. A továbbiakban a keringési jellemzők pulzati hullámait vizsgáltuk. Megállapítottuk a pulzusszinkron összetevők statisztikai strukturáját és azt a megfigyelési időt, amely alatt standard kísérleti körülmények között a folyamat stacionáriusnak tekinthető (Monos, Szücs 1970, 1971). A megelőző vizsgálatok metodikája - a fiziológiai objektum (mellékvese) sajátosságai miatt is - kötöttségeket jelentett a rendszerjellemzők széles-sávu információ tartalmának értékelése szempontjából. Kívánatosnak látszott olyan kísérletsorozat tervezése és végrehajtása, amely lehetővé teszi a vérkeringési rendszer és alkalmas módon mérhető jellemzőinek sok szempontu kvantitatív analizisét.

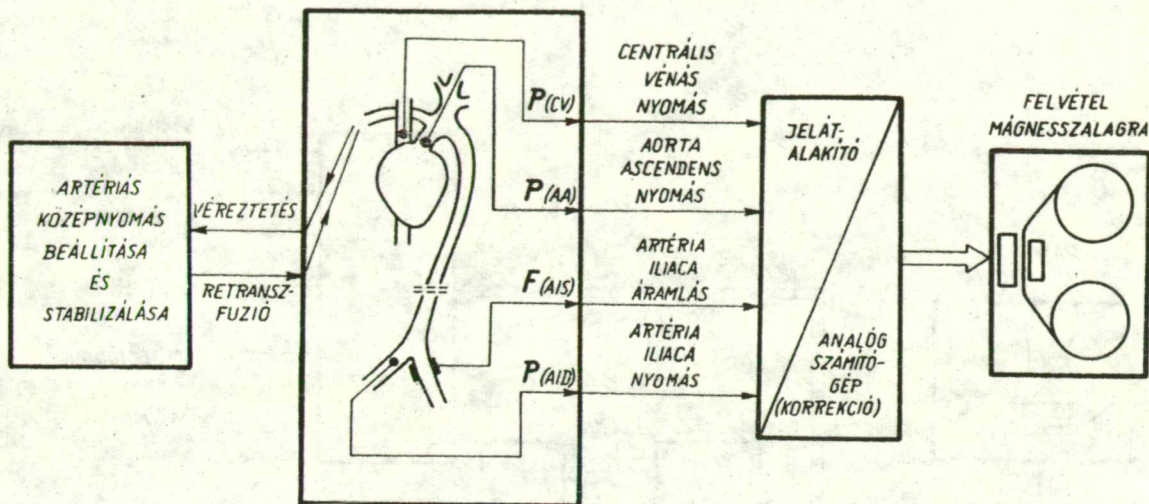
Célul tűztük ki olyan komplex mérő és adatheldolgozó technika összeállítását (Szücs, Monos 1971), amely lehetővé teszi

- 1) azonos kísérleteken belül a pulzusszinkron (elsőrendű) és a Traube-Hering-Mayer (harmadrendű) vérnyomás és véráramlás hullámok egyidejű, összehasonlító elemzését a jelstruktúra és a rendszerdinamika szempontjából,
- 2) a vérkeringési rendszer nem-lineáris tulajdonságainak kvantitatív elemzését,
- 3) a vérvesztéses shock-kal járó kórélettani változások analízisét a jelstruktúra és a rendszerdinamika oldaláról.

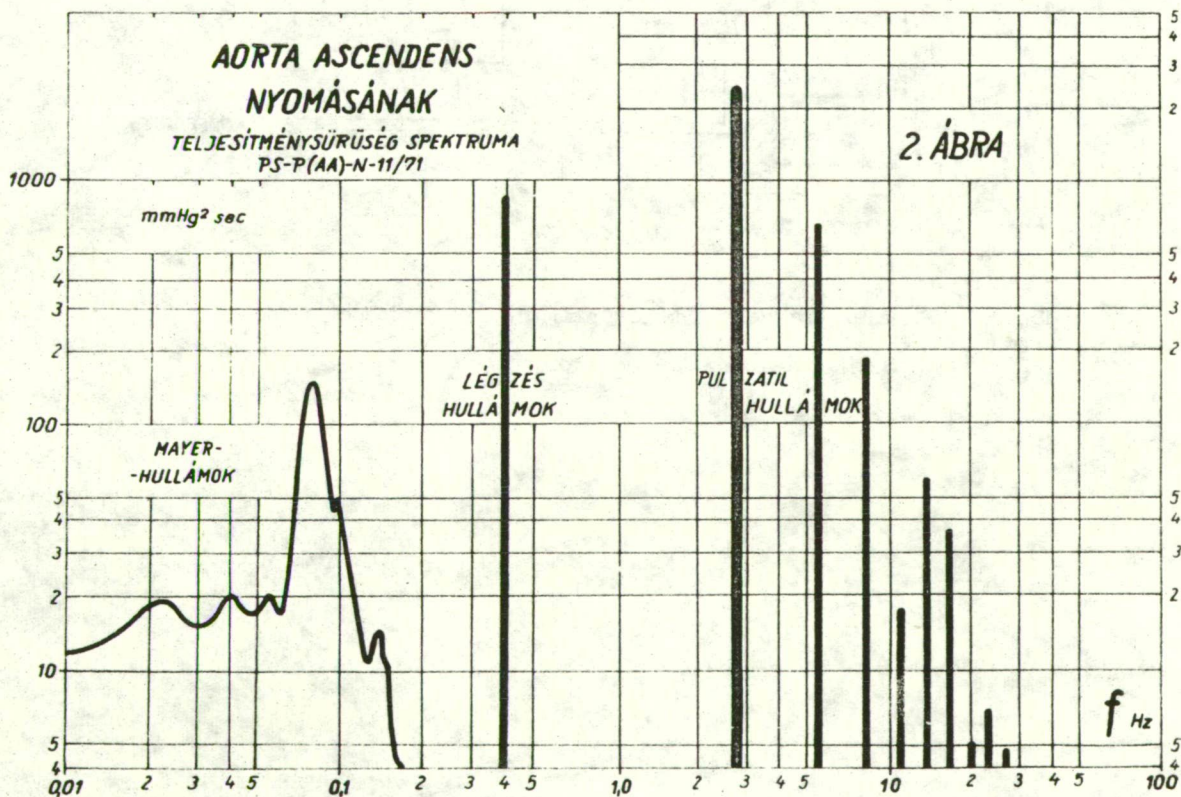
Jelen előadásban főként az 1. pont alatti vizsgálatokat kívánjuk áttekintően bemutatni.

2. A kísérleti módszer leírása

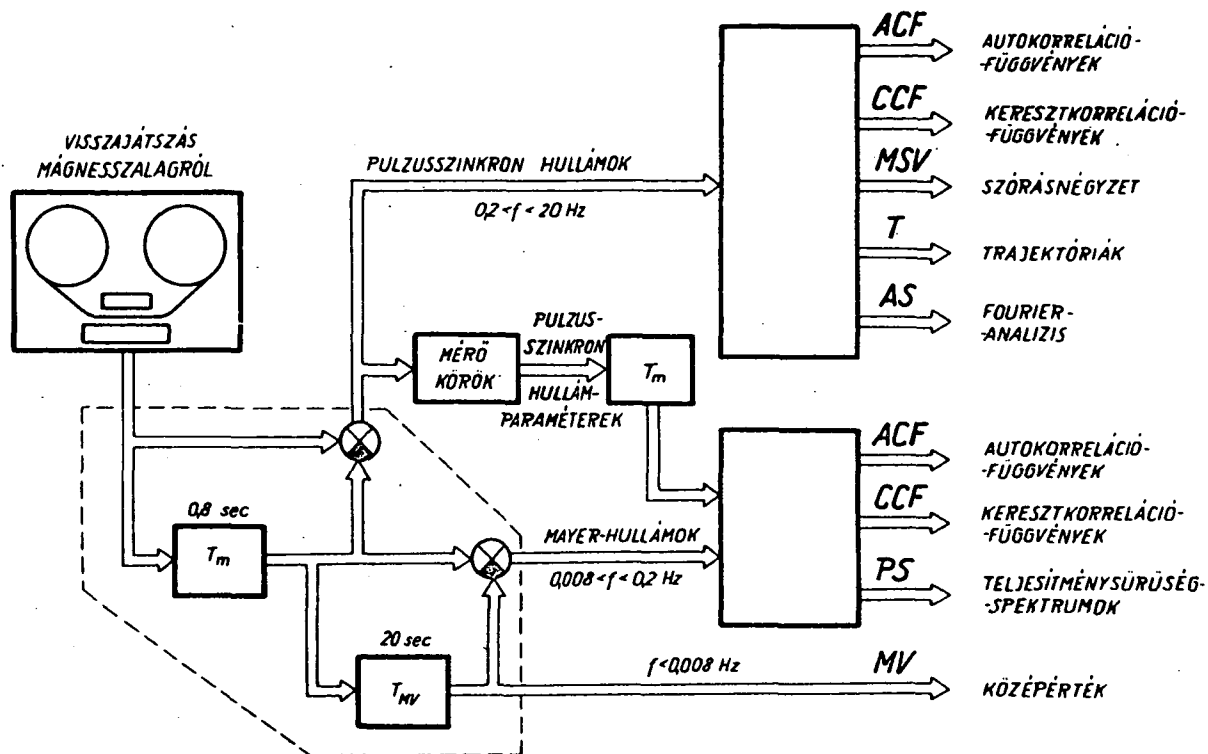
Kísérleteinket 12 chlarelóse-val altatott, flaxedillel immobilizált kutyán végeztük mesterséges lélegeztetés mellett. A kísérleteket két csoportra osztottuk: a keringési rendszer vizsgálata 20 Hgmm-kénti lépcsős hipotenzióban, ill. módosított Wiggers-féle véreztetéses shock-ban. Mindkét esetben a rendszer vizsgálatát négy keringési jellemző megfigyelése alapján végeztük. Az aorta-ascendens, arteria iliaca és a jobb pitvar nyomását elektromanométerrel, míg az arteria iliaca véráramlását ultrahangos áramlásmérővel mértük. Az analóg villamos jeleket szinkronban regisztráltuk Hottinger mérőmagnetofonnal, ill. Alvar Viziograph-fal. Az artériás nyomás középszintjét pufferedény-rendszerrel stabilizáltuk (1. ábra). Az egyes nyomásszinteken a véreztetési tranziensek lezajlása után félórás méréseket végeztünk. Minden egyes jelet automatikusan három komponensre bontottunk. Ezt a folyamatot a 2. ábra alapján mutatjuk be, amely a vizsgált keringési jellemzők teljesítménysűrűség-spektrumának strukturáját mutatja. A spektrum az alábbi jól elkülönülő frekvencia tartományokra bontható: a pulzusszinkron (elsőrendű) komponensek 2 Hz felett, a légzésszinkron (másodrendű) hullámok 0,4 Hz középfrekvenciával és a vasomotorikus (harmadrendű) összetevők 0,01-0,2 Hz frekvenciatartományban. A jelek említett összetevők szerinti felbontását a 3. ábra hatásvázlata szerint végeztük Solartron analóg számológépen felépített program segítségével. Az elsődleges adatredukciót a négy jel három összetevőjén külön-külön végeztük el. A légzésszinkron összetevőket, megfelelően csillapítva, a harmadrendű hullámok értékelésekor, ill. a pulzatil komponensek vizsgálatakor vettük figyelembe. A primer adatredukció az egyes stabilizált artériás középnyomás szinteken kiterjedt a pulzatil komponensek auto- és keresztkorreláció-függvényeinek, varianciájának, trajektória görbéinek meghatározására és a komponensek Fourier-analízisének elvégzésére,



1. ábra A vérkeringési jellemzők mérésének és regisztrálásának elvi vázolata



2. ábra Aorta ascendensben mért vérnyomás teljesítménysűrűség-spektruma (11. kutya, normotenziós szakasz)



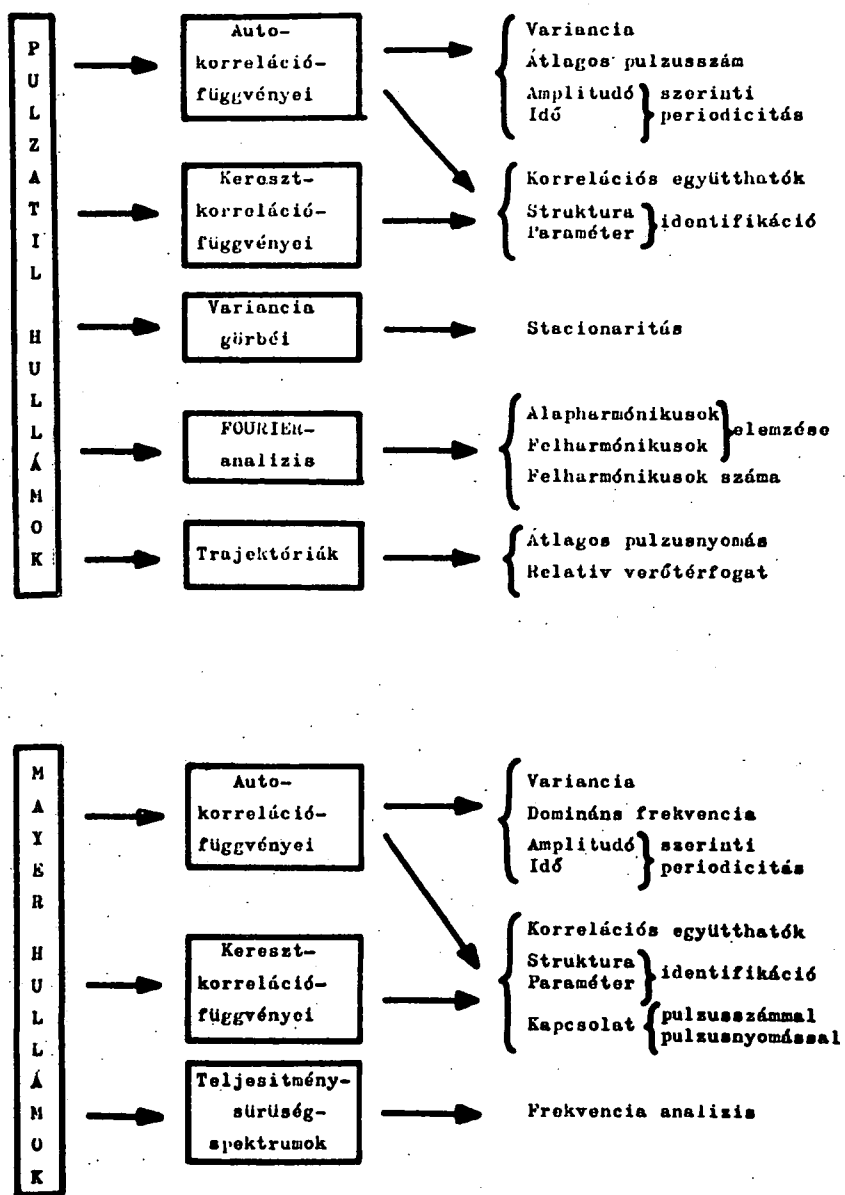
3. ábra A jelek frekvencia-sávok szerinti felbontásának és a statisztikus jellemzők meghatározásának elvi vázlata

míg a harmadrendű összetevők esetében az auto- és keresztkorrelációfüggvények, továbbá a teljesítménysűrűség-spektrumok meghatározására. A pulzusszinkron keringési hullámok statisztikus kiértékelésekor 20-szoros időkompressziót alkalmaztunk, azaz a felvételek lejátszása huszszor gyorsabban ment végbe, mint a jelek rögzítése. A harmadrendű hullámok statisztikus jellemzőinek meghatározásakor az időkompresszió ennél nagyobb, 320-szoros volt. Az elsődleges adatredukció kapcsán nyert statisztikus jellemzőkből további olyan jellemző függvényeket, ill. adatokat határoztunk meg, amelyek közvetlen fiziológiai következtetések levonására is alkalmasak lehetnek. A legfontosabbnak tartott rendszerjellemzőket a 4. ábrán táblázatosan foglaltuk össze, amelyeknek paraméterei, állapotjellemzői a keringési rendszeren beállított artériás középnyomás értékek voltak. Az artériás középnyomás értékek a vizsgálatok első csoportjában a következő szakaszokba sorolhatók: normotenziós szakasz, lépcsős hipotenziós szakasz (150-70 Hgmm között Hgmm-kénti lépcsőkben), valamint a retranzfúziós szakasz.

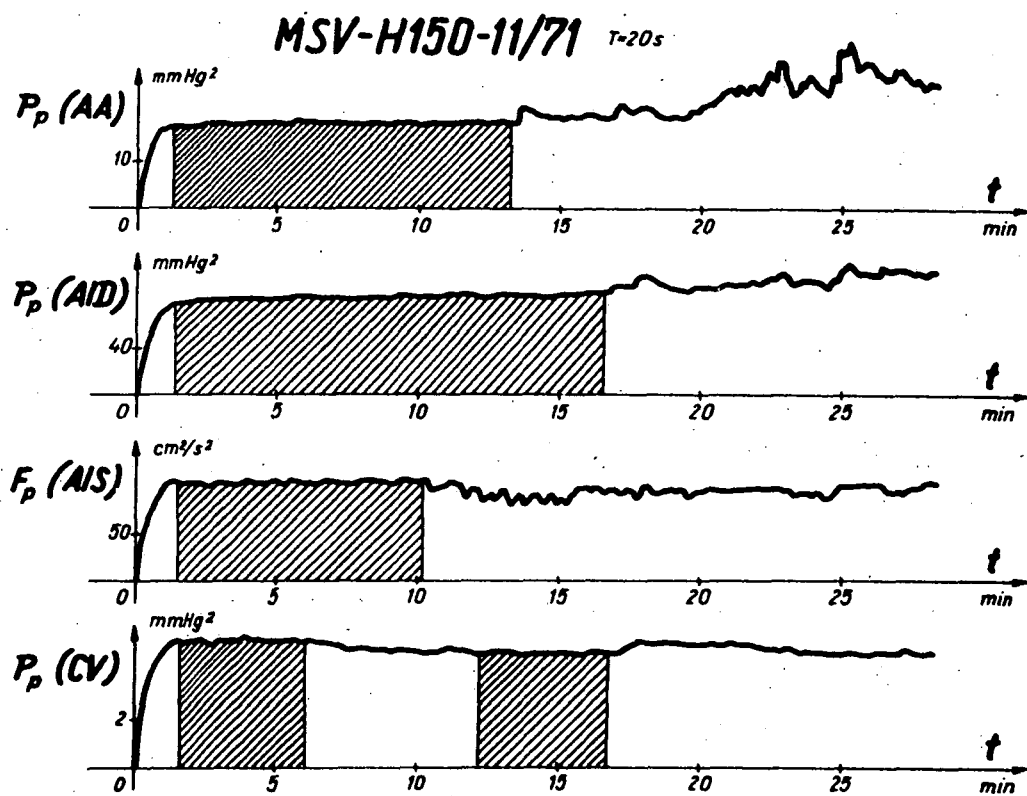
A pulzatil hullámok stacionaritását a folyamatosan 20 sec-ra számított variancia görbék alapján értékeltük, s választottuk ki az identifikációs vizsgálatokhoz a stacionernek tekinthető szakaszokat (5. ábra).

A pulzatil keringési jellemzőkből az autokorrelációfüggvények alapján határoztuk meg a pulzatil hullámok varianciáját, a megfigyelési idő alatti átlagos pulzusszámot, valamint a jelek amplitudó szerinti, ill. időbeli periodicitásának mértékét. Az auto- és keresztkorrelációfüggvények együttes felhasználásával képezhetők a korrelációs együtthatók, ill. végezhető el a rendszer szakaszainak pulzusszinkron identifikációja mind struktúra, mind paraméterek vonatkozásában. A pulzusszinkron hullámok Fourier-analízise lehetőséget ad az alap-, valamint a felharmonikusok viszonyának összehasonlítására a különböző nyomásszinteken, ill. a jelentősebb súly felharmonikusok számának meghatározására. A trajektória-görbék alapján - amelyek az egyes pulzatil jelpárok dinamikus hiszterézis görbéinek tekinthetők -, határozzuk meg az átlagos pulzusnyomást, valamint az arteria iliacaiban a relatív verő-, ill. perctérfogat értékeket.

A Mayer-hullámok frekvenciatartományában vizsgáltuk a keringési hullámok varianciáját, átlagos domináns frekvenciáját, továbbá amplitudó-, ill. idő szerinti periodicitását az autokorrelációfüggvények alapján. Az auto- és keresztkorrelációfüggvényeket felhasználva képezhetők a korrelációs együtthatók, továbbá vizsgálhatók a pulzatil hullámok jellemző paraméterei - mint pl. a pulzusnyomás vagy a pulzusszám - és a harmadrendű hullámok közötti összefüggések. Korábbi vizsgálatainkhoz kapcsolódik (Monos, Szücs 1970, Szücs, Monos, Csáki 1970) a harmadrendű hullámok korrelációfüggvényei alapján végzett struktúra és paraméter identifikáció. A harmadrendű hullámok teljesítménysűrűség-spektrumai



4. ábra A statisztikus adatredukció eredményeiből származtatott rendszerjellemzők összefoglalása



5. ábra A 12. kutyán 150 Hgmm középnyomás szinten mért pulzatil komponensek folyamatosan 20 sec-ra átlagolt variancia (szórásnégyzet) görbéi. A ferdén vonalazott tartományokban a jeleket stacionáriusnak tekintettük.

alaján értékelhetők e jellegzetesen statisztikus természetű jelkomponensek diszkrét összetevői a nyomásszint függvényében. A vizsgálatok során lehetőség nyílt a rendszer nemlineáris tulajdonságainak statikus és dinamikus jellemzésére is. Statikus jelleggörbével írható le páronként a jelek középértékének összefüggése. Dinamikus jelleggörbéket alkotnak: a) a pulzus-szinkron jelek páronkénti variancia értékei, b) a pulzatil átlagamplitudók összefüggései az egyes nyomásszintekkel - azaz a rendszer működését jellemző munkapontokkal - parametrizálva.

A teljes kísérleti anyag feldolgozásához 12 kutyán regisztrált mintegy 650.000 szivciklus adatai állnak rendelkezésre. A bevezetésben említett első cél eléréséhez, melynek vizsgálati módszereivel az előadás foglalkozott, két kutyán regisztrált közel 80.000 szivciklus adatait kellett feldolgozni. A primer adatredukció, azaz a statisztikus jellemzők meghatározása, mintegy 800 korreláció-függvény, teljesítménysűrűség-spektrum és egyéb jellemző meghatározását igényelte. A munka volumene szükségesé tette analóg és digitális technika ökonomikus alkalmazását. Pl. a korreláció-függvények meghatározását real-time korrelátoron végezve és tekintetbe véve az alkalmazott időkompressziót, egy 30 perces mérési szakasz alatt rögzített jelsorozat bármely korreláció-függvényének meghatározásához, beleértve a függvény analóg és számjegyes kiírását is, 4-5 percre volt szükség.

Nem volt célunk, hogy e helyen részletesen beszámoljunk a kísérletes vizsgálatokról, ill. a felvázolt kiértékelési módszerek technikai problémáiról. A vizsgálat eredményeinek bemutatása, azok fiziológiai hátterének elemzése további közleményekben kerül ismertetésre.

I R O D A L O M

Szűcs, B., E. Monos: Circulatory System Analysis by a Stochastic Method Using an Analogue Correlator. *Bio-Medical Computing* 1. (1970) 87-102.

Szűcs, B., E. Monos, Csáki F.: On a Method for Identification of the Cardiovascular System. 2nd Prague IFAC Symposium (1970) 11.5. 1-7.

Сяч В., Мемеш Э.: О статистических исследованиях процессов системы кровообращения. Идентификация и аппаратура для статистических исследований. Москва, Изд. Наука /1970/ 80-84.

Сяч В., Мемеш Э.: Совместное применение вычислительных машин и физиологической аппаратуры в динамических исследованиях кровообращения.

Monos E., Szűcs B.: Korrelációfüggvények alkalmazása a vérkeringési rendszer analizisében. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában c. kollokvium anyaga, Szeged (1970) 35-39.

Monos E., B. Szűcs.: Statistical Nature of Pulsatile Blood Pressure Waves Studied by Correlation Function in Dogs. XXV. International Congress of Physiological Sciences, München, 1971. Proc. IUPS IX. 401.

JATE Matematika Alapjai és Számítástechnikai Tanszék és SZOTE I.
Belgyógyászati Klinika

Radioaktív preparátumok raktározási és felhasználási programja

Szerényi László, Csirik János és Csernay László

Nagy forgalmu, sok diagnosztikus módszert végző izotóp laboratóriumban jelentős időt vesz igénybe naponta a radioaktív preparátumok aktuális mennyiségének, a vizsgálatokhoz szükséges egyszeri adagnak és volumennek pontos kiszámítása. Az érkezett izotóp küldemények és kivételezett mennyiségek naprakész könyvelése törvénnyel előirt kötelesség. A laboratóriumban raktározott radioaktív preparátumok időnkénti áttekintése szintén fontos feladat. Sok tétel esetén a diagnosztikus célra már fel nem használható, de aktivitásuknál fogva még a tresorban tartandó izotópok bomlásának követése munkaigényes. A feladatokat végző személyek napi munkaidejéből nem jelentéktelen részt kell számítási és adminisztratív munkával eltöltenie. Esetleg előforduló számolási és könyvelési hibák egyrészt zavarokat idéznek elő a nyilvántartásban, másrészt a szükségesnél kisebb vagy éppen ezt meghaladó aktivitások betegbe történő beadását eredményezhetik.

Digitális számítógép segítségével a komplex feladat minden egyes részlete pontosan, gyorsan elvégezhető. (1, 2)

Az elmúlt évben laboratóriumunkban számítógépes programot dolgoztunk ki a radioaktív preparátumok raktározásának és diagnosztikus felhasználásának automatizálására. Jelen közleményünkben a kidolgozott programot ismertetjük.

M ó d s z e r

Munkánkban MINSZK-22, 8 K szó belső memóriájú számítógéppel dolgoztunk. Az adatok tárolására mágnesszalagot alkalmaztunk. A szükséges adatok rögzítésére telex-gépet használtunk, a géppel történő párbeszédet a géphez kapcsolt teletype-on keresztül valósítottuk meg. A kívánt adatokat sornymotatón jelenítettük meg. A kifejlesztett programot jelen körülményeink között off-line módon használjuk, de felépítését úgy szerveztük, hogy on-line módon is alkalmazható.

E r e d m é n y e k

Az összefüggő program 5 alapfeladatot képes végrehajtani.

1. Alapraktározás elvégzése

A rutinszerű felhasználás első lépcsőjeként a program alkalmas a pillanatnyi alapraktár elkészítésére. A használat folyamán esetleg fel-lépő technikai hibák (mágnesszalag hiba, törlés) esetén a program újbóli megindítását biztosítja. Jelenlegi kiépítettségben a raktárban 25 különböző radioaktív preparátum tárolható, minden egyes preparátumból maximum 10 tétel szerepeltethető.

2. Érkezett új anyagok bevételezése

Az izotóp laboratóriumban érkező készítmények bevételezését hajtja végre a programrész. Egy-egy anyag külön raktárba vétele is és maximum 25 tétel egyidejű beírása lehetséges. A bevételezésnél, hasonlóan az alapraktározáshoz az érkezés dátuma, a készítmény kódjele, a preparátum izotóp naplóban szereplő törzsszáma, az érkezett aktivitás és térfogat érték, valamint a bomlási alapidő szerepel.

3. Teljes raktári készlet kiirratása

A program a raktárban lévő összes preparátum adott időpontra vonatkozó aktuális aktivitás és volumen értékének kijelzésére képes. Segítségével egyidőben tájékozódhatunk a laboratóriumban lévő radioaktív preparátumok mennyiségéről.

4. Adott radioaktív preparátum tételeinek kijelzése

A program ezen része egy radioaktív preparátum különböző időpontokban érkezett tételeinek a hívás időpontjára vonatkozó aktivitásáról és volumenéről tudósít. Megítélhető így a várható igények teljesíthetőségének lehetősége, a szükséges pótlásról tehát intézkedni lehet.

5. Adott preparátumból szükséges mennyiség kivételezése, szükséges higitás elkészítése

A programrész a diagnosztikus vizsgálatához szükséges aktivitás térfogatának kiszámítását, az esetleg szükségessé váló higitás előrejelzését hajtja végre, ugyanekkor a megadott szint alá bomlott tételek raktárból való törlését is elvégzi. Az anyag kivételezésénél a következő szempontok teljesülnek:

- 5.1 A program a kívánságot a legrégebben beérkezett tételből teljesíti.
- 5.2 Minimális aktivitási szintnek a program 10 mikro Ci-t tekint, amely alatt az adott tételt a raktárból törli. (Ez a konstans flexibilisen változtatható!)
- 5.3 A program, függetlenül a tervezett vizsgálatok számától, az adott napon egy diagnosztikus vizsgálatához szükséges térfogatot adja meg.
- 5.4 Amennyiben a kívánt aktivitás a törzstétel nagy radioaktív koncentrációja miatt 0,1 ml-nél kisebb térfogatu lenne, a program higitást tervez.

A higitott oldattal szemben támasztott követelmények:

A higitott mennyiség térfogata 8,0 ml-nél nem lehet több.

Az ideális hígú oldat minden egyes preparátumra jellemző beépített konstans (pl. Au-198 kolloid 50 mikro Ci = 0,1 ml).

A térfogatmérés 0,1 ml-es pontossági határa miatt az ideális hígú oldat általában csak közelíthető. Biztonsági szempontból a program mindig alulról közelít. Amennyiben a törzstétellel 0,1 ml-el a 8,0 ml volumenű higitás még tullepné az ideális hígú oldat koncentrációját, a program első lépésben a törzstétel higitását kezdeményezi, hogy az így higitott törzsoldatból kivett 0,1 ml-es mennyiséggel - 8,0 ml-es maximális volumen mellett - a második higitás már elérje az ideális hígú oldat koncentrációját.

- 5.5 Higitás használata esetén a kijelzésnél a program megadja a higitandó oldat törzs-számát, a szükséges anyagmennyiséget (0,1 ml-es pontossággal), valamint a higitó oldat mennyiségét (szintén 0,1 ml-es pontossággal).
- 5.6 Az elkészített higitott oldatot a program önműködően nyilván- tartásba veszi. A következőkben szükséges aktivitás mennyiséget mindig a higitásból teljesíti a program mindaddig, amíg a higitott mennyiség el nem fogy, vagy a higitás szavatossági ideje (anyagonként változó) le nem jár. Szavatossági időnek azt az időt tekintettük, melynek lejárta után a sterilítás ill. az airogenitás követelményei nem biztosíthatók

(pl. Au-198 kolloid hígított oldatánál 48 óra).

- 5.7 A program hígítás esetén egy törzstételt használ, amennyiben a kívánt aktivitást egyszeri hígításból nem tudja kielégíteni, akkor többszöri hígítást kezdeményez.
- Kivételezés esetén, a szükséges térfogat kiszámítása és kijelzése után, a program választ vár arra a kérdésre, hogy az egyszeri vizsgálathoz szükséges mennyiséget többször kívánják-e kivételezni? Választ vár a program arra a kérdésre is, hogy a jelzett aktivitás ill. volumen kivételezése valóban megtörtént-e. Amennyiben csak érdeklődésről van szó, a program nem módosítja a raktárkészletet. A kijelzett mennyiség valóban felhasználásra került, a tényleges kivételezést végrehajtja.

A program vázlatát az 1. számú ábrán tüntettük fel.

A Konzol írógépen keresztül hívható részprogramok utasításjeleinek jelentése a következő:

O = beolvasás
R = alapraktározás
B = anyag bevételezés
E = teljes raktári készlet kiírása
C = adott preparátum tételeinek kiírása
K = kivételezés - hígítás
V = stop utasítás

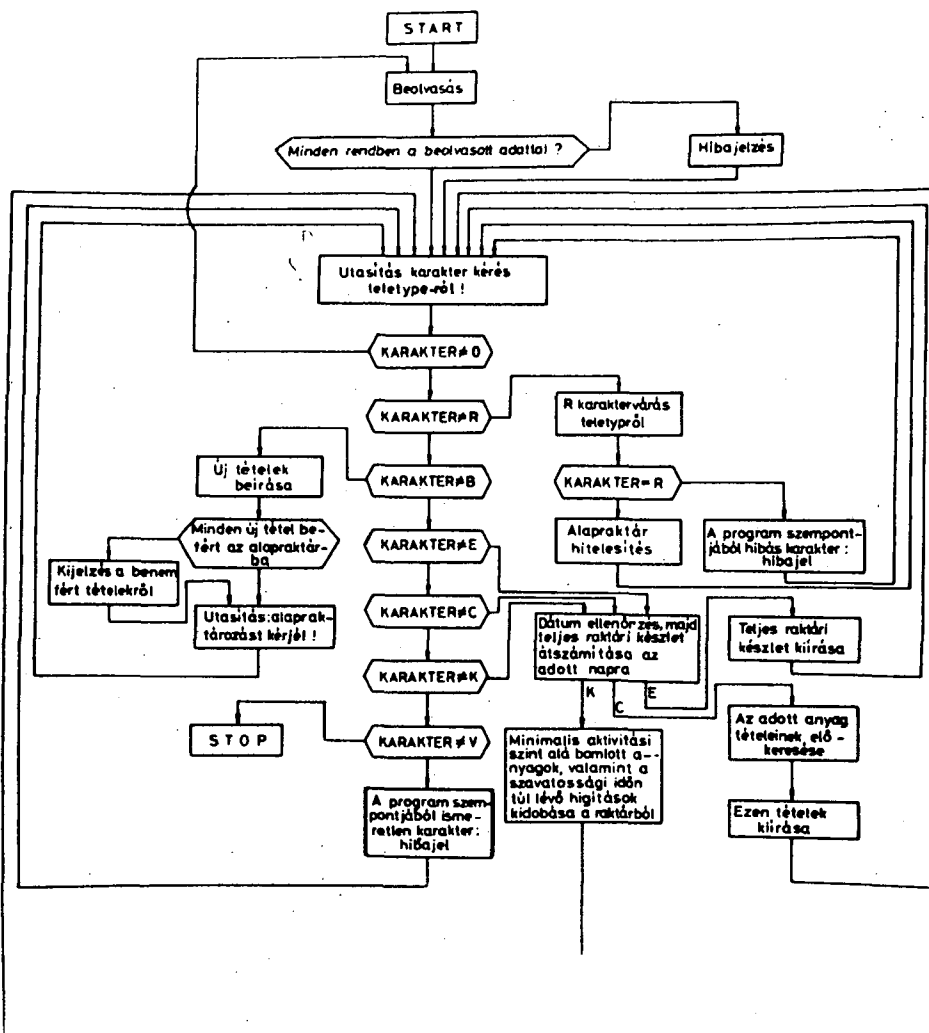
Az előforduló hibáknál (hibajelek) a teletype-on "értelmetlen vagy" kiírás jelenik meg.

"Kivánság" egy adott preparátum meghatározott aktivitásának kivételezési igényét jelenti.

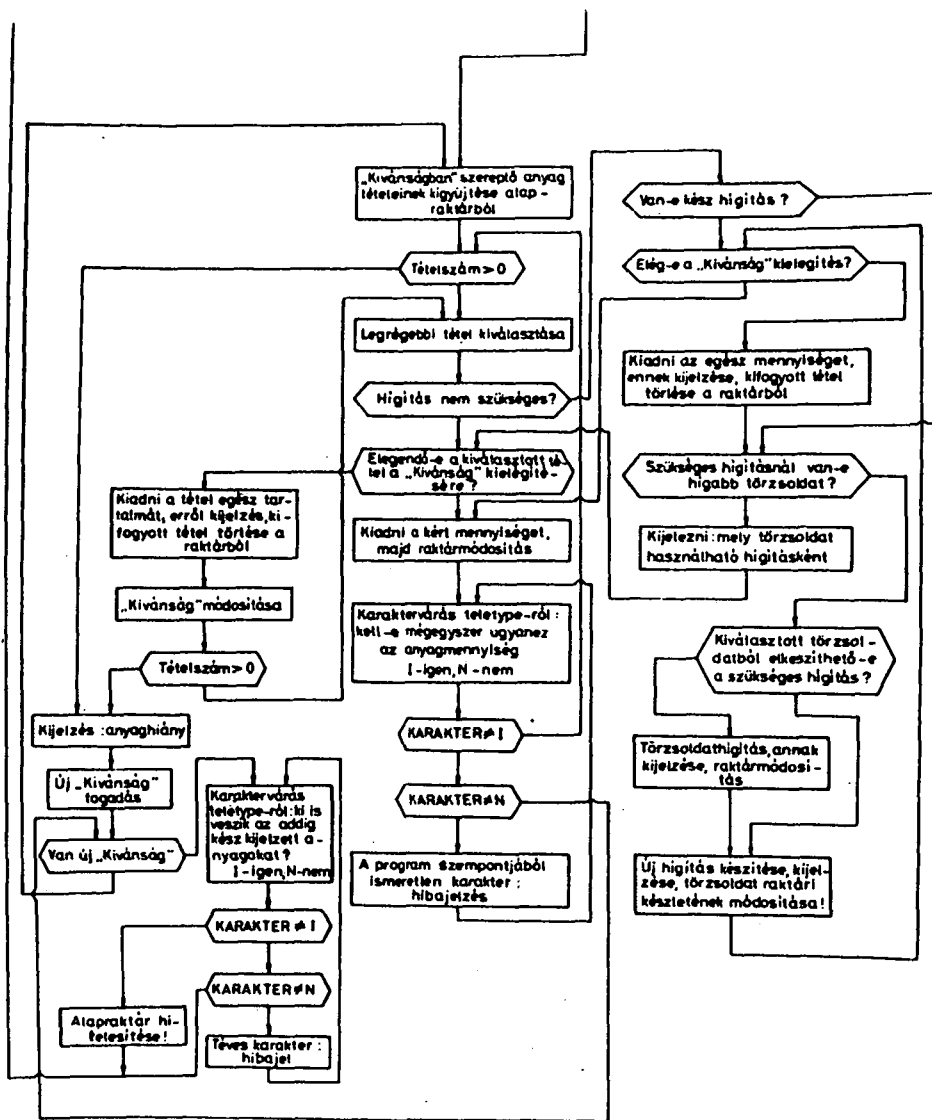
A program működtetéséhez az utasítás karakter beadásán kívül a számítógép perifériájaként működő gyors lyukszalag beolvasó használata szükséges. A szükséges adatok közlése a laboratóriumban előzőleg perforált adatszalagokkal történik. Az adatszalagok perforálási utasítását az 1. sz. melléklet tartalmazza.

M e g b e s z é l é s

A kidolgozott program alapstrukturáját tekintve megfelel bármely ipari vagy kereskedelmi vállalatnál alkalmazható anyagnyilvántartási, raktározási eljárásnak. Speciális részét egyrészt a hívási napra vonatkozó bomlás korrekciós számítás, másrészt az esetleg szükséges hígítások tervezése jelenti. A hígítás tervezését az teszi szükségessé, hogy hazánkban orvosi célra szállított preparátumok radioaktiv koncentrációja az esetek részében nagy. (Pl. Au-198 kolloid, J-131 MAA). A törzstétel-



1a. ábra



1b. ábra

ből, valamint a hígított oldatból 0,1 ml-nél kisebb térfogat kimérése nem oldható meg megfelelő pontossággal, ezért ezt az értéket tekintetük a reprodukálható kimérés alsó határának. A különböző preparátumoknál az általunk választott "ideális koncentráció" értékét természetesen változtatni lehet. Ugyanez a flexibilitás jellemző a raktárból történő minimális aktivitási szintre is. A belső memória növelésével a preparátumok és tételek száma korlátlanul bővíthető. Végeredményben tehát a program megszerkesztésénél arra törekedtünk, hogy struktúra változatlansága mellett a felhasználó egyéni kívánalmait flexibilisen ki lehessen elégíteni.

Az eredmények sornymutatón történő megjelenítésének hard-ware probléma mellett elvi okai is vannak. A számított értékek megfelelő interface segítségével analóg olvasó készüléken is láthatóvá tehető, on-line használatnál ez az információ megszerzésének gyorsabbá tételét eredményezi. A képernyő törlése után azonban nem marad dokumentálható eredmény, ami az eljárás bizonylat-jellegét nem biztosítja. Analóg leolvasó készülék mellett az értékeket sornymutatón is meg lehet jeleníteni és őrizni, így véleményünk szerint az eljárás bizonylat-jellege megmarad.

A jelenlegi off-line felhasználási mód az eljárást lassítja, de programunk kialakítása lehetővé teszi az on-line felhasználást is. Az off-line működés hátrányát a gyakorlatban úgy küszöböljük ki, hogy a hét első napján a munkahét különböző napjaira tervezett vizsgálatokhoz szükséges értékeket kijeleztetjük. A következő hét első napján az elmúlt héten valóban felhasznált aktivitásokat a raktárkészletből levonjuk és ezt követően kérünk felvilágosítást a hét különböző napjain felhasználni kívánt aktivitások térfogatáról.

Az eljárás gépi futásideje napi használat esetén 3 perc körül van, egy hetes időközökben történő használatnál sem haladja meg a 8 percet. A vezérlő szalagok elkészítése (bevételezés, készletkiiratás, kivételezés, stb.) egy napra vonatkozóan 3-4 percet, heti használat esetén 10-15 percet igényel.

Tapasztalataink alapján a programot nagyobb forgalmu izotóp laboratóriumok számára rendkívül hasznosnak tartjuk. Alkalmazása jelentős időmegtakarítást és a nyilvántartás pontosságának javulását eredményezi. Amennyiben az izotóp diagnosztikai laboratórium egyéb módszereit és a munka szervezését számítógépes rendszerrel végezzük, a program az automatizált rendszer nélkülözhetetlen részét képezi (1, 2).

I R O D A L O M

- 1) Winkler, C. G.: Datenverarbeitung in der Nuklearmedizin. Siemens. Erlangen, (1970)
- 2) Winkler, C. G.: Nuklearmedizin Funktionsdiagnostik. Thieme, Stuttgart. p 80. (1971)

M E L L É K L E T

Raktárprogram perforálási utasításai

1. Alapraktározás - új anyagok bevételezése

Minden adatszalog elején egy egész szám, mely megadja, hogy hány darab tétel szerepel az adatszalagon. Tétel alatt egy preparátum azonosító jelét és a hozzátartozó adatokat értjük. Bármely tétel felépítése a következő:

x--azonosító név'a--b--c--d--e--f--g--h--i

ahol x = a szalagon szereplő tételek száma

- a = beolvasott adatok darabszáma (6 vagy 8, attól függően, hogy az illető anyagból a későbbiekben higitás szükséges lesz-e)
- b = az anyag érkezési dátuma (pl. 710820 = 1971. augusztus 20.)
- c = az érkezett anyag naplóbéli sorszám (pl. 625)
- d = bomlási nulla időpont (pl. 710819 = 1971. augusztus 19.)
- e = az anyag aktivitása mikro Ci-ben (pl. 1264,5)
- f = az anyag térfogata ml-ben (pl. 4,2)
- g = az izotóp felezési ideje napokban (pl. 2,7)
- h = az ideális hígítási oldat radioaktív koncentrációja mikro Ci/0,1 ml-ben (pl. 50 mikro Ci/0,1 ml)

i = a higitott oldat hány napig tartható raktárban (pl. 2)
- = szóköz (közbillentyű)

Minden tétel után két szóköz, majd következhet a következő anyag azonosító neve.

2. Általános raktárkiiratás

1--'a--d--

ahol a = 1

d = napi dátum, amikor a raktárkiiratás történik (pl. 710824 =
1971. augusztus 24.)

3. Egy anyag raktárban lévő tételeinek kiiratása

1--azonosító név'a--d--

ahol a = 1

d = napi dátum, amikor a raktárkiiratás történik (pl. 710826 =
1971. augusztus 26.)

azonosító név' = pl. Au-198-kolloid'

4. Anyag kivételezése

x--azonosító név'a--d--e--

ahol x = a kivételezendő tételek száma

a = 2

d = napi dátum, amikor a kivételezés történik (pl. 710828 =
1971. augusztus 28.)

e = egy vizsgálathoz szükséges aktivitás (pl. 200 = 200 mikro Ci)

JATE Matematika Alapjai és Számítástechnikai Tanszék és SZOTE I.
Belgyógyászati Klinika

Áttekintés a SZOTE I. Belgyógyászati Klinika Izotóp Laboratóriumában
diagnosztikus célra kifejlesztett számítógépes programokról

Csirik János és Csernay László

Az izotóp diagnosztikus mérési eredmények számítógépes feldolgozását, kiértékelését öt-hat év óta világszerte, egyre gyakrabban alkalmazzák (1, 2, 3, 4). A szegedi I. Belgyógyászati Klinika izotóp laboratóriumában két évvel ezelőtt kezdtük el a mérési adatok elektronikus adatfeldolgozását. Jelen beszámolóinkban rövid áttekintést szeretnénk nyújtani az általunk kidolgozott számítógépes programokról.

Adatfeldolgozó rendszerünk jelenlegi technikai felépítése a következő: feladatainkat univerzális digitális számítógéppel oldjuk meg. A rendelkezésünkre álló számítógép (Minszk-22) 8 K szó belső memóriájú, szóhosszúsága 37 bit, háttértárolóként mágnesszalagok állnak rendelkezésre, maximum 800 K szó kapacitásig. A gép második generációs, műveleti sebessége kb. 5000/sec. A kapcsolható perifériák közül 128 pozíciós gyorsnyomtatót, Facit típusu lyukszalag beolvasót - lyukasztót és konzol írógépet használunk. A gépet jelenlegi körülményeink között off-line módon üzemeltetjük. A Minszk-22 gépre kidolgozott operációs rendszer lehetővé teszi, hogy kódjellel ellátott programjainkat mágnesszalagon tárolhatjuk és a konzol írógépről, azonosító kód beadásával, bármikor aktivizálhatjuk.

A mérési eredmények rögzítésére a laboratóriumban két lehetőség áll rendelkezésre. A Scintikart Numerikhez fejlesztett interface (GAMMA) segítségével az adatokat a szcintigráfias eljárással egyidőben Facit 4070 típusu perforátorral lyukszalagra tudjuk rögzíteni, egyéb mérőhelyen mért adatainkat telexgép (Siemens) segítségével lyukszalagra perforálhatjuk.

Kidolgozott eljárásainkat két csoportba oszthatjuk. Az első csoportba azokat a programjainkat soroljuk, melyek elsősorban a hosszabb számolási igényű eljárások gyorsabbá és pontosabbá tételére, másrészt a laboratóriumban folyó diagnosztikus vizsgálatok egységes dokumentálásának biztosítására készítettünk.

Első programunk a különböző diagnosztikus eljárások során kapott eredmények orvosi lelet formájában történő kiadására szolgál. A program nagy flexibilitású, és ez teszi lehetővé, hogy a legkülönbözőbb rutin eljárásoknál alkalmazhatjuk. A további eljárások eredményeinek kiadásához is ezt a formát alkalmazzuk. A lelet gyors nyomtatóval, 1/8 iv nagyságu lapon, két példányban készül, az egyik példányt a beküldő orvos vagy osztály kapja, a másik a laboratóriumban marad.

A CS. 2. program kettős jelöléssel (^{51}Cr , ^{59}Fe) meghatározott vörösvértest térfogat, élettartam és vaskinetikai paraméterek (plazma vasclearance, vörösvértest inkorporáció, stb) kiszámítására szolgál (5).

A harmadik program az előző bővített változata. A plazmatérfogat, a vörösvértest térfogat és élettartam, a vaskinetikai paraméterek hármas jelöléssel történő (^{125}I , ^{51}Cr , ^{59}Fe) egyidejű meghatározásakor a rendkívül időigényes számítást az eljárás jelentősen lerövidíti. Az általában szükséges másfél-két óra helyett a kívánt értékek 10-15 másodperc alatt rendelkezésre állnak (5).

A CS. 4. kódjelű program radioaktív fémkomplexekkel (^{169}Yb EDTA) történő extracelluláris folyadékter és vizeletminta nélküli glomeruláris filtráció meghatározás eredményének kiszámítását hajtja végre (6).

Ötödik programunk a liquid szcintillációs spektrométerben, quenched mintákkal felvett AES-hatásfok összefüggési görbe pontos kiszámítását biztosítja.

A hatodik program az előző eljárással nyert görbe segítségével, ismeretlen aktivitású minták AES és cps adatainak ismeretében, C-14 és H-3 aktivitást dpm-re számítja át.

C-14 és H-3 izotópot keverten tartalmazó minták egyes komponenseinek tiszta aktivitásának meghatározására a CS. 7. programot alkalmazzuk. A mérni kívánt minta AES értékéből, a C-14 és H-3 mérésére választott csatornák cpm értékeiből, a minta tiszta C-14 és H-3 aktivitását dpm-ben kapjuk meg.

Nyolcadik programunk a szcintigráfias eredmények számítógéppel történő automatikus kiértékelésének első lépését biztosítja. A program a

lelevező orvos által kódolt pajzsmirigy szcintigramm eredményét lelet formájában folyamatos szövegkiírással készíti el. (Ebbe a csoportba tartozik az izotóp raktározási program.)

Eljárásaink második csoportját a szcintigráfiás vizsgálat után alkalmazható adatfeldolgozó programjaink képezik.

Első programunk a viszonylag lassu sebességű Scintikart Numerikkal, ^{113m}In -nal jelölt preparátumokkal készített különböző szerv-szcintigrammok adatainak a vizsgálat kezdeti időpontjára történő bomlás-korrekcióját hajtja végre. A 30-50 perces felvételi idő alatt ugyanis a 100 perces fizikai félidejű ^{113m}In bomlása már nem hanyagolható el és így a mérési adatokat a vizsgálat kezdeti időpontjára kell feltétlenül vonatkoztatnunk.

Második programunk bármely nagy szervről készített szcintigramm adatait tetszés szerint választható konfigurációval és súlyzással simítani képes. A jelentős statisztikus ingadozás miatt simító eljárás végzése minden további bonyolultabb matematikai eljárás alapját képezi, de már önmagában is javulást eredményez a felvételek megítélésében.

DG. 3-as kódjelű programunk az alkalmazott kollimátor karakterisztikus tulajdonságait figyelembe vevő iterációs eljárás végzi el (7).

A negyedik program az u.n. vektorgradiens módszer végzésére szolgál. Ez az eljárás lényegében egy igen erősfoku simító eljárásként fogható fel (8).

A szcintigráfiás adatok feldolgozására kifejlesztett következő programunk az u.n. "maradéktáblázatos" eljárás, mely az iterációs módszerhez hasonlóan a készülék kollimátorának karakterisztikáját figyelembeveszi, de az iterációnál egyszerűbb, időben gyorsabb eljárás (8).

Hatodik programunk az adatmátrix egy vagy több, figyelmet érdemlő kiválasztott területének vagy területeinek teljes flexibilis kiemelését hajtja végre (ROI = region of interest).

Az előző módszerrel kiemelt terület simítását és ezután négy lépésben végrehajtott 20-20 %-os érték levonást végzi el a DG. 7 kódjelű programunk.

A nyolcadik program alkalmas páros szervek vizsgálatánál (vese, tüdő) a jobb és bal oldali fél szerv összaktivitásának és részaktivitásának meghatározására. Az eljárás lehetővé teszi a fél szerv felső, középső és alsó harmadának egymáshoz illetőleg az ellenoldali harmadokhoz történő százalékos viszonyítását is.

A második csoportba tartozó programok, hosszabb vagy rövidebb félidejű izotóppal végzett szcintigráfias vizsgálatok után, bő választékot nyújtanak a szükségesnek ítélt matematikai eljárás kiválasztására és lehetőséget nyújtanak a Scintikart Numerik logaritmikus kijelzése helyett az adatok lineáris megjelenítésére is.

A jövőben a problémaorientált programok számát növelni kívánjuk. Jövőben izointenzitás görbét megjelenítő eljárást, különböző nézőpont térbeli vetítését valósítjuk meg.

Eddigi tapasztalataink hazai viszonylatban is igazolják az univerzális digitális számítógépek felhasználásának reális lehetőségét.

I R O D A L O M

- 1) Brown, D. W.: Groome, D. S., JAMA 203: 131, (1968)
- 2) Tauxe, W. N.: JAMA 205: 283, (1968)
- 3) Cohen, M. B., Zimmerman, K., Patban, D., Radiology 93: 1117, (1969)
- 4) Bruno, F. P., Brookeman, V. A., Williams, C. M.: Radiology 94: 197, (1970)
- 5) Csernay L., Csirik J.: Izotóptechnika 14: (4-5) 71, (1971)
- 6) Csernay L., Csirik J.: Közlés alatt
- 7) Csernay L., Csirik J.: Orv. Hetil. 112: 13, (1971)
- 8) Csirik J., Csernay L.: Közlés alatt

I. táblázat

Sorszám	Kódjel	Program
1.	CS.1.	Flexibilis lelet-készítő program különböző diagnosztikus eljárások számára
2.	CS.2.	Vörösvértest-térfogat, -élettartam és vaskinetikai paraméterek kiszámítása kettős jelölés esetén (Cr-51, Fe-59)
3.	CS.3.	Plasmatérfogat, vörösvértest-térfogat, -élettartam és vaskinetikai paraméterek kiszámítása hármass jelölés esetén (J-125, Cr-51, Fe-59)
4.	CS.4.	Extracelluláris folyadékter, vizeletminta nélküli GFR értékek kiszámítása (Yb-169 EDTA)
5.	CS.5.	AES-hatásfok görbe szerkesztése
6.	CS.6.	^{14}C és ^3H tartalmu minták dpm értékeinek kiszámítása
7.	CS.7.	^{14}C és ^3H tartalmu minták dpm értékeinek kiszámítása kettős jelölés esetén
8.	CS.8.	Pajzsmirigy szcintigramm leletezése kódlista segítségével.

II. táblázat

Sorszám	Kódjel	Program
1.	DG.1.	$^{113\text{m}}\text{In}$ bomláskorrekciója Scintikart Numerik készüléknél
2.	DG.2.	Statisztikus simító eljárás különböző konfigurációkkal és súlyzással
3.	DG.3.	Iterációs eljárás
4.	DG.4.	Vektorgradiens módszer
5.	DG.5.	Maradéktáblázatos eljárás
6.	DG.6.	Flexibilis területkiemelő módszer (ROI)
7.	DG.7.	Statisztikus simítás, többlépcsős értéklevonás kiemelt területen
8.	DG.8.	Páros szerv kvantitatív értékelése

SZOTE I. Belgyógyászati Klinika és JATE Matematika Alapjai és Számítástechnikai
Tanszék

Szcintigrammok automatikus kiértékelésének problémái

Csernay László és Csirik János

A szcintigráfias eljárás során radioaktív izotóppal jelölt különböző preparátumok beadása után különböző szervekről készíthetünk álló vagy mozgó detektoros készülék segítségével felvételt. Az eljárás eredményeként a szervben dusult izotóp eloszlásról felvételt kapunk, melyet szcintigrammnak nevezünk. A képszerű megjelenítésnek különböző technikai formái ismertek. A display rendszerek állandó műszaki fejlesztése azt a célt szolgálja, hogy a megragadott információ csökkenést megakadályozza és a kiértékelést elősegítse. Egy adott kijelző rendszerrel kapott kép leírása, értékelése a leletező oryosra vár.

A kiértékelés mechanizmusát, bár időben összefonódva jelenik meg, két részre bonthatjuk. A képből lévő információk felismerése, az értékelő addigi tapasztalatával szerzett képi élmény- anyaggal való összehasonlítása s az így születő ítéletalkotás jelenti a feladat kritikusabb és az eredmény szempontjából minden bizonnyal fontosabb részét. Ezt követően a felismert információk rögzítésére, megfogalmazására kerül sor. Az így született "lelet" illetőleg "vélemény" a mellékelt képpel együtt, a vizsgálatot kérő orvoshoz kerül, aki miután az információk felismerésében és interpretálásában kevésbé képzett mint a leletező, további diagnosztikus munkájában elsősorban a megfogalmazott véleményre támaszkodik, s a képet inkább dokumentációs célból tárolja.

A kiértékelő mechanizmus időben alig szétválasztható mindkét részlete egyértelműen szubjektív. Könnyen belátható, hogy ha ugyanazon képet két hasonló képzettségű és tapasztalatu szakember véleményez és ugyanazt az információtartalmat ismeri fel - ez még a legegyszerűbb felvételnél is kétséges - a felismert információ lelet formában történő megfogalmazása biztosan eltérő lesz.

A vizsgálatot kérő orvos nem a szakember által felismert információt és ítéletet, hanem ennek megfogalmazott formáját kapja, a fogalmazásbeli eltérések az orvosban különböző érzést involválhatnak. A kiértékelés szubjektív elemei egyre inkább torzítják a vizsgáló eljárás eredményét, az információ-tartalom többszakaszos torzulási folyamata a vizsgáló eljárás diagnosztikus teljesítőképességét csökkenti.

A szcintigráfiánál az izotópok bomlásának statisztikusságát, a detektor-kollimátor rendszer és display rendszer torzításait különböző matematikai eljárások segítségével igyekezzünk csökkenteni, ugyanilyen erőfeszítést kell azonban tennünk a már javított képek objektív interpretálása érdekében is. Tekintve a kiértékelés mechanizmusában összefonódó több elemű szubjektivitást, az objektívizálás irányában tett lépéseinket is több szakaszra célszerű bontani. Viszonylag a legkönnyebb, de hatásában mégsem elhanyagolható rész a vélemény egységes megfogalmazásának biztosítása. A feladat megoldása a képformák kódolásán keresztül valósítható meg. Megfelelő számú kódjel segítségével a kapott képek csaknem 100 százaléka jól jellemezhető. Az egyes kódjelekhez rendelt szöveg illetőleg szövegrész egyértelmű, sallangmentes megfogalmazása biztosítja az elkészült lelet egységesebb interpretációját. A kellő gondossággal kialakított kódrendszer gyakorlati kipróbálása, megfelelő számú vizsgálat elvégzése után, lehetővé teszi a kódjelkészlet további finomítását és választ ad arra is, hogy a képek hány százaléka írható le segítségével egyértelműen. A felesleges kódok elhagyása, a még szükségesek bevezetése és a kódjelekhez rendelt fogalmazás tökéletesítése után a kiértékelés folyamatának megfogalmazásbeli része egyértelműebbé válik.

Az így kialakított és kipróbált kódkészlet teremt alapot a további automatizáláshoz. Meg kell keresni először az egyszerűbb vagy bonyolultabb matematikai eljárásokat, melyek segítségével az algoritmizálható feladatok megoldhatók. Az így mért illetőleg számított értékek csoportosítása, osztálybesorolása és az előzőleg kidolgozott kódjelkészlethez való rendelése a további megoldandó feladat. Az automatizálás előtt készült felvételek statisztikai analízise nyújthat segítséget ennek a feladatnak az elvégzésében. Az így kialakított értékcsoporthoz gyakorlati kipróbálása alkalmat teremt arra is, hogy ezen csoportosítások pontosíthatóak és finomíthatóak legyenek. A mérési adatokból képzett mátrix számítógépes feldolgozása és a mért értékek kódjelekhez rendelése biztosítja a képek sallangmentesen megfogalmazott szövegszerű véleményezését. A rutinszerű folyamatban az orvosnak már nincs szerepe. Szükséges azonban minden bizonnyal az így készített leletek és a képek összevetése, kontrollálása. Amennyiben az automatizált kiértékelő rendszer jól funkcionál, a kontroll inkább a technikai zavarok elhárításának mint az

információ javításának eszközévé kell, hogy váljon. Egy jól megoldott kiértékelő program rutinszerű működtetésétől jó diagnosztikus teljesítőképeség remélhető.

1971 tavaszán kezdtük el laboratóriumunkban az automatikus kiértékelő eljárás kifejlesztését. Elgondolásunknak megfelelően elsőként a lelet megfogalmazás objektivizálására törekedtünk. Különböző szervek leírása természetesen különböző mennyiségű és megfogalmazású szövegrészt igényel. Mi magunk először a pajzsmirigy szcintigrammok kiértékeléséhez szükséges kódjel készletet és szövegrészt dolgoztuk ki. A kódoló programot összekapcsoltuk az előző előadásban ismertetett orvosi lelet formátum programjával, és ennek eredményeképpen a már rutinszerűen futtatható program a pajzsimirigy szcintigráfia elvégzése után lelet formájában adja ki a folyamatos szövegírással készített véleményt.

Gyakorlatilag a program két adatszalagot használ. Az egyikben a beteg azonosító adatai (név, kor, osztály, diagnózis), a szcintigráf beállítását jellemző technikai paraméterek, a beadott izotóp minősége, mennyisége és a vizsgálatot végző személy neve szerepel. A másik adatszalag a vizsgálat sorozatán kívül - mely egyértelműen meghatározza, hogy melyik betegről készült szcintigrammról van szó - a kódjel táblázat jeleit tartalmazza, melyet az értékelő orvos határoz meg a felvétel tanulmányozása alapján. A programot az operációs rendszeren keresztül mágnesszalagról lehet lehívni. A rutinszerű futás felhasználási ideje a két példányban gyors nyomtatóval készített lelet kiírásával együtt betegenként, illetőleg szcintigrammonként 45 másodperc körül van. Az adatszalagok elkészítése esetenként kb. 4-5 percet vesz igénybe, amely nem több mint az ugyanezen adatokat tartalmazó eddigi lelet gépirási ideje. A munka jelenlegi fázisában azt vizsgáljuk, hogy az így készített leletekkel egyértelműen jellemezhetőek-e a készült felvételek.

Megindítottuk az automatikus értékeléshez szükséges programrészek kifejlesztését is.

Ennek során gépi úton a következő kérdésekre kell választ kapnunk:

- 1) a vizsgált szerv nagysága (terület, átmérők)
- 2) a vizsgált szerv alakbeli tulajdonsága
- 3) a vizsgált szerv anatómiai elhelyezkedése
- 4) az izotóp dusulás mértéke és egyenletessége
- 5) a szervben található, környezeténél csökkentebb vagy fokozottabb aktivitású részletek felismerése

A feladatok algoritmizálhatók, megoldásuk tehát biztosítottnak tűnik. A véglegesen elkészített automatizált program hatékonyságáról, az esetlegesen megmaradt megoldási problémákról a jövőben kívánunk beszámolni.

SZOTE II. Belklinika, S.OTE III. Belklinika és JATE Kibernetikai Laboratórium

Multiple choice test és számítógépes adatfeldolgozás

Szabó Rezső, Rétsági György, H. Ambrus Margit és Hunya Péter

Az utóbbi évek folyamán egyre szélesebb körben terjed az írásbeli vizsgáztatásnak az a formája, amelyet Multiple choice test-nek nevezünk (magyarra leginkább talán felelet-válogatós módszer-nek lehetne lefordítani). Ennek lényege az, hogy a vizsgatételekben a kérdésekhez több feleletből álló választék is meg van adva, és a vizsgázónak ki kell választania minden egyes kérdéshez a megfelelő helyes feleletet. A módszert nálunk is egyre többen ismerik, egyrészt a tömegkommunikációs eszközökből. (TV) másrészt pl. azok, akik az utóbbi évben KRESZ vizsgát tettek. Ez a vizsgaforma külföldön igen elterjedt, az orvos- és gyógyszerészképzésben is. (1., 2., 3., 4., 5.) de a test vizsgáztatással kapcsolatban vannak már hazai tapasztalataink is, mind az elméleti (6.), mind a klinikai orvostudomány (7., 8.) területéről.

A multiple choice test, mint vizsgáztatási módszer, módszertani kérdéseivel és kritikai értékelésével munkacsoportunk előző körülményei részletesen foglalkoznak (8., 9., 10., 11.), és az idő rövidege miatt nem szeretnék itt most ismétlésekbe bocsátkozni, csupán le szeretném szögezni, hogy minél nagyobb a vizsgaanyag és a vizsgázók létszáma, a szóbeli vizsga annál inkább szurópróbaszerűvé válik, egyre kevésbé lehet ellenőrizni az anyag terjedelmében való elsajátítására. Ha pedig az egy vizsgázóra fordítható időt több vizsgáztató beállításával akarjuk növelni, ezek számával arányosan növekszik az elbírálás egyenlőtlensége, inhomogenitása. Viszont jól megszerkesztett kérdőívvel, megfelelő módon lebonnyoltott test-vizsga, nemcsak a teljesen egyenlő elbírálást biztosítja, hanem alkalmas arra is, hogy meggyőződjünk arról is, mennyire átfogó, mennyire teljes a vizsgaanyag elsajátítása nagyszámu vizsgázó esetében is. Sőt

arra is alkalmas, hogy összehasonlításokat tehesünk a vizsgázók különböző populációi között.

Az 1970/71 tanév végén a szegedi II. sz. és budapesti III. sz. Belklinika a IV. éves hallgatók részére kötelező beszámoló kollokviumot azonos anyagból, azonos test-kérdőív segítségével tartotta meg. A szegedi populáció 163, a budapesti 132 vizsgázóból állt. A test-kérdőívet a team két orvostagja állította össze oly módon, hogy az

- 1) átfogja a vizsga teljes anyagát
- 2) a kérdéseket a hivatalos tankönyv alapján hibátlanul és egyértelműen meg lehessen válaszolni, és ne legyen szükség egyéb segédanyagra.

A hallgatókkal előre közöltük, hogy a minden egyes tételben a kérdéshez megadott 5 válasz közül csupán egy a helyes, csupán egyet kell kiválasztani, és hogy vitatható esetben (pl. egyes betegségek, tünetek stb. gyakorisága), a tankönyv szövege az irányadó. Nem közöltük velük, hogy a kérdőívekben szereplő 80 tétel lényegében azonos, és csupán a tételek és azokon belül a választék sorrendjének változtatásával állítottunk elő többféle variációt, és ezeket úgy osztottuk ki, hogy sem az egymás mellett, sem az egymás mögött ülők sematikusan ne másolhassanak.

A szegedi eredménylapokat azonnal lyukszalagra lyukasztattuk és Minszk 22 típusu elektronikus számítógéppel dolgoztuk fel. A pesti eredménylapok feldolgozása először kézi uton történt, és csak később került sor gépi adatfeldolgozásra. A kézi kiértékeléssel aránylag még tűrhető időráfordítással meg lehet jelölni és össze lehet számolni, hogy az egyes kérdőíveken hány helyes találat van. Ez szolgál alapul az egyes hallgatók érdemjegyeinek megállapításánál.

I. táblázat

A hallgatók vizsgaeredményei különböző vizsgák alkalmával

Teszt vizsga			Előző (szóbeli) belgy. vizsga		Előző félévi tan. átl.	
Telj. (%)	Fő	%		%		%
100-71	46	28,2	jeles	58,2	4,5	33,7
70-51	67	41,1		29,6		
50-41	33	20,2	közepes	8,6	2,6-3,5	27,2
40-36	9	5,5	elégéses	1,0	2,5	6,1
35-0	8	4,9	elégtelen	1,5		

Hasonló csoportosítás látható az 1. táblázat baloldali oszlopán is, de teljesítményszázalékban kifejezve. (Ha mind a 80-at helyesen kiválasztja - 100 %.) Tapasztalataink szerint 90 %-nál nagyobb teljesítmény igen ritka, tehát a legjobbak, az anyag kb. 90 %-át tudják hibátlanul. A leggyengébb teljesítmény 13 % körüli volt, vagyis alacsonyabb, mint amit véletlenül, teljesen vaktában választva el lehet érni. Ugyanis 5 választék esetén annak valószínűsége, hogy valaki teljesen vaktában eltalálja a helyeset: $1/5 = 20\%$.

Az 1. táblázaton a test-vizsga mellett még két előző vizsgaeredmény is fel van tüntetve. Fel szeretnénk hívni a figyelmet a csoportosítás első két sorára. E szerint az előzőleg jelestjő átlageredményű hallgatók aránya teljesen azonos azokéval, akik jelenleg a kérdéseknek legalább a felét helyesen választották meg. Viszont az előző szóbeli vizsgán legalább jó eredményt elérhettek olyanok is, akiknek a jelenlegi tudása az anyag felére sem terjed ki. Ezen táblázat adatai tehát bizonyos áttételezéssel amellet szólnak, hogy a vizsganyag mennyiségi elsajátítása a szóbelinél megbízhatóbban ellenőrizhető a testvizsgáztatással.

Ha a test eredménylapokat más szempont szerint pl.: aszerint dolgozzuk fel, hogy 1-1 kérdést hányan választottak meg jól ill. rosszul, újabb információkat nyerhetünk, éspedig a jelen esetben arról, hogy a hallgatók az anyag mely részeit tudják jól és melyeket kevésbé. Ezen feldolgozás eredményeképpen esetleg felismerhető inhomogenitás összefüggésbe hozható az oktatás bizonyos minőségi sajátosságaival (pl. mennyire hívtuk fel a hallgatók figyelmét az elméleti, vagy gyakorlati órákon a tananyagnak olyan részeire, amelyeknek tudását a vizsgán lényegesnek tartjuk?). Ezen szempont szerinti feldolgozás kézi erővel már jóval nehezebb, és bizonyos hibalehetőséggel is jár.

A mi anyagunkon a számítógép még részletesebb adatfeldolgozást végzett el. Mind a 80 tételre vonatkozóan megadta, hogy az 5 választék közül, melyiket hány vizsgázó ill. a vizsgázók hány %-a választotta. Ebből már gyakran arra is következtethettünk, mi lehet a gyakoribb hibák oka. Sajnos ezen anyag teljes terjedelmű bemutatására itt nincs lehetőségünk, de illusztrálás céljára talán elegendő lesz 2 táblázat, amely a 12. és a 76. tételt mutatja be olyan formában, ahogyan azt a gép kinyomtatta, tehát az is leolvasható, voltak-e választ nem adó vagy hibásan kitöltő vizsgázók.

2. táblázat

12. Melyik betegségekhez nem társul az átlagosnál gyakrabban ulcus:

a) Pyelonephritis	57,0	39,0
b) Polycytaemia vera rubra	1,8	3,7
c) Tüdőemphysema	33,1	52,6
d) Cushing-kór	1,2	0,6
e) Májcirrhosis	1,8	2,2
Nem válaszolt	4,2	0,7
Hibásan töltötte ki	0,6	0,0

3. táblázat

76. Az agranulocytosisra nézve igaz, kivéve:

a) a bőrön és a nyálkahártyákon kiterjedt, gennyes elváltozások vannak	42,3	37,5
b) hidegrázás, láz, torokfájás rendszerint az első tünet	0,0	0,0
c) a található sejtek túlnyomórészt lymphocyták, vagy monocyták	4,9	2,2
d) nincs kivétel	42,9	57,1
e) keletkezésében túlnyomórészt exogen tényezők játszanak szerepet	8,5	2,2
Nem válaszolt	1,2	0,0
Hibásan töltötte ki	0,0	0,0

A táblázat jobb szélén a két vizsgázó populáció %-os megoszlása látható aszerint, hogy melyik választékot jelölték meg. A 12. kérdésre a helyes válasz az a), látható, hogy a hallgatók 40 ill. 60 %-a hibázott, és az is, hogy ennek oka az, hogy nem tudták mely betegségekhez társul az átlagosnál gyakrabban ulcus, és különösképpen azt, hogy az emphysemához gyakran, pyelonephritishoz nem.

A 76. kérdésre is az a) kiválasztása a helyes. Az aránylag nagy számú hibás válasz oka zömmel az lehet, hogy nem gondolták át a szóbanforgó körkép lényegét, nevezetesen azt, hogy nincs genny!

Bár eleve elhárítottuk magunktól azt, hogy a párhuzamos vizsgáztatás összehasonlításának valamiféle verseny-jelleget adjunk, mégsem mulaszthatjuk el, a hibás válaszok gyakoriságának összehasonlítását, különösképpen az egyes témakörök szerinti részeredmények összehasonlítását, a belőle levonható tanulságok miatt.

4. táblázat

A két évfolyam összehasonlítása az egyes kérdésekre adott hibás válaszok szerint:

Kérdések sorszáma:	1-35	36-50	51-80	összesen
Bp. hibaszázaléka:	10	3	15	28 esetben
alacsonyabb > 10-el:				
" 1-10-el:	18	3	8	29 "
magasabb 1-10-el:	5	8	7	20 "
" > 10-el:	2	1	0	3 "
	35	15	30	80 esetben

Ugyanis a tételek téma szerinti megoszlása a következő: 1-50-ig a kérdések az emésztőrendszer betegségeivel (és ezen belül is az első 35 a tápcsatornával), az utolsó 30 pedig a vérképző rendszer betegségeivel foglalkozott. Ennek megfelelően, hogy az emésztőrendszer betegségei a szegedi II. Belklinika fő profilját képezik, ezen betegségcsoport oktatása is különös gonddal történik. Viszont a pesti III. Belklinikán a vizsga anyagát képező betegségcsoportok egyike sem tartozik a megkülönböztetetten kiemelt témák, ill. ágazatok közé. Az összehasonlításnál - teljesen önkényesen - úgy jártunk el, hogy a hibás válaszok %-os gyakoriságát kifejező számokat 10-nél nagyobb különbségeit tekintettük lényeges eltérésnek a két populáció között. Eszerint az anyag összességét tekintve a tételek több, mint felében nincs lényeges különbség a két populáció között,

de a tételek több mint egyharmadában a budapestiek hibáztak kevesebbet. A különbség legalább részben gyakorlottságuknak tulajdonítható, ugyanis ez már a 3. test-vizsgálója a budapesti évfolyamnak. Viszont a fő témák szerinti bontás alapján a különbség nagyobb része abból adódik, hogy haematológiából a budapestiek feltűnően kevesebbet hibáztak a szegedieknél. Tehát úgy látszik, hogy a gastro-enterologia intenzívebb oktatása bizonyos fokig csökkenteni tudta a szegedi populációnak azt a hátrányát, amit a testvizsgában való gyakorlatlan-
ságuk okozhatott.

Az idő rövidsége miatt nem térhetek ki adataink további szempontok szerinti feldolgozási lehetőségeire (férfi: nő, egyéenkénti különbség az átlageredményhez képest, az egyes tételeken belül a hibás válaszok gyakoriságának okai), de őszintén remélem, hogy ez az izelítőnek szánt rövid előadás alkalmas volt arra, hogy rámutassunk a test-vizsga előnyeire a szóbelivel szemben és a gép adatfeldolgozás előnyeire a kézzel szemben.

Végezetül csak röviden meg szeretném említeni azt, hogy gyakorlatilag lehetetlen test-vizsgát végezni a tanszékvezető támogatása, sőt tulajdonképpen gyakorlati közreműködése nélkül.

Ugyanis a vizsgakövetelmények meghatározása jelenleg a tanszékvezető joga és kötelessége, és végső soron ő vállalja a felelősséget is a vizsgák lebonyolításáért. Ennek megfelelően szükséges és helyes, ha a tanszékvezető a test-kérdőíveket látja és szükség szerint ki is javítja. Ezirányu közreműködésükért e helyütt is szabad legyen köszönetet mondani a két klinikai tanszék vezetőjének, dr. Gerő Sándor és dr. Varró Vince egyetemi tanároknak.

I R O D A L O M

- 1) Owen, S. G., M. G. Robson, P. H. Sanderson, G. A. Smart, J. F. Stokes: Experience of Multiple-Choice Question Examination for Part I of the M.R.C.P. Lancet 1967/II, 1034-1038
- 2) University of London: Multiple-Choice Question Paper for 3rd (II B B.S.) Examination, Oct. 1966 (Part II) for Internal Students of London Hospital Medical College. Medicine I.

- 3) Lipton, A., G. J. Huxham: Comparison of Multiple-Choice and Essay Testing in Preclinical Physiology. Brit. J. Med. Education. 4, 228 - 238 (1970)
- 4) Lennox, B., R. Lever: Seminar on Machine Marking of Medical Multiple-Choice Question Papers. Brit. J. Med. Education 4, 219-227, (1970)
- 5) Gerken, J.: Diskussion um das neue Prüfungssystem. Pharmaz. Ztg. 115. 1656 - 1658, (1970)
- 6) Straub F. B., Gaál Ö.: Felsőoktatási Szemle 11, 669, (1964)
- 7) Rétsági Gy.: nem közölt adat
- 8) Szabó R., H. Ambrus Margit, Hunya P., Vetró G., Papp Á.: Tapasztalataink elektronikus számológépek felhasználásáról orvostanhallgatók vizsgáztatásában. Orvosi Hetilap 111, 63, (1970)
- 9) Rétsági Gy.: Orvosegyetem (Budapest), (1966)
- 10) H. Ambrus Margit: Felsőoktatási Szemle 16, 603, (1967)
- 11) Szabó R., Hunya P., H. Ambrus Margit: A feleletválogatás (multiple-choice) teszt-vizsgáztatás előkészítésének és értékelésének néhány módszertani kérdéséről. Orvosi Hetilap 111, 1974, (1970)

Távközlési Kutató Intézet

Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásának rendszertechnikai és hardware kérdései

Battistig György, B. Nagy András, Rét András és Ungvári László

1. Bevezetés

A Távközlési Kutató Intézetben folyó számítástechnikai munka egyik fontos részét képezi a tanuló-felismerő rendszerek alkalmazása az orvosdiagnosztikában. A témakör egyik első konkrét feladatául az EKG-k automatikus feldolgozását választottuk.

A kitűzött feladat megoldása összehangolt orvosi, matematikusi és mérnöki tevékenységet igényel. Ezért - amint ez a tanulmány más fejezeteiből is egyértelműen látszik - a fejlesztés során szorosan együttműködtünk az Országos Kardiológiai Intézet (OKI) e témával foglalkozó orvosaival.

Jelenlegi munkánkat és feladatainkat - e témában - az OKI-TKI között kötött kutatási szerződés szabályozza.

Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásával 1970 óta foglalkozunk. Megépítettük és kipróbáltuk a BNB 7002 tip. mágneses jelrögzítő berendezést, amely a SIEMENS gyártmányú CARDIOMAT EKG berendezéshez illesztve, a felvételeket egy csatornán magnetofonszalagon tárolta.

1970-ben az OKI-ban felvételeket gyűjtöttünk a BNB 7002 segítségével és a felvételeket a KFKI által készített 512 csatornás amplitudóanalizátor segítségével bejátszottuk a MAVEMI GIER-számítógépébe. Még ez évben a BNB 7002 segítségével szerzett tapasztalatok alapján megterveztük a BNB 7004 mágneses jelrögzítő berendezést, amely automatikus időzítéssel és azonosítással, három párhuzamos csatornán képes EKG-t tárolni. A jelrögzítő berendezés tartalmazza mindazokat az előerősítőket és ellenőrző áramköröket, amelyek az EKG elektródáktól jövő bioelektromos jelek megfelelő szintre történő erősítéséhez szükségesek, és amelyek az EKG jel minőségi tulajdonságait figyelve bizonyos előprocesszálást tesznek lehetővé.

A berendezés tervezésekor figyelembe vettük a fokozott életbiztonsági valamint a speciális kórházi alkalmazási szempontokat (1).

1971-ben a BNB 7004 mágneses jelrögzítő berendezést több hónapig működtettük az OKI-ban. Az üzemeltetés során szerzett tapasztalatok alapján módosítottuk a BNB 7004 néhány áramkörét. Megterveztünk és megépítettünk egy 128 szintre kvantáló analóg-digitál konvertert, amely a GIER számítógép RC 2000-es olvasóegységéhez csatlakoztatva lehetővé teszi a BNB 7004-ről visszajátszott EKG felvételek számítógépbe vitelét. Irodalmi felmérést folytattunk és áramkörfejlesztési munkákat indítottunk be több elvezetéses EKG felvételek telefoncsatornán történő átvitelével kapcsolatban (2, 3, 4).

Jelen tanulmány illeszkedik a TKI-OKI szerződésben rögzített feladatokhoz és a téma kapcsán elért eddigi eredményekhez.

Az itt következő rendszertechnikai és hardware rész rögzíti azokat a rendszertechnikai elképzeléseket és elveket, melyek alapján az OKI és a TKI-számítóközpont összekötése segítségével egy orvosi-diagnosztikai mintaállomás első kiépítése megvalósulhat, és amelynek realizálására az 1972-es év folyamán kerül sor.

2. Az OKI-TKI orvos-diagnosztikai mintaállomás első kiépítésének szerepe és célja

Az orvostudomány fejlődése, a vizsgálati módszerek bővülése, az egyre nagyobb és egyre nehezebben kézbe tartható adattömeg mindenféleképpen indokolja az adatheldolgozás gépesítését. Kézenfekvőnek látszik, hogy a korszerű számítástechnikai berendezések és elméletek felhasználásával az adatheldolgozáson túlmenően olyan feladatok megoldását is gépesítsük, amelyek segítik az orvos felelősségteljes munkáját a diagnosztizálás során és mentesítik a rutinmunka terheitől.

Az OKI és TKI által létesítendő orvos-diagnosztikai mintaállomás célja többre tehető. A már említett gazdasági szempontokon kívül a mintaállomás fontos műszaki és tudományos jelentőséggel is bír: célberendezések, speciális jelátvivő hálózatok, tanuló-felismerő algoritmusok kipróbálásán kívül számos sikeres orvostudományi kutatás potenciális forrása is. Ezen túlmenően az orvosdiagnosztikai állomás létesítésének fontos demonstratív szerepe is van: segíti elfogadtatni és megértetni az orvosi és műszaki közvéleménnyel a számítógépes orvosi diagnosztikai rendszer jelentőségét és fontosságát.

Az orvos-diagnosztikai mintaállomás első kiépítési fokának szerepe elsősorban a tapasztalatgyűjtés. Tapasztalatgyűjtése hardware, software és rendszerterv szintjén.

A mintaállomás első kiépítési fokának célja mindazon funkciók, berendezések és algoritmusok kipróbálása, amelyek a végleges orvosdiagnosztikai mintaállomás alapjait képezik. Így - többek között - az első kiépítési fokban kerülnek kipróbálásra a bioelektromos jeleket nagy távolságra továbbító speciális berendezések és jelátviteli utak, és a hardware rendszer egyéb funkciói is.

3. Az első kiépítési fokkal szemben támasztott követelmények

Ahhoz, hogy felépítsük a mintaállomás első kiépítési fokának rendszertervét, célszerű lerögzíteni, milyen tulajdonságokkal szándékozunk felruházni a mintaállomást, mely alapfunkciók teljesítését tűzzük ki feladatul.

1. A legfontosabb feladat az egymástól több, mint 10 km távolságban lévő OKI Ambulancia és TKI számítóközpont összekötése. A kiépített jelátviteli uton mind analóg jelek (pl. EKG, EEG, EMG), mind digitális jelek (pl. beteg kísérő-adatok, orvosi vizsgálatok számszerű eredményei, speciális kérdőívek tartalma) átvitelét kell biztosítani.
2. Az átvitel során az analóg jel torzulása ne haladja meg az orvosi gyakorlatban szokásos torzításokat.
3. Az átviteli uton három EKG elvezetés szimultán átvitele lehetséges legyen.
4. Biztosítani kell, hogy az átviteli uton keresztül a számítóközpont az OKI ambulanciáján dolgozó orvossal kétirányban kommunikálhasson.
5. Az átvitt jelek real-time üzemmódban történő számítógépbevitelét biztosítani kell.
6. Az EKG felvétel számítógépbejátszása során a mintavételi frekvencia nagysága és a kvantálási szintek elegendően nagy száma biztosítja, hogy az EKG jelek a bejátszás során ne szenvedjenek számottevő információvesztést.

4. Az OKI-TKI összeköttetés átviteli útjának kérdései

Ahhoz, hogy az EKG körül kiépülő diagnosztikai állomás alapvető rendszertechnikai kérdéseit megvizsgáljuk, elsősorban a processzállásra szánt információkat kell áttekinteni. Ez meghatározza a szükséges információátviteli berendezések jellegét.

Tekintsük az EKG jelet. Itt nem foglalkozunk azzal, hogy a szokásos elvezetés-megoldások mellett az EKG mennyire pontosan írja le a szív elektromos állapotát. Azt elsősorban orvosi kérdésnek tekintjük. Ami az átvitel és a processzálás szempontjából érdekes, az az alkalmazott elvezetés-rendszerek által támasztott követelmények: elvezetések száma, szinkron átvitel szükségessége, az átviendő jel sáv szélessége és a szükséges amplitudó felbontási pontosság a processzálás során. A közeli és távolabbi jövő igényeit kielégíteni látszik egy három csatorna szinkron átvitelére készült berendezés, amely - természetesen - módot nyújt pl. 12 elvezetés jelének négy részletben történő átvitelére. (A 12 csatorna között nyilvánvalóan nem lesz szinkronizmus). Ez a hardware megoldás biztosítja - a jelenlegi ismereteink szerint - az egyik legteljesebb képet adó megoldás - a korrigált ortogonális elvezetések - átvitelét, a mindennapi gyakorlatban igen elterjedt három végtagi elvezetés átvitelét, valamint a szintén elterjedt 12 elvezetés négy részben történő átvitelét.

Lényeges kérdés az átviendő sáv szélesség meghatározása. Erre az irodalomban igen különböző értékeket adnak meg. Az elvégzett elemzéseink és kísérleti mérések alapján megfelelő hűségű átvitelnek tekintjük a 0,1-100 Hz-es sáv továbbítását. Ahhoz, hogy értelme legyen a nagyobb frekvenciák - 100-150 Hz - átvitelének, biztosítani kell ezen tartomány megfelelő átvitelét az elektródáktól a csatorna bemenetéig. Ebből a szempontból a gyakorlatban elterjedt berendezések nem mindig megfelelőek, így a későbbiekben általunk ismertetésre kerülő berendezésnél erre is kellett megoldást keresni.

Az egyéb jellegű információt vizsgálva, két részre oszthatjuk azokat: az analóg formában rendelkezésre álló bioelektromos jelek (PKG, BKG, EEG stb.) és a kérdőíves, leletes stb. információ. Az első csoportba tartozó jelek döntő többségét az EKG számára készített berendezések megfelelően átviszik, a második csoport számára pedig célszerű valamilyen alfanumerikus átvitelről - legegyszerűbb esetben telex - gondoskodni.

E jeleket általában legalább néhány méter távolságra kell továbbítani (operációs alkalmazás), de gyakoribb a néhány tíz méter (intenzív betegmegőrző), ill. a több száz méter vagy több kilométer (kórházon belüli és számítógéptől nagyobb távolságra lévő adatgyűjtő és processzáló rendszer). Abból a célból, hogy mindezeket a feladatokat közösen lehessen kezelni, célszerű a városi kapcsolt telefonhálózat minőségi paramétereivel számolni.

A viszonylag zajos kapcsolt távbeszélőhálózathoz leginkább az FM átvitel illeszkedik. A három csatornát frekvenciaosztással elhelyezve, megfelelő löketet választva, a kívánt átviteli hűség biztosítható.

Nem indokoltuk részletesebben az analóg átvitel melletti döntést a digitálissal szemben. Érdemes azonban erre is röviden kitérni. Az analóg átvitelnél jobb zavarvédeettséget nyújthat a digitális átvitel hibakorlátozással vagy anélkül. Tétélezzük fel először, hogy az átvitel nem tartalmaz hibakorlátozást. Ebben az esetben a távbeszélő csatornán alkalmazott átviteli sebesség megegyezik az információátviteli sebességgel (nincs redundancia). Ha az átviteli sáv felső határát 150 Hz-ben határozzuk meg, akkor a mintavétel 300/s gyakorisággal kell, hogy történjen. Egyetlen minta kódolását úgy célszerű megvalósítani, hogy közelítőleg 1-2 % kvantálási torzításnál több ne lépjen fel. Vagyis ez minimum 64 kvantálási szint megvalósítását igényli. Ez azonban csak abban az esetben igaz, ha az EKG jellel a teljes tartományt kivezéreljük, ami a gyakorlatban nem valósítható meg. Ennek oka, hogy az alapvonal időben ingadozik, valamint az, hogy az egyes páciensekhez különböző nagyságú amplitúdó tartozik. Ugyancsak problémát okoz ebből a szempontból, hogy az alapvonalról az egyes elvezetésekben különböző irányban helyezkedik el a jel tartalma. Célszerű tehát a kvantálási szintek számát legalább 128-ra, de lehetőség szerint 256-ra választani. Ez utóbbi választás komoly nehézségeket okozhat, mivel 8 bitet igényel, tehát egy karakteren belül a paritás számára nem marad szabad bit. A jelen megfontolásainkhoz azonban tétélezzük fel, hogy 1 mintát egyetlen karakterrel kódolunk. Ez azt jelenti, hogy egy elvezetés jelének átviteléhez 2400 bps sebesség megvalósítására van szükség, hároméhoz pedig 7200 bps-re. A kapcsolt távbeszélő hálózaton a szocialista országok viszonylatában legfeljebb 1200 bps átviteli sebesség valósítható meg, azonban realisabb 600 bps-sel számolni, vagyis a kitűzött céltől igen nagymértékben elmaradtunk. A hibakorlátozó kódolás további sebességnövekedést jelent, közelítőleg 10 kbps értékig. Vagyis a kitűzött feladat real-time üzemmódban nem valósítható meg, átmeneti tárolóra van szükség. Egy ilyen megoldás a berendezés árát jelentősen növeli, és a szolgáltatás vonzósága csökken. A digitális átvitel másik feltétele, hogy az analóg/digitál átalakítást minden egyes mérőhelyen el kell végezni, ami szintén költségnövekedéssel jár. Analóg átvitel esetében egyetlen átalakítóra van szükség, a számítógép mellett. Ennek költségeit - mivel csak egyről van szó - célszerű nem túlságosan korlátozni, hanem lehetőleg univerzális eszközt készíteni. Vagyis felkészülve a feladatok egész sorára, célszerű változtatható mintavételi gyakoriság és kvantálási szintszám beállítását biztosítani.

5. Az orvosdiagnosztikai mintaállomás első kiépítési foka

A megvalósításra kerülő rendszer tömb-vázlatát az 1. ábra mutatja.

A TKI-ban működő CII-10010 típusu számítógép köré kiépített számítóközpont a VONALI KAPCSOLÓ EGYSÉG (VKE) segítségével érintkezik a postai kapcsolt telefonhálózaton keresztül az Országos Kardiológiai Intézet orvosdiagnosztikai mintaállomásával. A VKE-n egyrészt beállítható, hogy a telefonvonalról jövő információ a számítóközponton belül melyik egység bemenetére kerüljön további feldolgozás végett, másrészt tartalmazza mindazokat az áramköröket, amelyek segítségével a TKI és OKI VKE-nek szinkronizmusa helyreállítható.

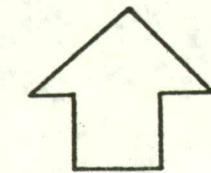
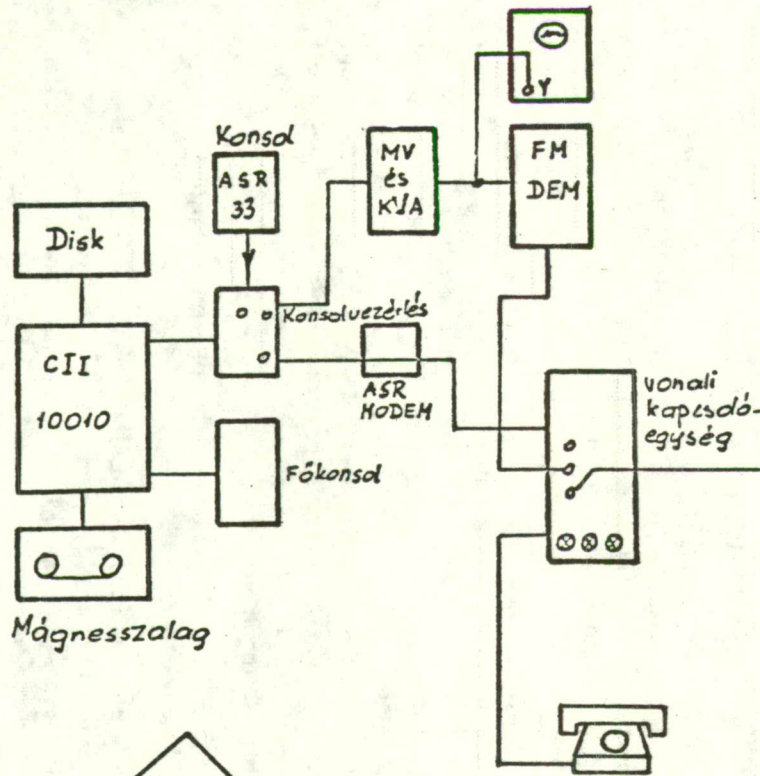
A VKE-nek három állása van, amelyek manuálisan változtathatók:

- TELEFON állás a berendezés azon állapota, amelybe a hálózati tápfeszültség kimaradása vagy a VKE kikapcsolt állapota esetén automatikusan beáll. Ekkor az OKI-TKI között a szokásos telefonforgalom bonyolítható. Ezzel a kapcsolóval lehet bármely időpontban telefonüzemmódra való áttérést kezdeményezni.
- EKG FELVÉTEL állásban a telefonvonalról bekerülő FM jelkomplexum az FM DEMODULÁTOR bemenetére jut, amiben szétválasztásra és demodulálásra kerül a 3 EKG csatorna jele.
A demodulált jelek oszcilloszkópon vizuálisan megfigyelhetők.
- KONSOL állásban a VKE az OKI-ban lévő konzol-írógépet telefonmodemen keresztül összeköti a TKI ASR-33 típusú írógépével. Egy további utvonalválasztással eldönthető, hogy az OKI-ból jövő KONSOL-információ a számítógépbe vagy a TKI konzoljára kerüljön kinyomtatás végett.

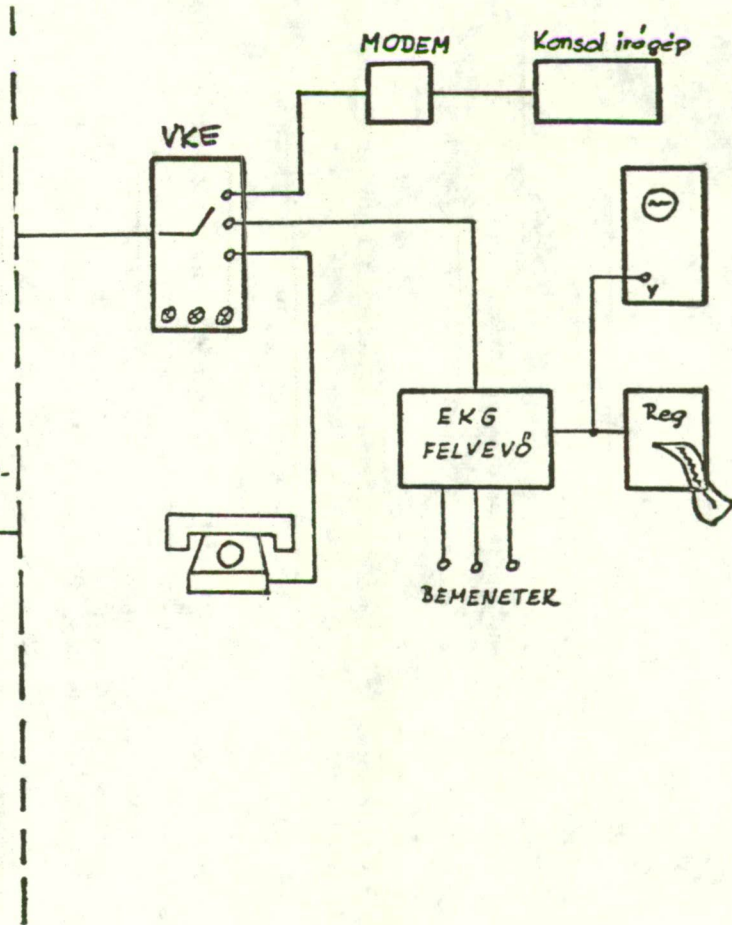
A TKI számítóközpontban vett és demodulált EKG jelek vizuális megfigyelés mellett a MINTAVÉTELEZŐ ÉS KVANTÁLÓ egységbe (MV és KVA) kerülnek. A készülék a beállított mintavételezési frekvenciával és kvantálási szintszámmal az EKG jeleket időben párhuzamosan, 3 csatornán digitalizálja. A digitális információba átkódolt EKG jelek a KONSOL VEZÉRLÉS (KV) egységébe kerülnek. A KV-en a bejövő információk a következő irányokba továbbíthatók:

- a VKE KONSOL állásában a bejövő konzol-információk vagy az ASR-33 bemenetére jutnak (ahol kinyomtatásra kerülnek),
- vagy a KV átkapcsolásával közvetlenül a számítógépbe jutnak,
- a VKE EKG FELVÉTEL állásában a digitalizált EKG felvételek a számítógépbe jutnak.

1. ábra



VEZÉRLŐ és TAN. FEL. SW.



A KONSOL VEZÉRLÉS alapállapotban biztosítja a CII-10010 és az ASR-33 konzolirógép szokásos adatforgalmát.

Az OKI-ban a telefonvonalhoz szintén VONALI KAPCSOLÓ EGYSÉG csatlakozik. Az egység három lehetséges állapota a következő:

- TELEFON állás (ez itt is a berendezés alapállapota) az OKI-TKI közötti telefonkapcsolat kiépítésére,
- EKG FELVÉTEL állás szolgál az EKG FELVEVŐ egységből jövő EKG információk továbbítására,
- végül KONSOL állásban lehetővé válik szöveges információk kétirányú átvitele.

Az OKI-ban működő EKG FELVEVŐ berendezés tartalmazza mindazokat az előerősítőket, időzítő és vezérlő-áramköröket, amelyek a háromvezetésű EKG felvételek elkészítéséhez szükségesek, és tartalmazza mindazokat a szint- és brumm-figyelő áramköröket is, amelyek a felvételek minőségi tulajdonságait érzékelve bizonyos előprocesszálást biztosítanak.

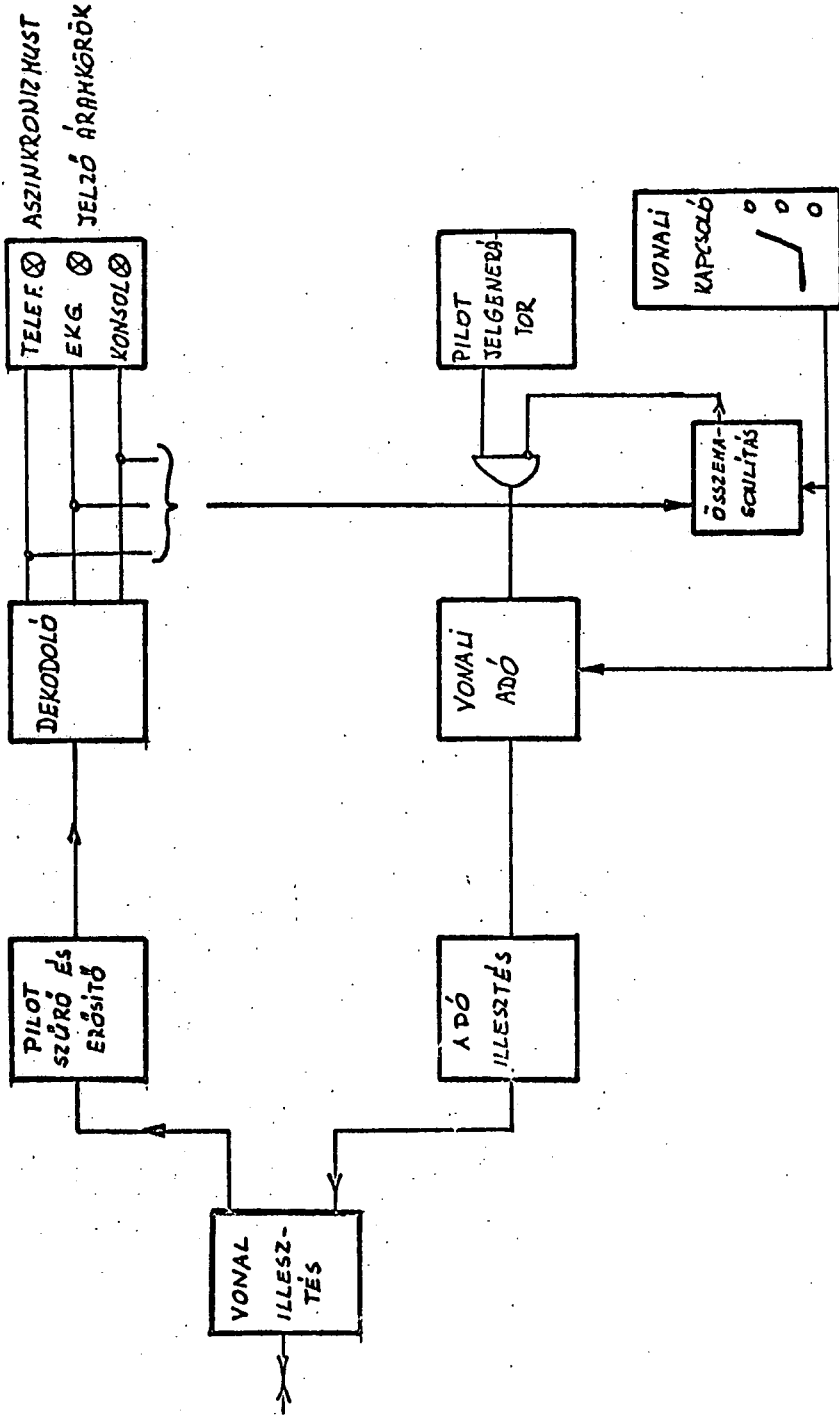
Az EKG FELVEVŐ berendezés mellett az orvosi gyakorlatban bevált és megszokott oszcilloszkópos megfigyelés és papír-regisztrálás biztosított.

Mint az eddig elmondottakból is kiténik, a VONALI KAPCSOLÓ EGYSÉG-nek a TKI-OKI kapcsolat kiépítésében kitüntetett szerepe van. Ezért külön érdemes vizsgálni a berendezés azon részét, amely biztosítja az adó és vevő oldalak közötti szinkronizmus beállítását (2. ábra).

A VKE-ek egy-egy különböző frekvencián működő pilotjel generátorral rendelkeznek. A pilotjel generátorok jele - aszinkronizmus esetén - a vonali kapcsoló állásától függően három, különböző szélességű impulzusszélesség-modulált pilotjelcsomag formájában kerülnek ki a telefonvonalra. A pilotjelek megfelelő szélességben történő kibocsátásáról a vonali adó gondoskodik, a szélesség modulációhoz (kódoláshoz) szükséges információt a vonali kapcsoló szolgáltatja. Az ellenállomás pilotjel szűrő- és erősítő áramkörei felerősítik ezt a pilotjelet, és a dekódoló egység kimenetén megjelenő jelek a vevőoldalon lámpa kigyújtásával jelzik a kezelőnek, hogy az ellenállomás vonali kapcsolója milyen állásban van.

Hasonlóan, az ellenállomáson égő jelzőlámpa mutatja a kezelőnek a tuloldali vonali kapcsoló állását.

Ha bármelyik fél a vonali kapcsolóját abba az állásba helyezi, amelyben az ellenállomásé is van, a következő folyamat játszódik le: az összehasonlító áramkör - amelyik a vett pilotjelből dekódolt ellenoldali vonali kapcsoló állásokat hasonlítja össze a sajátoldali vonali kapcsoló állással - azonosságot fog találni a kapcsoló állásokban. Ugyanakkor az össze-



2. ábra

hasonlító áramkör azt is figyeli, hogy a kapcsolók szinkronizmusa mely állomás kezdeményezésére jött létre. Megfelelő sorrendi hálózat biztosítja, hogy először a szinkronizmust létrehozó kezdeményező fél pilotjel generátorai tiltódjanak le, majd az ellenoldali állomáson észlelt és dekódolt pilotjel megszűnés hatására az ellenoldal pilotjel generátorai is letiltódjanak. A folyamat eredménye, hogy a telefonvonalon az egyik irányban sincs pilotjel adás, így a telefonvonal - a pilotjelekre nézve - Üres. A pilotjel és szűrő áramkörök, valamint dekódoló áramkörök pilotjel hiányában mindkét oldalon kioltják az aszinkronizmust jelző lámpákat is. A VKE-ek manuálisan azonos állásban vannak, a telefonvonal Üres és kész - kapcsolóállásnak megfelelő - információk továbbítására.

Az OKI-TKI mintaállomás átviteli utjának felépítési menetét egy példa kapcsán illusztráljuk. Legyen pl. a kezdeményező fél az OKI egyik orvosa. Az egyes lépéseket és hatásukat az 1. Táblázatban foglaljuk össze. Érdeemes megjegyezni, hogy néhány Utem - pl. 7-8, 10-11, 13-14 - emberi beavatkozástól függetlenül automatikusan hajtódik végre. Továbbá érdemes még megjegyezni, hogy az ellenállomás tápfeszültségekmaradása esetén, a másik oldalon minden vonali kapcsoló állás mellett szinkronizmust indikál a VKE, ez egyértelműen jelzi az ellenállomás ilyen típusu meghibásodását. A hibát indikáló fél ezután TELEFON állásba áttérve (vagy saját VKE-t kikapcsolva) telefonösszekötést tud teremteni az ellenállomással.

6. Az orvosdiagnosztikai mintaállomás első kiépítési fokának több műszaki adatai

Az előzőekben tárgyaltak alapján (3, 4. és 5. pontok), célszerűnek látszik az orvosdiagnosztikai állomás első kiépítési fokának legfontosabb műszaki paramétereit lerögzíteni:

1. EKG felvevő berendezés

Bemenetek száma: 3

Bemeneti impedancia: $> 2 \text{ M}\Omega$

Bemeneti feszültségtartomány: $\pm 2,5 \text{ mV p-p}$

Frekvenciamenet: $0,2 - 100 \text{ Hz}$ között $\pm 0,5 \text{ dB}$

$0,05 - 300 \text{ Hz}$ között $\pm 3 \text{ dB}$

Közösmódusu zajelnyomás: $> 70 \text{ dB}$

Kimeneti impedancia: $< 100 \Omega$

EKG kimeneti feszültség: $\pm 2,5 \text{ V}$

Alkalmazott moduláció: analóg FM

Automatikus időzítések, hitelesítés

OKI

TKI

Ütem	Akción	Vonali kapcsoló állása	? Kérelem lámpa ég	Átvitt információ	Akción	Vonali kapcsoló állása	? Kérelem lámpa ég	Megjegyzés
0		tetszőleges				tetszőleges		Mindkét VKE kikapcsolt állapotban
1	bekapcsolja VKE-t	"				"		
2	feltárcsázza a TKI-t	TELEFON		csengetés TKI-nak		"		OKI kezdeményezés
3		"		"	bekapcsolja VKE-t	TELEFON		VKE-k bekapcsolt állapotban
4		"		élő beszéd	felveszi a kagylót	"		telefonkapcsolat él
6	KONSOL-ra vált	KONSOL	TELEFON			TELEFON	KONSOL	
7		"	TELEFON		KONSOL-ra vált	KONSOL	KONSOL	
8		"		beteg azonosítója, kísérő adatok stb.		"		Konzol-konzol kapcsolat
9	EKG FELV.-re vált	EKG FELV.	KONSOL			"	EKG	
10		"	KONSOL		EKG FELV.-re vált	EKG FELV.	EKG	
11		"		3 csatornán EKG		"		Szögép EKG felvételt fogad
12		"	KONSOL		KONSOL-ra vált	KONSOL	EKG	TKI kezdeményezés
13	KONSOL-ra vált	KONSOL	KONSOL			"		
14		"		TKI számítógépből visszajelzés konzolra		"		Konzol-konzol kapcsolat

1. táblázat

- 163 -

II. Analóg jelátvivő tulajdonságok

Adó-vevő oldalak együttes lineáris torzítása
közvetlen összekötés esetén $< 2 \%$

Csatorna áthallás
közvetlen összekötés esetén < -40 dB

Vevőoldali kimeneti feszültségtartomány: 2,5 V
Vevőoldali kimeneti impedancia: $< 100 \Omega$

III. Mintavételező és kvantáló

Bemenetek száma: 3
Bemeneti impedancia: > 100 k Ω
Bemeneti feszültségtartomány: 2,56 V
Kvantálási szintek száma 64, 128, 256 - beállítható
Mintavételi frekvencia nagysága: max. 300 Hz - állítható
Kimenete: 8 bit, párhuzamos, ill. a CII-10010-hez
Decimális megjelenítés
Szinttullépés esetén jelzés
DC szinteltolási lehetőség
Folyamatos erősítésváltoztatási lehetőség

IV. Vonali kapcsoló egység (OKI)

Kapcsolható egységek: telefonkészülék
EKG berendezés
Konzolírógép MODEM egység
Kimenet: illeszkedik a kapcsolt postai telefonhálózathoz
Üzemódváltás manuálisan
Visszajelzés a vevőoldaltól a kapcsolási szinkronizmus regisztrálására
Kétirányú összeköttetés telefon- és konzol-kapcsolat esetén

V. Vonali kapcsoló egység (TKI)

Bemenet illeszkedik a kapcsolt postai telefonhálózathoz
Kapcsolható kimenetek: telefonkészülék
FM demodulátor
ASR-33 konzol írógép MODEM egysége
Üzemódváltás manuálisan
Kapcsolási aszinkronizmus esetén fényjelzés
Kétirányú kapcsolat telefon- és konzol-kapcsolat esetén

VI. Konzol vezérlő

Alapállapotban Konzol - CII-10010 kapcsolatot biztosít

Átkapcsolással a mintavételező és kvantálóról kapott jeleket

- számítógépbe
- ASR-33 szalaglyukasztójába juttatja.

7. Továbbfejlesztési lehetőségek

Az orvos-diagnosztikai mintaállomás, első kiépítési fokán nem kívánja mindazokat a funkciókat biztosítani, amelyeket egy működő, végleges kiépítésű rendszerben célszerű megvalósítani. A teljesség igénye nélkül meg szeretnénk említeni néhány olyan szempontot, amelynek megvalósítására az első kiépítésben nem gondolhattunk:

- az információátvitel utjának automatikus ellenőrzése és védelme,
- a vonali kapcsoló-egységek automatikus vezérlése,
- a telefonvonalon keresztül történő nem real-time jellegű EKG jelátvitel biztosítása, amely elsősorban szűrővizsgálatok során bír jelentőséggel,
- a klinikai, kórházi intenzív őrzőegységek bekapcsolása az orvosdiagnosztikai mintaállomásba,
- elsősegély esetén, vagy otthon fekvő beteg rutinvizsgálatára szolgáló hozhozható egycsatornás, akusztikus csatolású EKG berendezés csatlakoztatásának biztosítása,
- alfanumerikus display alkalmazása interaktív módon az orvosi diagnózis elkészítése során,
- végül nem diagnosztikai - pl. adminisztratív - jellegű feladatok számítógépes megoldásának lehetősége. Gondolunk itt a klinikai archívum számítógépes tárolására, olyan adminisztratív feladatok megoldására, mint ágynyilvántartás, raktári és gyógyszerári anyagok készletezése, laboratóriumi számítások elvégzése stb.

I R O D A L O M

Tanuló algoritmusok II. (Bak Miklósné - Balogh Barna - B. Nagy András - Gulyás Ottó - Molnár László - Rét András)
TKI Intézeti Tanulmány, 1970. I-70-3101-1.

Donald R. Bennett, Reed M. Gardner: A Model for the Telephone Transmission of Six-Channel Electroencephalograms
Electroenceph. Clin. Neurophysical 1970, 29. p. 404-408.

Robert N. Watts: Some Design Considerations for Narrow-Band
Medical Telemetry Over the Switched-Message Network
IEEE Vol.COM-19, No. 3. p. 246-256.

I. L. Crouch, I. R. Faulkner, O. Loosme, L. R. Putman: Electro-
cardiograms by Telephone. Bell Laboratories Record 1966.
No. 2. p. 42-48.

Távközlési Kutató Intézet

EKG görbék automatikus kiértékelése és szeparálása tanuló algoritmusok
felhasználásával

Bak Miklósné, Kobzos László és Gulyás Ottó

A Távközlési Kutató Intézet az Országos Kardiológiai Intézettel együttműködve dolgozik egy kisszámítógép (CII-10010) körüli orvosi diagnosztikai mintaállomás megteremtésén. Ebben a dolgozatban ezeknek a feladatoknak a software vonatkozásait tárgyaljuk. Összefoglaljuk a diagnosztikai állomás software rendszerét, majd ezen belül részletezzük az egyes feladatokat. Így beszámolunk az EKG regisztrátumok tárolásáról, az adatok ellenőrzéséről, korrigálásáról, az EKG regisztrátumok különböző kódrendszerben (Lindeman (1), Specht (2), Caceres (3)) kijelölt paramétereinek automatikus uton történő meghatározásáról. Bemutatjuk az automatikus lényegkiemelés számítógéppel történt végrehajtásának eredményeit (4). Beszámolunk tanuló algoritmus programrendszerünkről, melyet felhasználunk az EKG felvételek osztályozására két vagy több kategóriában.

Folyamatban van az OKI ambulanciájára kihelyezett pult és a TKI-ban már működő CII-10010 számítógép összeköttetésének megvalósítása, az ambulancián jelentkező betegekről három-elvezetéses ortogonális rendszerben felvett EKG görbék leletanyagának elkészítése, és ennek alapján a pácienseket a tanuló algoritmusok felhasználásával kategorizálni megadott osztályokba. (6).

A megvalósítás alatt álló diagnosztikai mintaállomás orvosi, software és hardware rendszere egyttal további szolgáltatások alapját képezi. Így bizonyos módosítások után a rendszer alkalmassá tehető populációs vizsgálatok, szűrés, intenzív őrzés és kutató jellegű munkák elvégzésére.

Lényegkiemelés és szeparálás

A hardware jellegű feladatok az előbbieken említett témával kapcsolatban akkor kezdődnek, mikor a betegre felhelyezik az elektródákat, majd biztosítaniuk kell az adatátvitelt az OKI és a TKI között, meg kell teremteni a számítógép-orvos interaktív kapcsolatát és meg kell valósítani az EKG görbék digitalizálását és számítógépbe vitelét (1. ábra). Ezeket a feladatokat itt most nem tárgyaljuk, az (5) Irodalomban megtalálható részletes leírásuk.

A számítógépes EKG diagnózissal kapcsolatos software feladatok két, egymástól jól elkülöníthető részre bomlanak.

Az egyik feladat a leletanyag automatikus uton való előállítás.

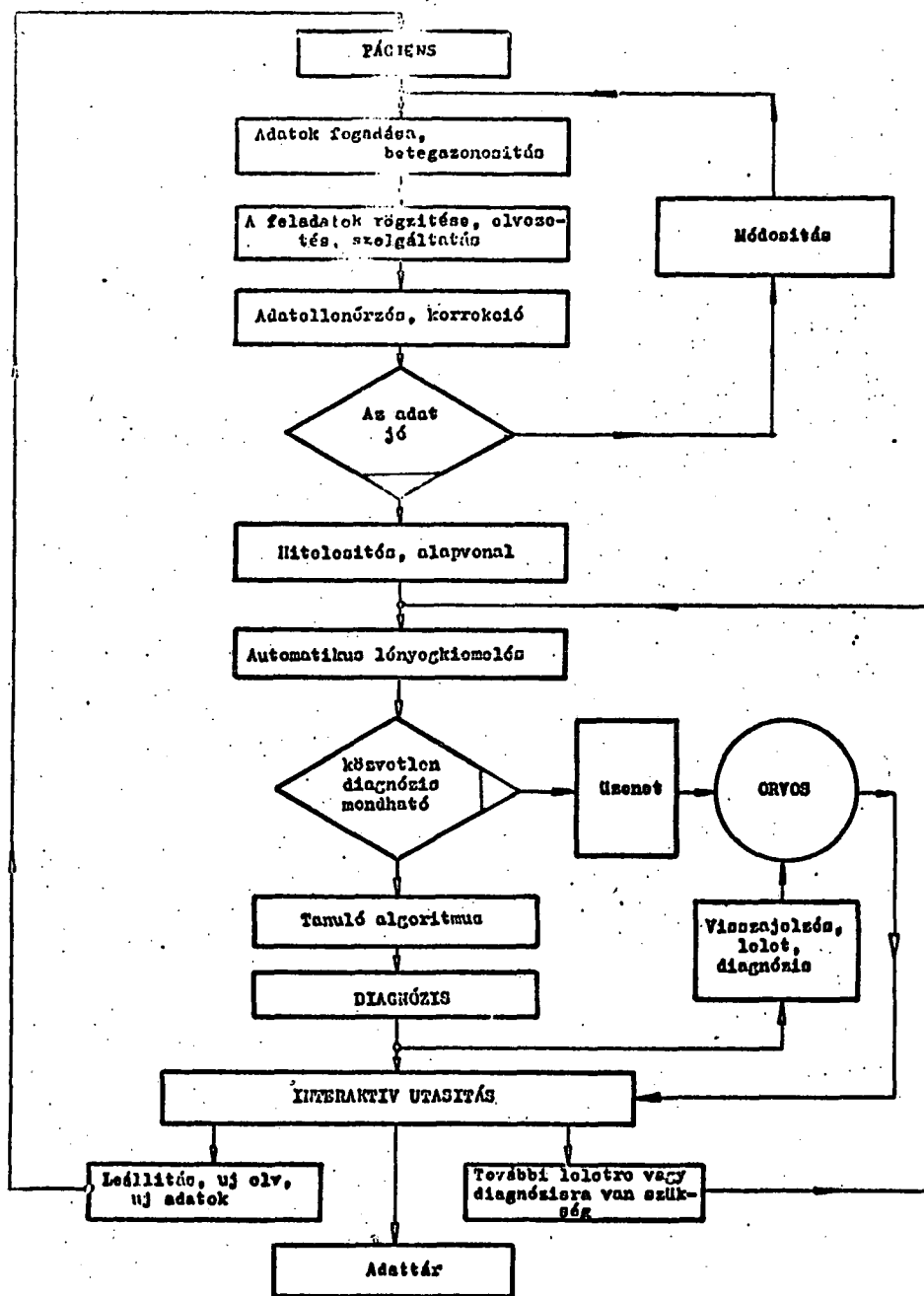
1.) Lényegkiemelés

A számítógépes tanulásnál előforduló gyakorlati feladatok nagy részénél (meteorológiai előrejelzés vagy közlekedéskutatás) rendelkezésünkre áll a tanulópontok halmaza. Ez az EKG görbék alapján (figyelembe véve a kísérő adatok közül is néhányat) történő szeparálás esetén nem áll fenn, ugyanis az EKG paraméterek meghatározása kézi uton rendkívül fáradságos, pontatlan és nehézkes lenne. Szükségessé vált az EKG görbék paramétereinek automatikus meghatározása, tehát egy olyan paramétervektor előállítása, mely a görbét jó közeli közelítéssel írja le, a számítógép számára egyszerűen kezelhető és lehetővé teszi a kifűzött klasszifikálást. Ezt az eljárást nevezzük lényegkiemelésnek és a folyamat eredményét leletanyagoknak.

Ez esetben leletanyagban még csak az EKG görbékből leolvasható paramétereket értjük, mint ahogyan azt a 2. ábra mutatja. Ezeket a paramétereket azután csoportosíthatjuk tetszőleges kódrendszer szerint. Ilyen kódrendszerek például a Caceres által vizsgált 17 paraméter vagy a Lindeman-féle egy-elvezetéses rendszerben felvett görbékről leolvasható 14 paraméter vagy akár a Specht-féle kódok, aki csak a QRS-komplexust vizsgálta. Mi mind a három fent felsorolt kódrendszert meghatároztuk teljesen automatikusan. Egy példa egy periódusára vonatkoztatott leletanyag látható a 3. ábrán.

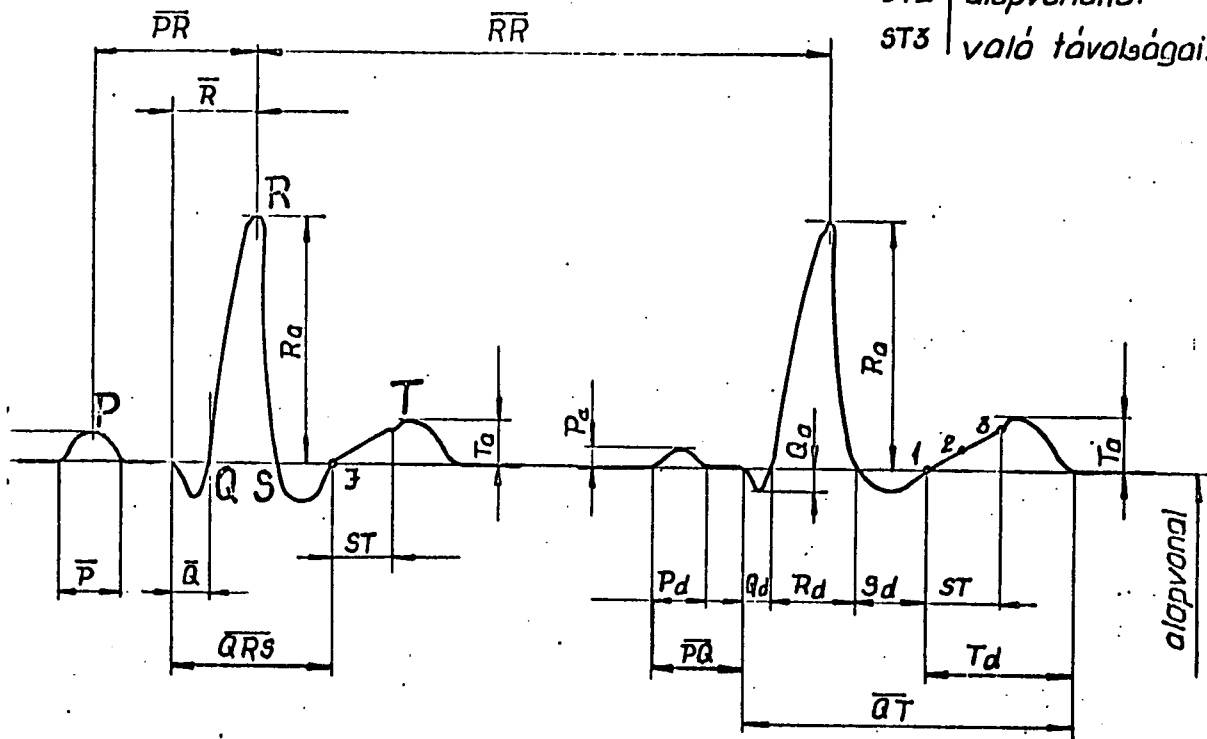
Ahhoz, hogy bármelyik kódrendszer szerinti lényegkiemelést végrehajtsunk, az ezt megvalósító programnak a következő feladatokat kell elvégezni (4. ábra):

- a.) az adatokat ellenőrizni kell
- b.) amennyiben software uton korrigálható hiba fordul elő, úgy ezt a korrekciót végre kell hajtani
- c.) a hitelesítő négyszögimpulzust, amely minden egyes felvétel előtt megtalálható, a számítógépnek fel kell ismernie, meg kell határoznia az amplitúdó értékét és tárolnia kell a későbbi számítások elvégzéséhez



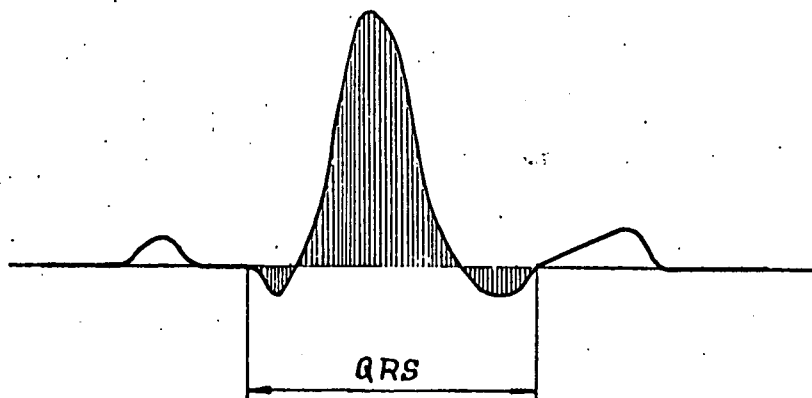
1. ábra

ST1 | 1, 2, 3 pontok
 ST2 | alapvonaltól
 ST3 | való távolságai.



LINDEMANN-kód.

CACERES-kód.



SPECHT-kód.

- d.) az EKG periódus egy biztos pontját (pl. az R csúcs helye) egyértelműen fel kell ismerni. A gép számára - különböző zajok miatt - ez nem egyszerű feladat, ezért nemcsak egyszerű logikai uton való felismeréssel, hanem egy etalon alkalmazásával több analitikus lépésben biztosítjuk az R csúcs helyének pontosságát
- e.) a P, Q, S, T komplexusokhoz tartozó paraméterek meghatározása csak az EKG görbe simítása után (legkisebb négyzetek módszerével) vált lehetségessé. Az automatikus lényegkiemelést megvalósító program lyukszalagra is kilyukasztja a 3. ábrán látható eredményt, mely közvetlenül felhasználható a tanuló algoritmusok inputjaként. Miután mindezeket a feladatokat végrehajtottuk, akkor a kívánt kódrendszerben előforduló paramétereket a sornyomtatóra kinyomtattuk táblázatos formában (3. ábra) és lehetőséget adtunk a lelethez tartozó EKG görbe kirajzoltatására is. A kirajzolt görbén a gép automatikusan megjelöli a P, R, T hullámok helyét (lásd függelék).

A későbbiekben a leletanyagon nemcsak az EKG görbékől leolvasható paramétereket értjük, hanem az u.n. kísérő adatokat is. Ilyenek pl.: nem, kor, testsúly, testmagasság, hőmérséklet, vérnyomás, stb. Ezeknek egy részét felhasználjuk a tanuló algoritmusok bemenő adataiként is.

2.) Szeparálás (7)

Az elektrokardiogramok osztályba sorolásához az orvos számára nagy segítséget nyújthat a tanuló algoritmusokkal történő szeparálás. Ezen algoritmusok képesek előzetes minták alapján döntést hozni. A TKI-ban már megvalósított tanuló algoritmusok főbb típusai a következők:

- a.) lineáris és szakaszonként lineáris szeparálás (committee machine)
- b.) legközelebbi szomszéd szerinti döntés (Nearest Neighbor)
- c.) potenciálfüggvényes algoritmusok
- d.) Parsen-becslésen alapuló különböző algoritmusok

A b.) és c.) pontban említett tanuló algoritmusok kipróbálása az EKG adatokra éppen e dolgozat megírásának idején van folyamatban. A tanuló algoritmus rendszer programjait már sikeresen alkalmaztuk a zivatarelőrejelzés feladatára (8).

Az automatikus lényegkiemelést megvalósító program a MAVEMI GIER típusu számítógépén működik és ALGOL programnyelven íródott. Átírása a diagnosztikai berendezés alapgépére, a CII 10010-es gépre a közeljövőben fejeződik be. A tanuló algoritmus programrendszer átírása már megtörtént.

Speant kod:

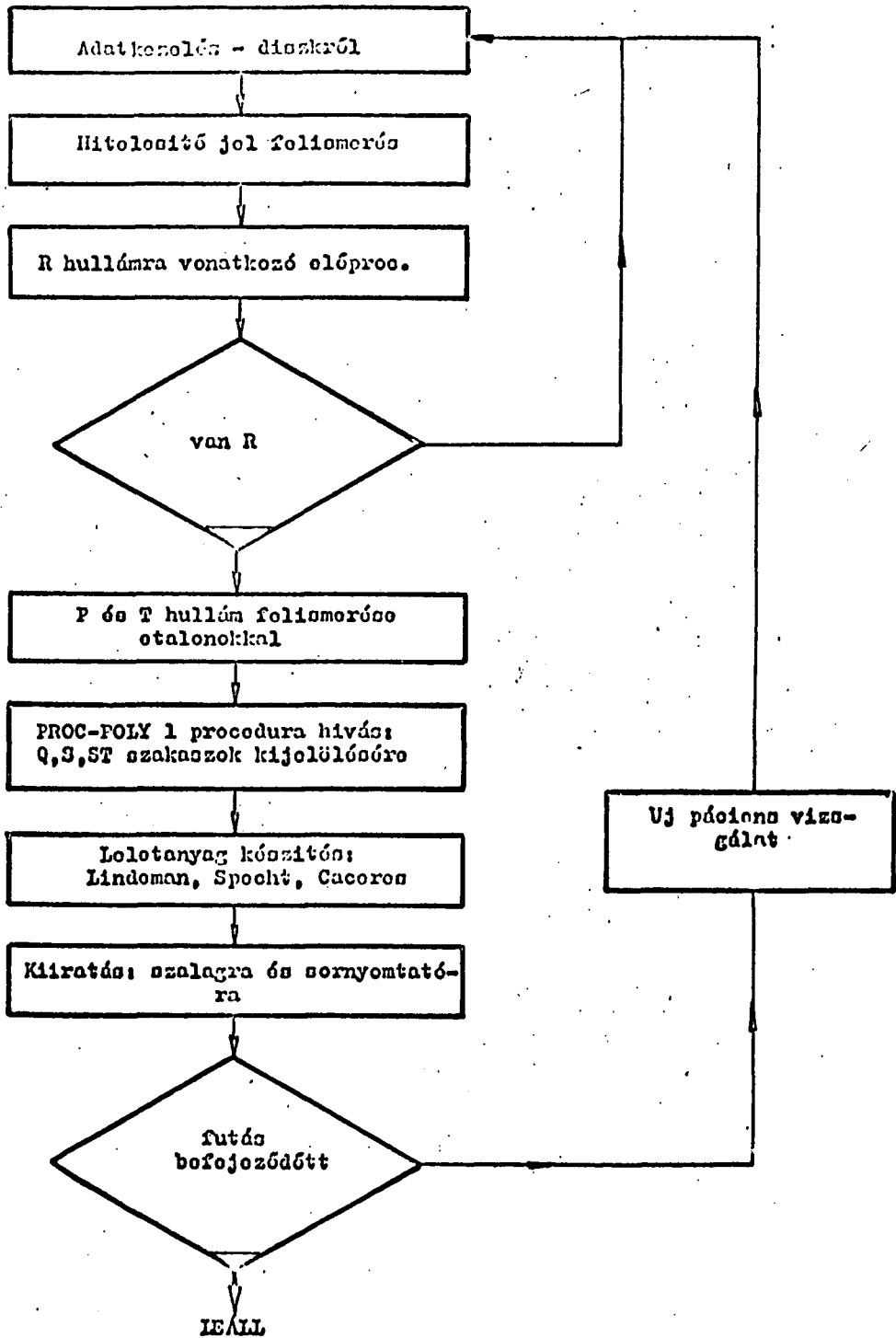
0.135,
-0.039,
-0.079, -0.066, -0.132, -0.132, 0.276, 0.829, 1.039, 0.724,
0.263, 0.092, 0.000, -0.013, -0.053, -0.053,

Lindemann kod:

P forma: +1,
P amplitudo: 0.316,
P tartam: 0.078,
P-R tartam: 0.150,
QRS forma: +1,
QRS tartam: 0.135,
Q tartam: 0.027,
Q amplitudo: -0.158,
R amplitudo: 1.039,
R csucsido: 0.051,
R-ST junction: 0.000,
ST szakasz: 0.066,
T forma: +1,
T amplitudo: 0.421,

Caceres kod:

Pa=0.316,	Qa=-0.158,	Ra=1.039,	Sa=-0.066,	Ta=0.421,
ST1=-0.039,	STm=0.066,	ST2=0.013,	Pd=0.078,	Qd=0.027,
Rd=0.063,	Sd=0.045,	Td=0.186,	PQ=0.135,	ST=0.084,
QT=0.393,	RR=0.861,			



4. ábra

Az OKI és TKI közötti összeköttetést - melynek feladata biztosítani az orvos és a számítógép kapcsolatát - szervező programok kidolgozása megkezdődött.

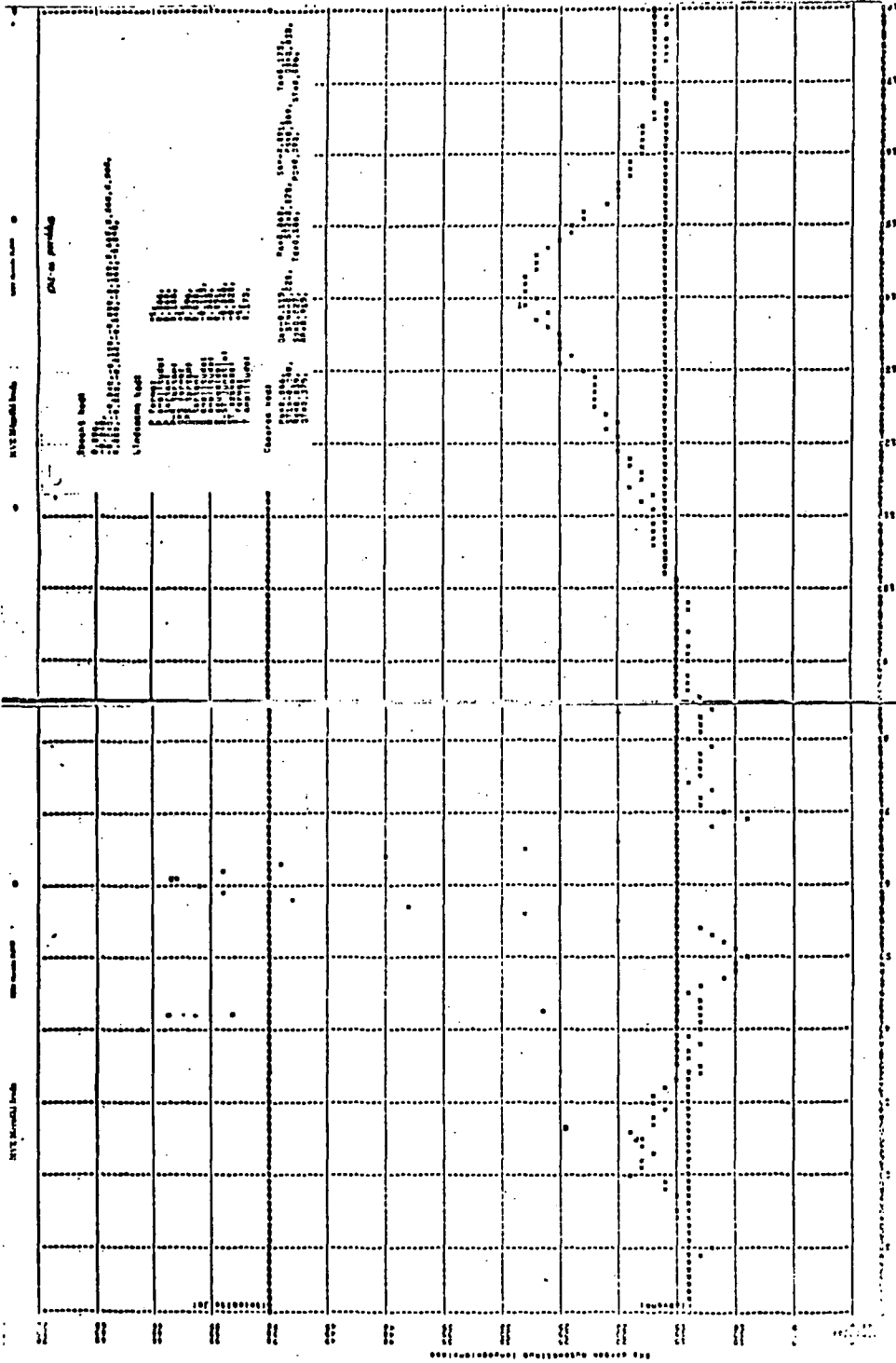
A tanuló algoritmusok alkalmazásának tipikus példája az EKG görbék kategorizálása. Jelöljön X_1, X_2, \dots, X_n bizonyos EKG görbékhez tartozó paraméterek által alkotott vektort, és \hat{X}_n jelentse az X_n -nek az orvos által meghatározott kategóriáját.

Az a.) - d.) pontokban felsorolt tanuló algoritmusok feladata olyan $f_n(X, X_1, \dots, X_n, \hat{X}_1, \dots, \hat{X}_n) = f_n(X)$ döntési szabály kialakítása, amelyik az n minta alapján valamilyen értelemben (pl. Bayes-i értelemben) jó döntést hoz. (Részletesen lásd: (4), (7)). Az \hat{X}_i vektor pontjait az előzőekben tárgyalt lényegkiemelési algoritmus és a kísérő adatok egy része határozza meg. Az \hat{X}_i tanítást az orvosok adják meg a (6) alapján.

I R O D A L O M

- (1) Lindeman, R. D., J. D. Kijariacopoulos, L. L. Conrad:
Evolution of new single, oblique chest lead for the rapid screening of electrocardiographic abnormalities in large population, Amer. Heart J. 65, 24, 1963.
- (2) Specht, D. F.: Vectorcardiographic diagnosis using the polynomial discriminant method of pattern recognition, IEEE Trans. on Bio-Medical Engineering vol. BME-14. No. 2, pp. 90-96. April, 1967.
- (3) Caceres, C.A., L.S. Dreifus: Clinical electrocardiography and computers, 1970.
- (4) TKI Intézetű tanulmány, 1971. II. C. 4. (Bak M.né, Gulyás O.)
- (5) TKI Intézetű tanulmány, 1970. 2. A. (B. Nagy A., Balogh B.)
- (6) TKI Intézetű tanulmány, 1971. II. C. 3. (dr. Ghyczy K.)
- (7) Gulyás O., Csibi S., Molnár L., Németh J.: Tanuló-felismerő eljárások 1., Mérmöktovábbképző Intézet, 1971. márc.
- (8) Szalay G., Molnár L., Gulyás O.: Tanuló algoritmusok alkalmazása a meteorológiában a konvektív aktivitás előrejelzésére, Acta Cybernetica, 1970. szept.

Függelék



Országos Kardiológiai Intézet

Automatikus szívvizsgáló állomás orvosi kérdései

Ghyczy Kálmán, Lamm György és Németh József

Az orvostudományban sok területen rajzolódik ki az automatizálás lehetősége. Különösen csábító a biológiai jelek automatikus feldolgozása. Ezért a TKI-val közös program központi kérdése az EKG-jelek automatikus analízise, és értékelésükben a tanuló algoritmusok felhasználása. Az EKG a klinikum kiegészítő vizsgálata. Egymagában teljes klinikai képet nem adhat. Ugyanakkor nem használják ki teljesen a benne rejlő lehetőségeket. Mintafeladatként egy kardiológiai járóbetegrendelés keretén belül - az EKG mellett kiegészítő adatokat is felvéve - igyekszünk az orvosi döntéshez szempontokat szolgáltatni. Az EKG-ból egyelőre három u.n. korrigált orthogonális elvezetést kívánunk felhasználni, kísérő adatként pedig néhány olyant, ami az EKG differenciáltabb megítélését teszi lehetővé. Az EKG automatikus felismerésének két előfeltétele az alapvonal és a biztos kiindulási pont az elemzéshez. A tervezett EKG adatok tulajdonképpen a VKG leletét képezik. De a hagyományos megítélés empiriás eredményeit (a frontális síkbeli megítélés szempontjait) elő tudjuk állítani és fel is fogjuk használni. A keletkezett adatok a.) tünetdiagnózis matrix alapján történő besorolása, b.) statisztikai feldolgozásra, c.) tanuló algoritmusok révén történő osztályozásra adnak alkalmat. Az elképzelt állomás ismételt osztálybasorolás révén írja le az egyes eseteket.

Érdeklődésünk a téma iránt az egészségügyi ellátásban újabban kirajzolódó néhány tendencia láttán ébredt fel. Az egyéni egészségügyi ellátást mind inkább felváltja a tömeges ellátás (más téren is mutatkozik ez a tendencia). Az egészségügyi ellátás passzív magatartása aktivitásba megy át. (Jelenleg a páciens keresi fel a rendelőt, mert panasz van, vagy mert fél valami bajtól. A jövőben viszont keresni fogják a beteget, szűrnek!) Ez az aktivitás rendszertelen formában ma is megvan. (A panasz miatt vizsgálják a beteget, de néhány szempontból panasz nél-

kül is szűrjük.) Az univerzális orvost felváltja a specialista, sőt a szakosodás folyton fokozódik. Önkéntelenül felmerül a kérdés, ki irányítja majd a páciens a sok specialista között. Nyilván sok szakma lesz kénytelen saját szűrő programját kidolgozni, amit azután a többi szakma fog alkalmazni.

Mind a három tendencia egy kicsit a szabványosítás felé halad.

Jó példa lehet az elmondottakra az elektrokardiográfia, mely tulajdonképpen külön szakma. Önálló szakrendelés szokott lenni, külön tankönyve van. Feladatköre saját területének kutatásán túl, klinikai. Ebben igen gyakran szűrésre használják, tömegesen, szabványosítottan! Szerintünk a gyakorlati elektrokardiográfia szinte kínálkozik az automatizálásra. Így kerül TKI-val közös kutatási program középpontjába az EKG automatikus analízise.

Egy automata úgy válik specialistává, hogy mintegy beleírják a tankönyvet és az előbbi használatának módszertanát. Ez azonban kivihetetlen, mert még szerény program is sok szakember/évet igényel. Kiutat keresve a tanuló-algoritmusok alkalmazása lesz kutatásaink másik sarkpontja.

Tervünkhöz módszert választva a következő alapelvekből indultunk ki: a szív működése során keletkező elektromos jelenségek egyik regisztrátuma az EKG. Belőle a szív elektromos működésére következtethetünk és másra legfeljebb csak közvetve. Mégis több elmélet közül bizonyosnak látszik, hogy az ugynevezett elektrogenezis vektoriális szemlélete közelítésként elfogadható. Ennek alapján a szív elektromos jelenségeit, a mai gyakorlat szerint, két különböző módon jeleníthetjük meg, ez az EKG és a VKG (a kettőt együtt szokták elektrokardiológiának is nevezni).

Az EKG a szív biofeszültségének időbeli függvénye. Tehát az aktuális feszültségérték minden pillanatban más és ezen értékek összessége az EKG.

A VKG az ingerületi állapot nagyságán kívül minden pillanatban annak térbeli irányát is figyelembe veszi és az elektrodák által definiált síkra való vetület képében ábrázolja azt.

A szív három dimenziós, logikus következőként a VKG-t választottuk kiindulásként, még, ha ezzel a szokásos szemlélettől el is térünk.

A biopotenciálokat alkalmasan elhelyezett elektródákkal vezetjük el a testről, és ennek egyezményes módját nevezzük elvezetésnek. Az u.n. korrigált ortogonális elvezetésekkel választottuk, mert ezek azt az előnyt ígérik, hogy az elvezetés-rendszer előidézte pontatlanságot csökkentik. Az is befolyásolta választásunkat, hogy így csak három elvezetést kell értékelni. (A rendszer lehetővé teszi tetszőleges elvezetés használatát is.)

A McFee-Parungao rendszerre esett a választásunk.

Vizsgálataink során az automatikus szívvizsgáló állomás középpontjába egy új típusú EKG készüléket helyeztünk, és természetesen igyekszünk a mérések során ezen készülék adta előnyöket kihasználni.

Nem feledkeztünk meg azonban arról, hogy az EKG a szív vizsgálatában ugyan fontos helyet foglal el, de nem kizárólagos. Pl. a szív tartalékereje, vagy működésének elégtelensége nem olvasható ki belőle. Csak EKG görbéből egymagában - klinikai adatok hiányában - sokszor még EKG jelet sem tudunk helyesen értékelni. Amolyan áthidaló megoldásként szokás az EKG vizsgálatot kérő lapon különböző adatokat megkivánni (pl. eddigi gyógyszerelés). Másik megoldás a klinikusra bízni a görbe értékelését. De ő nem ér rá méregetni, egy részletes morfológiai leírást is sokallana. Ő néhány - éspedig az éppen szükséges - adatra kíváncsi csupán. Nagyon sok helyen néhány morfológiai adat leírása után az értékelés csupán kétféle: szabályos, szabálytalan (esetleg még hátréset).

Mi nem leletirő automatát akarunk szerkeszteni. Ezért a kiadós klinikai értékelhetőség érdekében kísérő adatként számos további adatot veszünk fel. Olyanokat válogattunk össze, amik - azon kívül, hogy a döntést kívánt szempontból megkönnyítik - lehetőleg egyszerűen, hibamentesen, esetleg automatikusan vehetők fel.

Teljesen más megvilágításba helyezhet egy EKG adatot egy kísérő adat és teljesen másképpen értékelünk egy panaszt az EKG ismeretében.

Ugy gondoljuk, automata használatáról az orvostudományban csak konkrét feladat kapcsán lehet érdemlegesen beszélni, ezért a következőkben címben szereplő járóbetegrendelésről lesz szó.

EKG-adatainkat illetően: az EKG három területen adhat értékes felvilágosítást. Megismerjük a szív pozícióját, amit a forma vagy a helyzetváltozás, vagy mindkettő idézhet elő és - sajnos - a frontális síkbeli tengelyállás felületes megítélésévé süllyed. Felvilágosítást kaphatunk az u.n. munkaizomzat állapotáról. Ez, meg az amúgy is túlértékelt u.n. repolarizációs zavar jeleinek keresésében ki is merül. Az EKG legtisztább része a ritmus- és vezetészavarokkal foglalkozó fejezete. De csaknem minden eltérés nélküle is tisztázható.

Az ortogonális XYZ elvezetéseket regisztráljuk. VKG-ról beszéltünk, de magukat a Lissajous hurkokat ábrázolni nem akarjuk. A szemléltetőségről teljesen lemondva minden további adatot számítás révén állítunk elő

(fenntartva azonban az orvosi gyakorlat szemléltetési lehetőségeit is).

Pozíció szempontjából a VKG irányát a maximum-, a terület-, a súly- és a polárvektor adja meg. A legmegfelelőbbet fogjuk használni. A munkaizomzatra utaló ST és T értékelést a térbeli ventricularis gradiens segítségével akarjuk számítani.

Feladtuk a hagyományos regisztrátumot, de nem adtuk fel a régebbi módszerek empirikus eredményeit. A frontális síkban meghatározott vektorirány egy sor hagyományos EKG diagnózist tesz lehetővé.

Ritmuszavarok tisztázására bármilyen elvezetés (tehát a mienk is) alkalmas. Kiterjedt osztályozó program helyett csak a pitvar-remegés, lebegés, tachycardia és az extrasystolia felismerésére törekszünk, mert ezek ritmuszavarral kapcsolatos eltérések háromnegyed részét magukba foglalják.

Minden automatikus EKG értékelés előfeltétele a megbízható alapvonal és egy biztos kiindulási pont az anamnézishez.

Adataink alapján a diagnosztikus besorolás módszere leegyszerűsítve a következő: a gömb felszínét Mercator szerint ábrázolva feltüntethető rajta a vektor, vagy annak poláris koordinátái. Bizonyos kategóriákhoz egymást átfedő tartományok jelölhetők ki. További adatokkal esetleg sikerül a tartományokat diszjunktá tenni. Ezért is szükségesek a kísérő adatok.

Ezeket illetően: a klinikumban igen sok adat fordul elő, mégis a döntés pillanatában csak nagyon kevés áll rendelkezésünkre. Ennek oka az, hogy hozzáférhetetlenül tartják nyilván az adatot, vagy áttekinthetetlen az adathalmaz, esetleg számítani kell valamit az alapadatokból, és erre sem idő, de képesség sincsen.

Mi a diagnosztikus stratégiánknak megfelelő, a döntési kategóriáinkhoz igazított adatokat válogattuk össze. Ezeket szabványosítva vesszük fel.

Adataink jelenlegi kollekciója: testméretek, (mert pl. a proporcionális súly és a proporcionális mellbőség hasznosabb adat, mint a szubjektív kövér, vagy emphysemás mellkas jelölés), vérnyomás, szívzöreij, néhány RTG-méret (tehát olyan adatok, amiket remélhetőleg egyszer majd szintén automatikusan vehetünk fel). Egy rövid kérdőív adatai: néhány jellegzetes panasz, a gyógyszerelést, cyanozist, dobverőujjat, családi terheltséget keres. (Laboratoriumi adatunk egyelőre nincsen).

Az adat megválasztás kizárólag a kijelölt döntési kategoriáktól függ. Más célra bármilyen más kiindulási adat is választható. Az adatlista nem azt jelenti, hogy minden esetben az összes adatot fel kell venni.

Diagnosztikus stratégiánkat úgy rendeztük be, hogy lehetőleg elkerüljük a hamis, negatív besorolást.

Az egyezményes adatok alapján a diagnosztikus program ismételt - mindig más szempont, azaz döntési kategória szerinti - értékeléssel sorolja be az esetet. Vagyis többszörösen osztályozza azt. Az egyes lépésekben adódó osztályozás azután egy mondatba foglalható.

Az állomás működési sémája ezek szerint: négy egymás fölé rendelt szint, melyek mindegyike 3-4 részből áll. Az első szinten nem szivbeteg, potenciális szivbeteg és szivbeteg között döntünk. A második szinten a négy kategória: vitium, coronariabetegség, következményes szivbetegség és nem osztályozható abnormis adatok. A harmadik szint csoportjai: ke-rintési elégtelenség nincs, lehet, van. A negyedik szint a teendők szerint osztályoz: aszerint, hogy ellenőrzendő, kezelendő, kórházba v. speciális intézetbe utalandó a páciens. Ezenkívül minden előre kijelölt adat kiiratható a számítógéppel.

A felvett adatok összessége a tapasztalat. A következtetés menetét az orvos írja elő és a gép különböző matematikai módszereket felhasználva hajtja végre azt. Azt reméljük, hogy elég gyakran nyílik alkalom a tanuló-algoritmusok felhasználására.

Egy ilyen állomás az orvos idejét is kiméli, és az orvos eljárás-módját mintegy eltanulva igen sok esetet képes rövid idő alatt értékelni, illetőleg tulajdonképpen az orvosi véleményalkotáshoz előkészíteni.

NIM IGÜSZI

Modulszervezésű automatizált betegellenőrző állomás*

Bogdánfy Géza

Az automatikus sokfázisú betegellenőrző (ASBE) szolgálatot ellátó laboratóriumok szerepe a megelőzésben és járóbeteggondozásban. Az USA-ban kifejlesztett ASBE-k tapasztalatai. A legújabb fejlesztések szempontjai. A teljes rendszerre kiterjedő strukturális és funkcionális rendszerelemzés eredménye: integrált, modulszervezésű, folyamatos betegáramlást biztosító számítógépbázisú vizsgálóállomás.

A modulrendszerű vizsgálati elv lényeges vonásai és megvalósításának problémái. Egy 1970-ben USA-ban üzembehelyezett ASBE újszerű modulkonceptiója: a beteg helyett a vizsgáló berendezések mozognak. E rendszer előnyei.

A vizsgálatok és adminisztratív eljárások lebonyolításának főbb fázisai (lejelentkezés, automatizált kórtörténet előállítás, minták pl. vérminta stb. levétele, vizsgálatok a modulban, a kiadott végleges orvosi jelentés értékelése).

A rendszer megvalósításához szükséges számítógép és adatgyűjtő berendezések fontosabb jellemzői.

Az információbevitel módjai a folyamat különböző fázisaiban. Az on-line és off-line kapcsolat lehetőségeinek értékelése a különböző típusú vizsgálatok függvényében.

A software által nyújtott előnyök, különös tekintettel a kórtörténet előállításában. A fejlesztés várható irányai.

A teljes rendszer üzemeltetésének néhány költség vonatkozása.

* Előadásvázlat

INFELOR Rendszertехnikai Vállalat és Országos Meddőségvizsgáló Osztály

Új alapú számítógépes eljárás a nőgyógyászati diagnosztikában

Széphalmi Géza és Horváth László

Vizsgálataink tárgya a női nemi működés hormonális szabályozási rendszere. A biológiai folyamat megközelítését szabályozásméleti szemléletmóddal és módszerekkel végezzük, a felmerült számítástechnikai nehézségeket a munka minden fázisában számítógép alkalmazását igénylik.

A téma teljes kidolgozása három szakaszra oszlik. Az első szakasz közvetlen célja a női nemi működés hormonális szabályozási rendszerére vonatkozó kvantitatív szabályozásméleti modell kidolgozása az átlagos, normális és beavatkozásmentes, azaz élettani viszonyok között. Ez a szakasz elméleti és alapkutatás jellegű, az ezzel kapcsolatos munkák már befejeződtek, eredményeiről a Magyar Élettani Társaság előző két vándorgyűlésén már beszámoltunk (Széphalmi és Horváth 1970, ill. Horváth és mtsai 1971), a teljesség kedvéért azonban e szakasz főbb lépéseire is kitérünk.

A téma második szakasza az előző eredményekre épül, közvetlen célja egy speciális számítógépes nőgyógyászati hormon-diagnosztikai rendszer kialakítása most van folyamatban. A téma kidolgozásának harmadik szakaszának a metodika terápiás alkalmazásokra való kiterjesztését tekintjük, ennél azonban még csak az alapelv megfogalmazásáig jutottunk el.

A kvantitatív szabályozásméleti modell felépítése során a rendelkezésre álló verbális leírásokra támaszkodva kidolgoztuk a női hormonális rendszer szabályozási hatásláncát. A rendszer dimenzióinak jellemzéseként megemlíthetjük, hogy a vizsgált szabályozási rendszer 10, önálló funkciót ellátó és strukturálisan körülhatárolható elemből áll, az elemek közötti kapcsolatokat 18 változó biztosítja. A rendszer

szabályozásméleti nomenklaturával többváltozós, nemlineáris, változóparaméterű, szakaszos működésű, ötszörösen visszacsatolt irányítási rendszer.

A modell kialakításának további lépéseként elkészítettük a vizsgált rendszer egyes részfolyamatainak matematikai modelljeit. Illeszkedve a biológiai folyamat jellegzetességeihez, ezek meglehetősen változatosan algebrai, logikai és differenciál-egyenletek vegyesen. Ezeket az egyenleteket - amelyek a szabályozási kör egyes elemeinek be- és kimenő jelei közötti kapcsolatokat reprezentálják - a szabályozási hatásláncnak megfelelően összeállítva képeztük a női hormonális rendszer szabályozásméleti modelljét.

A modell diszkusszióját két probléma nehezítette meg. Egyrészt a modell igen bonyolult matematikai konstrukció, melynek oka, hogy maga a vizsgált biológiai rendszer is igen komplex, továbbá a munka ezen fázisában a modell valóságúsége érdekében a modell egyszerűségét nem tekintettük érdemi szempontnak. A modell diszkussziójának másik problémája, hogy a modell kb. 30, egyelőre ismeretlen számértékű konstansot tartalmaz. Lényeges, hogy ezeknek a konstansoknak egyértelmű biológiai értelmezése van, de számértékére numerikus adatok nem ismeretesek.

A diszkusszió elvégzésére egy számítógépes programrendszert dolgoztunk ki. A program centrális része egy szimulációs program, nevezetesen a vizsgált hormonális rendszer periodikusan ismétlődő folyamatainak számítógépes szimulációjára alkalmas utasításrendszer. Ez a részprogram bemenő adatként igényli a kb. 30 konstans valamilyen megadását, kimenő adatként a biológiai folyamatban szerepet játszó 5 hormon szekréciós, ürítési és vérbeli szintjükre vonatkozó adatait, továbbá a petefészek és a méh-nyálkahártya állapotára vonatkozó adatokat napi részletességgel, azaz kb. 600 adatot szolgáltat.

Nyilvánvaló, hogy a konstansok minden értékéhez tartozik a folyamat egy realizációja, s a paraméterek közül egynek, vagy többnek a megváltoztatása megváltoztatja a szimuláció eredményét is. A konstansok valódi értékeinek meghatározására a szimulációs részprogramot két másik programmal kapcsoltuk össze. A szimulációs részprogram adatait egy ún. jószágvizsgáló részprogramnak adja át, ez a részprogram előre megadott 15 kritérium szerint meghatározza az aktuális modellvariáns valóságúségét mennyiségileg és minőségileg egyaránt, s ezt az információt átadja a paramétergeneráló részprogramnak, s ez nevének megfelelően a modell valóságúségét növelő konstansrendszert generál.

A kb. 400 ALGOL utasításból álló program az MTA AKI Minszk-22 számítógépén került futtatásra. A valóságot kielégítő pontossággal modelláló paraméterrendszerhez kb. 2000 modellvariáns után jutottunk.

Az így megkeresett paraméterek ismeretlen élettani adatok, s így az ismertett elméleti metodika tudományos információkat "termelő" eljárásnak is tekinthető. Távlati céljaink szempontjából azonban az a lényeg, hogy a megkeresett paraméterrendszerrel kvantitatívra tett szabályozáseméleti-szimulációs modell igen részletes s kielégítő pontosságú képét adja a fiziológias viszonyokra vonatkozó ovarialis ciklusnak.

Ez az eredmény adott lehetőséget arra, hogy a modellt speciálissá tevő három megszorítás közül kettőt feloldjunk, nevezetesen az átlagoságot és a normalitást, s vizsgálatainkat a legkülönbözőbb anormalitásokra, s ezen belül a természetes variabilitásra is kiterjesszük. Itt kap jelentőséget, hogy a modell a tényleges elemi biológiai kölcsönhatások szintjére lebontva részletes, továbbá, hogy a modell-paraméterek fiziológiailag egyértelműen értelmezettek. Így az egyedi jellegzetességek és a legkülönbözőbb strukturális és funkcionális anormalitások adekvát konstans-változtatásokkal értelmezhetők, ill. ezen túlmenően modellálhatók.

Az előzőekben ismertett szimulációs program ismételt lefuttatásával olyan információtár alakítható ki, amely a strukturális és funkcionális anormalitásokat a velük ok-okozati kapcsolatban levő biológiai ciklusok képével egészíti ki. (A biológiai ciklus egy-egy lehetséges realizációjának elméleti uton nyert "képe" alatt a biológiai folyamat időbeli lefolyását megadó 600 kvantitatív adatot értjük.)

Adott beteg esetén az orvos által elvégzett fizikális és hormonlaboratóriumi vizsgálatok adatai azok az információk, amelyeket a számítógépes szimulációval nyert ciklus-képekkel összehasonlítva a szóbanforgó eset oki diagnózisához tájékoztatás nyerhető.

Ennek az eljárásnak létjogosultságot és egyúttal jelentőséget az ad, hogy a női hormonális rendszer a többszörös visszacsatolás következtében igen áttételesen reagál a rendszer bármely pontján fellépő zavarra, s így az adott ciklus-torzulás tényleges okának meghatározása általában igen nagy nehézségeket jelent.

Összefoglalva az eddigieket, az ismertett eljárás két jellegzetessége:

a) a diagnózishoz felhasznált információk nem egy adott időpontbeli állapot jellemző adatai, hanem egy hetekig tartó élettani folyamat lefolyásának jellegzetességei,

b) a diagnózis ismereti háttere nem a rendelkezésre álló orvosi ismeretek (vagy azoknak valamilyen számítógépes feldolgozása), hanem a biológiai folyamat elméleti kibernetikai modelljére épített szimulációs program által szolgáltatott információk.

A téma kidolgozásának harmadik szakasza, a tervezett terápiás szakasz alapelve a következő: a diagnosztikai programok - speciális megfogalmazásban - minden adott esethez a biológiai folyamat kibernetikai modelljének valamelyik variánsát szolgáltatják. Ez a modellvariáns az átlagos, normális és beavatkozásmentes viszonyokra vonatkozó modelltől egy-két konstans számértékében különbözik. A már említett szimulációs és jószágvizsgáló programokhoz az első szakaszban alkalmazott konstansgeneráló részprogram helyett egy olyan program csatolandó, amelyik terápiás beavatkozások variánsait generálja, elérendő célként változatlanul a normál biológiai ciklust tekintve. (Terápiás beavatkozások alatt adott hormonkészítmények szervezetbe juttatását értve, s keresve a normál ciklust helyreállító hormonadagolás minőségét, dózisát és időpontját.)

I R O D A L O M

- Széphalmi G., Horváth L.: Az ovariális cyclus hormonális szabályozásának kibernetikai elemzése. A Magyar Élettani Társaság XXXVI. Vándorgyűlése, Szeged 1970. július 1-4.
- Horváth L., Orbán Gy., Széphalmi G.: Újabb adatok az ovariális ciklus kibernetikai elemzéséhez. A Magyar Élettani Társaság XXXVII. Vándorgyűlése, Tihany 1971. május 26-29.

MEDICOR Művek

Áttekintés a multiphasic screening rendszerek fejlődéséről

Hay György

Előadásom tartalma némileg eltér az eddig elhangzott előadások, beszámolók zömétől. Nem egy téma, vagy témakör mélységébe való behatolást tűztem ki célomul. Szintetizálni szeretném az orvostechnikai fejlődés diagnosztikai szektorát, ill. annak új jelenségeit. Ezen a ponton kapcsolódik témám a kibernetikához, ugyanis míg az elmúlt két évtized orvostechnikai fejlődésére a legjellemzőbb volt az elektronika térhódítása - a következő két évtizedben a számítógépek széleskörű elterjedésére számíthatunk.

Az egészségügy az egész világon el van maradva az ipar, a közgazdaság és más tudományágak mögött a fajlagos számítógépkapacitás tekintetében és azt lehet mondani, hogy az orvostudomány csak a kutatás területein használja azokat. A mindennapi praktikumba csak igen lassan kezd bediffundálni a számítógép és ezen keresztül a matematikai gondolkodásmód, pedig a világszerte különböző szintű és nagyságú problémákkal küzdő egészségügy egyetlen lehetősége lesz a számítógéptechnika alkalmazása, a konvencionális orvosi mentalitás megfiatalítása matematikai gondolkodásmóddal.

A multiphasic screening nem az a metodika, amely várhatóan a forradalmi változást fogja jelenteni, hanem a mutáció legpregnánsabb komponense, ez a módszer a következő 10-20 évben igen szélesen fog elterjedni és megalapozni a következő évszázad alapvetően más jellegű gyógyászatának kiépülését.

"A multiphasic screening preventiv medicina és talán a legmagasabb formája" - mondta Dr. Lester Breslow, az American Public Health Association elnöke 1969-ben.

A betegség megelőzés óriási jelentőségét nehéz eléggé hangsúlyozni. Tulmenően az elsődleges előnyökön, ami a népesség egészségi állapotának javulását eredményezi a betegségek korai fázisának felismerése által, megelőzvéen kifejlődését, a szervezet legyengülését és a betegség esetleges elterjedését fertőzés útján - a prevenció látszik még gazdasági és egészségügy-szervezési aspektusból is az egyetlen járható utnak, amely világméretben az egészségügyi problémák megoldásához vezet.

A multiphasic screening tehát mint módszer két feladatot old meg.

Egyrészt az orvostechnika eddigi eredményeinek szintézise révén olyan kompakt diagnosztikai műszerrendszert hoz létre, amely képes az ismert és fontosnak ítélt fiziológiai jellemzők meghatározásával, számítógép segítségével megadni az orvos számára a szükséges, kis redundanciájú adathalmazt a megalapozott orvosi következtetések megtételéhez.

Másrészről a szervezet állapotának sokoldalú vizsgálata, amely egészséges emberekben és ideális esetben egy-egy ország népességének egészén történik - a megbetegedések és a gyógyítás versenyfutásában a gyógyítás számára jelentős időelőnyt biztosít.

Tehát az orvosi vizsgálatok jól megválasztott sorozata, amelyen periódikusan minden ember átesik - lehetőséget ad az általános egészségügyi helyzet jelentős javítására azáltal, hogy mindenki orvosi felügyelet alá kerül, és azáltal, hogy a betegségek kifejlődésének idejében gátat lehet vetni és mindez az orvosok számának arányos növekedése nélkül, a számítástechnika bevonása révén.

A metodika feltételei adva vannak, ezek egyrészt a konvencionális vizsgálati módszerekre kifejlesztett és gyártott monofunkciós diagnosztikai készülékek, némely területen polifunkciós diagnosztikai rendszerek, másrészről a különböző kapacitású számítógépek.

E bevezetés után megkísérlem áttekinteni a multiphasic screening jelenlegi helyzetét.

Tekintettel arra, hogy a módszer az Amerikai Egyesült Államokból indult ki és az amerikai helyzet elemzése alapján levonható következtetések, a viszonylag nagy számok miatt (az Egyesült Államokban több rendszer működik, mint a világ többi országában együttvéve) a legkisebb tévedési valószínűséget rejti magában.

Az Egyesült Államokban 1970-ben 101 rendszer működött. Az azóta, tehát idén belépett rendszerek figyelembevételével 115 multiphasic screening program vizsgálatát állít módomban elvégezni.

Véleményem szerint ez a helyzetelemzés lehetőséget ad az európai és ezen belül a hazai fejlődés menetének előrejelzésére.

Az elmúlt tíz év alatt a belépő új rendszerek száma majdnem hogy exponenciálisan növekedett, 1960-ban 2, 1965-ben 2 és 1970-ben 31.

Természetesen ez a növekedési ütem nem fog folytatódni a látott közelítő függvény szerint, hanem a görbe szükségszerűen ellaposodik.

A 115 Rendszer havi átbocsátó kapacitásának megoszlását vizsgálva a 2. ábrán látható elosztást kapjuk.

Mint látható, míg 1970-ben a Rendszerek zöme még havi 1000-1500, tehát évi 12-18 000 fő vizsgálókapacitással működött - ma már a működő Rendszerek 10 %-a bír havi 10 000 főnél nagyobb kapacitással, tehát évi 120 000 fő felettil és két Rendszer évi 3,6 milliós összkapacitással. Ezekből az adatokból ma még nehéz megmondani, mi lesz az optimális kapacitású rendszer.

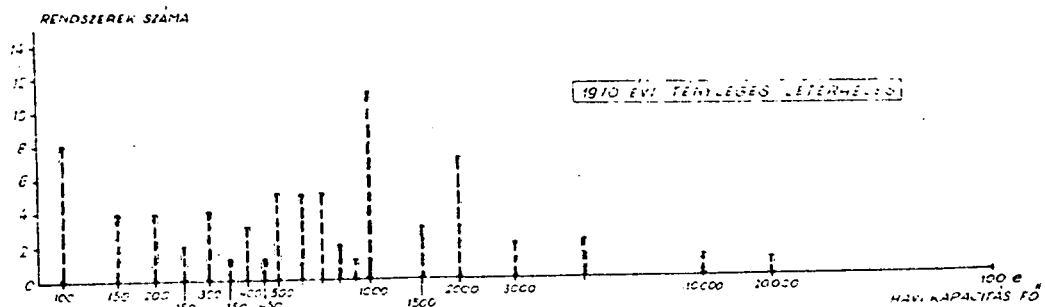
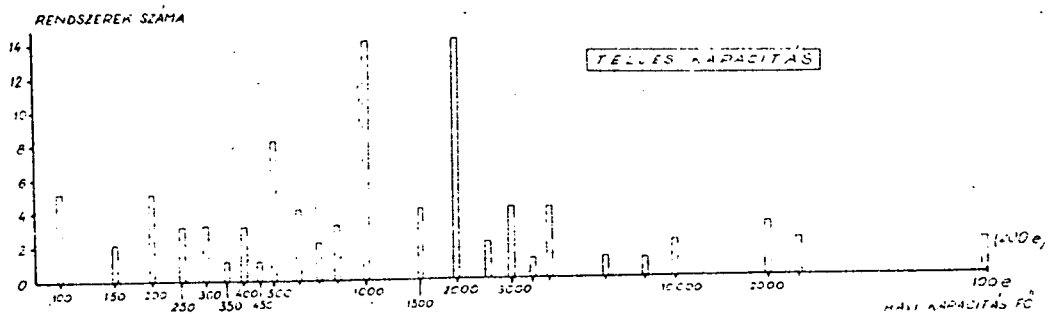
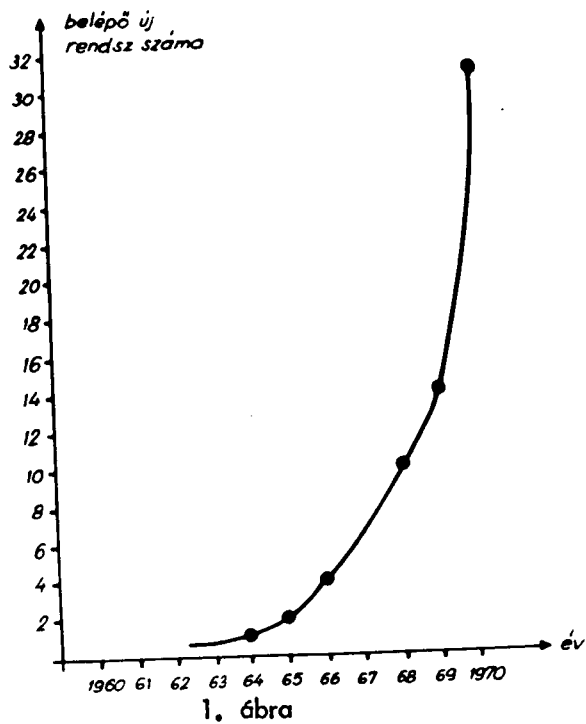
Valószínűsíthető, hogy a jövőben 0,5-1 millió páciens/év kapacitású központok fogják a sűrűn lakott országok optimális kapacitású központjait adni. Jelenleg az USA-ban ajánlásként elfogadott, hogy minden 0,1 millió lakosra építsenek multiphasic screening központot.

Ezek után vizsgáljuk meg a legfontosabb és legkarakterisztikusabb jellemzőket - nevezetesen milyen vizsgálatok végzése és adatok felvétele van már megvalósítva.

Az adatokat három, jól elkülönülő csoportba lehet besorolni:

- anamnézis adatai
- klinikai vizsgálatok
- laboratóriumi vizsgálatok

A következő táblázatokon 103 rendszer mérési és adatfelvételi lehetőségei vannak feldolgozva az előbbi hármas csoportosításban. A megnevezés utáni számok azt jelentik, hogy hány rendszerben működik az adott mérés vagy adatfelvétel, hányban van automatizálva és mennyi van tervbe véve.



2. ábra

ANAMNÉZIS

	működő	automa- tizált	tervezett
1. Személyes kórelőzmény	92	30	9
2. Családi kórelőzmény	92	25	10
3. Szociológiai adatok	39	18	10
4. Pszichiátriai adatok	33	14	12
5. Táplálkozási adatok	22	5	8
6. Növekedés, fejlődés	1	1	1
7. Gyermekbetegségek	1	-	3
8. Serdülőkori adatok	-	1	-
9. Korábbi gyógykezelések	-	-	1
10. Geriátriai adatok	-	-	1
11. Indokolatlan gyógyszerfogyasztás	-	-	1
Összesen	258	94	

Automatizáltság foka %-ban 36,5 %

KLINIKAI VIZSGÁLATOK

	működő	automa- tizált	tervezett
1. Vérnyomás	89	17	8
2. Magasság, súly	86	8	9
3. EKG	82	21	10
4. Mellkas rtg.	82	-	7
5. Látásvizsgálat	77	7	9
6. Pulzusszám	72	15	8
7. Spirometria	72	14	12
8. Audiometria	71	14	9
9. Tonometria	68	7	9
10. Cytológia	61	-	11

11.	Fizikális vizsgálat	40	-	1
12.	Mellkas kopogtatás	40	-	8
13.	Szinvakság	39	6	3
14.	Bőrredőzet	35	5	9
15.	Sigmoidoszkópia	23	-	5
16.	Reflex	23	3	4
17.	Száj - fogvizsgálat	22	-	6
18.	PKG	13	-	6
19.	Hasi RTG	10	-	5
20.	Vektorkardiográfia	9	5	5
21.	Mammográfia	9	-	9
22.	Fog RTG	9	-	6
23.	Retina vizsgálat	6	-	4
24.	Vizsgálat tolerálási test	6	-	5
25.	Termográfia	5	-	10
26.	Pupilla vizsgálat	4	-	2
27.	Fájdalom reakció	2	-	1
28.	Gerinc RTG	1	-	-
29.	Laringoscopia	1	-	-
30.	Pediátria vizsgálat	1	-	-
Összesen:		1058	122	

Automatizáltság foka %-ban: 11,5 %

KLINIKAI LABOR MÉRÉSEK

	működő	automa- tizált	tervezett	
1.	Cholesterin	83	25	9
2.	Clucose	81	26	6
3.	Vizelet fehérje	79	-	8
4.	Vizelet cukor	77	-	7
5.	Hematocrit	77	18	8
6.	Hugysav	77	24	9
7.	Vér karbamid nitrogén	77	26	6
8.	Hemoglobin	73	19	6
9.	FVS szám	70	13	6
10.	Vizelet pH	69	-	6
11.	Vizelet vér	66	-	5

12.	Teljes bilirubin	62	25	6
13.	Albumin	62	23	6
14.	Összfehérje	60	23	6
15.	Vizelet ketonok	59	-	5
16.	Alkalikus phosphatase	58	22	7
17.	Syphilis serol. test	56	4	6
18.	Sgot	55	22	6
19.	VVS. szám	55	16	4
20.	Calcium	54	21	6
21.	LDH.	52	22	5
22.	Terheléses cukorvizsgálat	50	-	2
23.	Bacteriuria	46	-	5
24.	Vizelet aceton	44	-	5
25.	Phosphate	40	17	4
26.	Pajzsmirigy funkció	28	4	4
27.	Creatinine	25	5	10
28.	Nátrium	24	7	6
29.	SGPT	23	7	4
30.	Vércsoport	19	-	-
31.	Chloride	17	2	6
32.	Kálium	16	2	6
33.	CO ₂	15	3	6
34.	Vér rheumatoid factor	11	-	4
35.	Vizelet sejt és cilinder	7	-	-
36.	Lipoprotein	6	-	-
37.	Triglicerid	6	-	1
38.	Üledékes sebesség	5	-	-
39.	Széklet guaiacol	5	-	-
40.	Vizelet bilirubin	4	-	-
41.	MCV	4	-	-
42.	MCH	4	-	-
43.	MCHC	4	-	-
44.	Vizelet üledék	2	-	-
45.	Vizelet FVS/VVS	1	-	-
46.	Vizelet steroidok	1	-	-

1809

376

Automatizáltság foka %-ban: 20 %

A táblázatok alapján két tény biztonsággal megállapítható:

- A legnagyobb sulyal a labordiagnosztika szerepel
- az automatizáltság foka durván 25 - 30 %.

A laboratóriumi diagnosztikai mérések nemcsak legnagyobb számmal szerepelnek, de az automatizáltság foka is kétszer nagyobb mint a klinikumi csoportnál.

Ugy hiszem, ezzel a témával érdemes foglalkozni, mert felmerül a gondolat, miszerint az orvosi diagnosztika súlypontja a labordiagnosztika irányában fog eltolódni. Ilyen gondolati eredményre lehet jutni, mind biológiai, mind technikai aspektusból való közelítéssel.

Az emberi szervezet működése megközelítőleg három szintes rendszerrel írható le. A bázis az anyag és energia átalakító, biokémiai folyamatok szintje. E fölött, vagy inkább középfolyva helyezkedik el az anyag és energiaszétosztást végző folyadékforgalom. Legfelül, de mindent behálózva a két alsóbb szint működését szabályozó idegi, hormonális apparátus.

A két alsóbb szint jellemzőinek megismerése orvosi laboratóriumi módszerekkel történik és technikai oldalról nézve ezek a módszerek viszonylag könnyen automatizálhatók.

Ezek után röviden érintek néhány gyakorlati problémát, melyek a multiphasic screening jelenlegi fejlődési fokán fennállnak és amelyek összefüggnek erre a "megelőző" gyógyászati formára való áttéréssel.

Fentebb már szó volt az orvosok matematikus gondolkodásmódjáról. A matematikai és computeres gondolkodásmód elsajátítása nem könnyű és szükségszerűen feltételezi az oktatás reformját, márpedig tudjuk, hogy az orvoscépzés az egész világon eléggé konzervatív. A számítógépes gondolkodásmódra való áttérés még nehezebb. (Az 50-es évek végén a Bell Laboratories-ban speciális pszichológiai programot dolgoztak ki a számítógépes gondolkodásmódra való szoktatásra, pedig ott matematikai előképzettséggel bíró mérnökökről volt szó!)

Egy másik probléma, amely a nagyfokú automatizálással függ össze: a technikai személyzet kérdése. A Straub Clinic (Honolulu) 1969. évi közleménye egy szervezési újításról számol be. A multiphasic screening

programjukat u.n. Diagnostic Technicians bonyolítják. A D.T-k a következő vizsgálatokat végzik: vérnyomás, audiometria, látásvizsgálat, bőrvizsgálat, magasság és súlymérés, légzésfunkció, EKG, mellkasátvilágítás, urinális vizsgálat, haemoglobinn. Ezen kívül szükség szerint kémiai vizsgálatok sora szerepel a programban.

A D.T-k, akik egyébként speciálisan kiképzett nővérek, még az EKG értékelést is végzik a Minnesota Code alapján. A fizikai vizsgálatokat u.n. registered nurses végzik, akik orvosi egyetemen kaptak speciális képzést. Végül a D.T-k és R.N-ek vizsgálati eredményeit orvosok nézik át és teszik meg a szükséges intézkedéseket.

A hawaii-rendszer, amely félig automatizált, ennek megfelelően drága - érdekessége az, hogy átmenetet képez a "manufaktura" és a "fullautomatika" között. És ha már az árról van szó - ez tekinthető a következő problémának. 1968-ban G.D. Searle and Co. jelentette, hogy megkezdte az első kommersz biomedikai rendszer forgalmazását. A rendszer ára 100.000 és 1.000.000 \$ között mozog, függően az igényelt mérőhelyek számától és a szükséges számítógépkapacitástól. Az elmúlt három év alatt a multiphasic screening módszer sokat fejlődött, az installáció költsége (igény esetén) az 1 millió \$-t messze túlhaladta.

Az új rendszerű egészségügyi hálózat kiépítése országos méretekben még egy igen fontos, a multiphasic screening központhoz indirekt módon kapcsolódó tényezőn mulik. Ez az adatbank, amely nem kevésbé fontos része a rendszernek, mint diagnosztikai készülékek által képzett periféria.

Általában az orvosi adatbank a következő adatokat tárolja: anamnézis, fizikális vizsgálatok adatai, diagnosztikai adatok, laboratóriumi adatok, diagnosztikai mérések, therápia, orvosi utasítások, gyógyszerelés, nővérek bejegyzései, diéta. Ezen az adatok két csatornán át jutnak az adatbankba: egyrészt a kórházi, vagy klinikai adatlapokról, másrészt a multiphasic screening központból.

A Kaiser - Permanente (USA) által felállított ún. "Medical Information System" adatbankja, amely már két éve működik, két IBM berendezést használ összesen 800 millió bit kapacitással, de már tervbe kellett venni egy új, nagyobb tároló kapacitású berendezés üzembehelyezését az állandóan halmozódó adatok tárolására.

Az orvosi adatbank problémaköre sokban azonos a nemorvosi adattárolással, de van néhány sajátossága is. A gyógyászati praxis igényeit kielégítendő, az orvosi információs rendszernek on-line és real-time üzeműnek kell lennie. Egy ilyen on-line orvosi adatbank kritikus követelményei: multimilliárd bites tárolókapacitás, legalább 50.000 karakter/sec továbbítási sebesség, egy másodpercen belüli hozzáférési idő és 100 %-ot megközelítő megbízhatóság.

Végezetül összefoglalva, a problémák három csoportja rajzolódik ki: orvosi, technikai és adatfeldolgozási (az anyagi kérdésektől most eltekintünk).

Orvosi problémák: Tekintettel arra, hogy a módszer még igen fiatal, a felgyülemelő adatok és tapasztalatok alapján meg kell határozni a szükséges és elégséges vizsgálati metodikákat és azok számát, megállapítani, hogy mennyire lehet redukálni a kérdések számát. Igen fontos jövőbeni feladat annak az exakt determinálása, hogy hol, mely fázisban szükséges és elengedhetetlen az orvos beavatkozása és közreműködése.

Technikai problémák: Az automatizálás fokozása, az abszolút automatizáltságra való törekvés a legfontosabb feladat. A hibátlan működés biztosítása érdekében meg kell oldani a rendszer állandó, de a folyamatos üzemet nem zavaró karbantartását.

Adatfeldolgozás problémái: Egyelőre vannak adatok, melyek kiértékelése nem nélkülözheti az embert (pl. röntgen, melyet nem lehet on-line, real-time rendszerben kiértékelni), ezért itt egy optimális off-line rendszert kell bevezetni.

Előadásomban a teljesség igénye nélkül megkíséreltem ismertetni a multiphasic screening módszer jelenlegi helyzetét 115 amerikai rendszer feldolgozása alapján, és célom figyelem-felkeltés, aminek az ad sulyt, hogy ez a hazai egészségügy előtt álló feladat is, melynek megoldása csak orvosok, mérnökök és matematikusok összefogásával valósítható meg.

I R O D A L O M

Ishitani, K.: Computerized Multiphasic Health Screening for adult diseases. Toshiba Review, march, 1971.

Diagnostic technicians in multiphasic screening. Multiphasic Screening Newsletter jan. 1969.

"What is normal?" Multiphasic Screening Newsletter, febr. 1969.

Terdiman, J.: Requirements for a medical data bank (ei óadás) Journées d'informatique medicale, march, 1971.

Multiphasic screening and automated health evaluation programs directory 1970-71.

POTE Egészségügyi Szervezési Intézet

A fekvő- és járóbetegellátás matematikai modellezése számítógép
segítségével

Gaál Aladár, Buda József és Tényi Jenő

Korunkban egyre erősebb az igény a biológiában és az orvostudományban is a matematikai apparátus felhasználására - mind a tudományos kutatómunkában: a modellezésben, mind a kísérletek kiértékelésében, a klinikák, kórházak adatainak feldolgozásában. Különösen a valószínűség-számításnak van nagy szerepe e téren. A valószínűségi változókat tartalmazó ún. sztochasztikus modellek mindjobban kiszorítják a mutatók rendszerét. Ugyanis sokkal tökéletesebben jellemzik a folyamatokat, mint valamely - sokszor erőltetve definiált - mérőszám, mutató.

Míg a jól megalkotott modell minden lényeges ismérvet tartalmaz, a mutatók a jelenségeket csak egy meghatározott aspektusból vizsgálják - így nem alkalmasak arra, hogy segítségével reálisan jellemezzük a folyamatokat. Csak egy olyan modell alkalmas erre, amely a vizsgált jelenséget - a maga komplexitásában - a lehető legtökéletesebben visszaadja.

Ilyen sztochasztikus modell az ún. "sorbanállási modell" is. Ennek segítségével próbálunk választ adni a fekvő- és járóbetegellátás bizonyos kérdéseire.

Hogy mi a sorbanállás? - azt hiszem a szó hétköznapi értelmével valamennyien tisztában vagyunk. Vannak kiszolgáló és vannak várakozó felek. A jelenség általános: találkozhatunk vele pl. egy telefonközpont méretezésénél, a repülőtéren kifutópályák számának meghatározásánál, szerzőszámkiadó raktári dolgozók optimális számának kiszámításánál stb. Valamennyi hasonló jelenség, csak észre kell venni bennük a közöset, a lényegét: a várakozót és a kiszolgálót. Az említett modellt a külföldi irodalom, s tapasztalatok alapján csupán Intézetünk próbálta egészségügyi

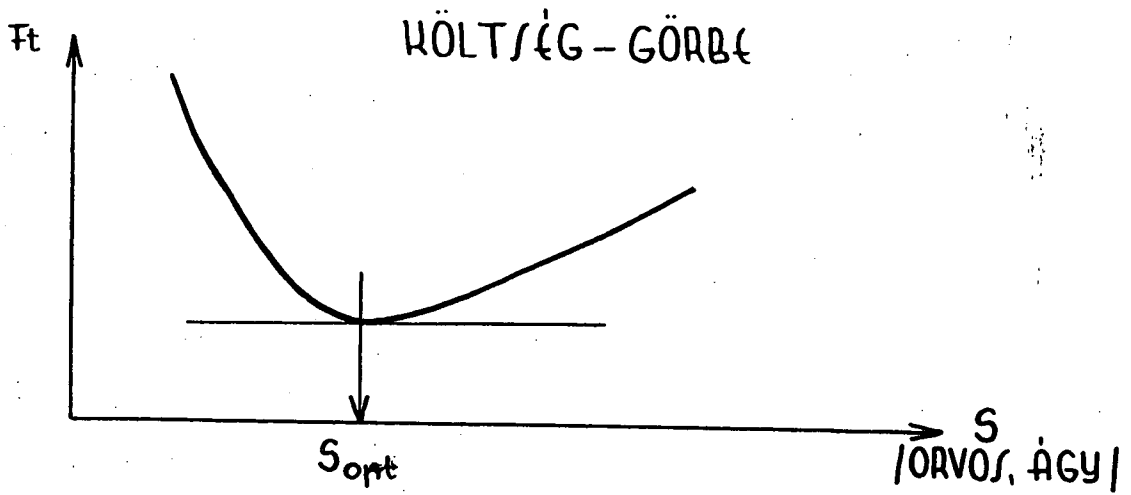
területre alkalmazni. Bailey, Flagle angol, Abolnyikov, Zsurkovics (1969) szovjet matematikusok eredményeinek felhasználásával 1965-ben a Pécs Városi Rendelőintézetet (rheuma, onkológia, ideg, fogászat, belgyógyászat stb. 2490 fő összesen) 1966-ban a gyermekszakrendelést, 1968-ban a szemészeti szakrendelést, 1969-ben a reumatológiai szakrendelést elemeztük.

Mi is a probléma? Mire tud választ adni ez a matematikai apparátus? Nézzük az egészségügyi ellátást: hány orvost, illetve hány ágyat kell beállítanunk ahhoz, hogy ne kelljen túl sokat várni a kiszolgálásra, ellátásra? Minél többet - hangzik az egyszerű válasz. Csakhogy a probléma nem ilyen egyszerű. Hiszen pl. túl sok orvos esetén már nem is a betegek állnának sorba - hanem maguk az orvosok, s várnák tétlenül az olykor-olykor érkező beteget. Ez pedig, a rendszer gazdaságossági oldalát tekintve, nem mindegy.

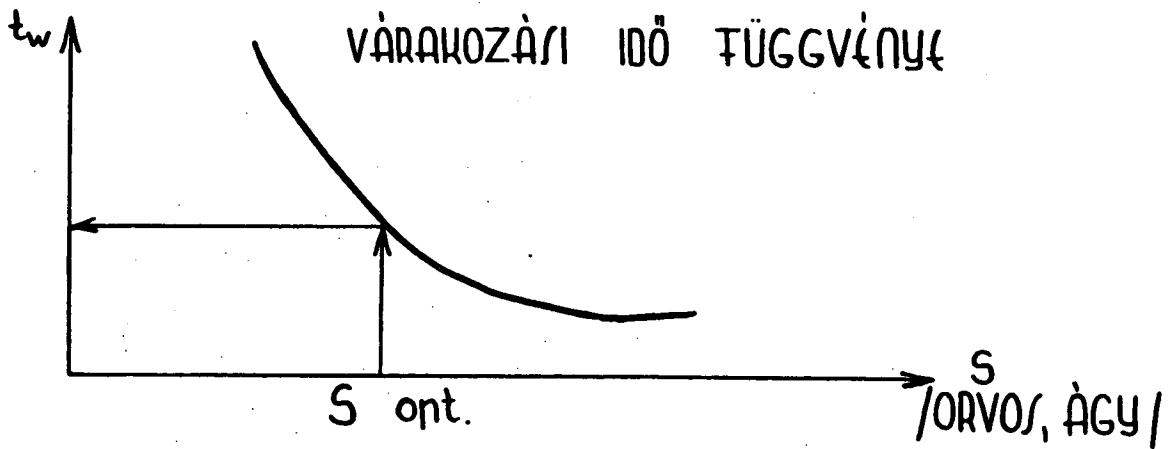
Ha túl kevés az orvos, akkor a betegek aránytalanul sokat várnak, s így sok a termelésből való kiesés: ha viszont túl sok az orvos, úgy a rendelőintézet fenntartási költségei lesznek indokolatlanul magasak. Valahol a két extrém érték között van az optimum: a költséggörbe szélső értéke, minimuma. A költséggörbe jellegét az 1. ábra szemlélteti. A számszerű vizsgálatok folyamatban vannak. A vízszintes tengelyen a kiszolgáló csatornaszám, azaz az orvos - illetve az ágyszám, a függőleges tengelyre pedig a rendszer összköltsége van felvive. Ez utóbbi több tényezőtől tevődik össze:

- a várakozók (betegek) részéről: az az összeg, amelyet a várakozási idő alatt a dolgozó a munkahelyén megtermelt volna.
- A kiszolgálók részéről: a rendelőintézet, kórházi osztály fenntartási költségei (bér, gyógyszer stb.)

A sorbanállásnak azonban nem csak gazdasági oldala van: a kérdést szociális, emberi szempontból is meg kell vizsgálnunk. Lehet, hogy a költséggörbe optimum pontjában leolvasható S_{opt} a csatornaszám esetén még túl sokat várnak a betegek az ellátásra. Hogy ezt megállapíthassuk, ismernünk kell a kiszolgáló csatornaszám (orvos- ill. ágyszám) függvényében felvett várakozási idő görbét. Ezt, akár csak a költséggörbét, csak elméletileg lehet meghatározni. Egyetlen felmérésből - azaz egy adott S csatornaszámhoz tartozó t_w várakozási időből - még nem következtethetünk a teljes függvény kapcsolatra, ugyanis az átlagos várakozási idő nem arányosan csökken a kiszolgáló csatornaszám növelésével, mert a beérkezések véletlenszerűek. Arra viszont nincs mód, hogy felmérések kedvéért a kór-



1. ábra



2. ábra

házi ágyakat, illetve orvosokat átcsoportosítgassuk - s zavarjuk a rendelőintézeteket, osztályokat tevékenységükben. A várakozási idő függvényét tehát csakis elméletileg, a matematikai modellből számolva kaphatjuk meg. Ehhez s a modell többi jellemzőjének meghatározásához kellett a számítógép segítsége.

Nyilvánvaló, hogy a várakozási idő is, a beérkezett igények száma is, az ellátási idő is mind függvénye a területnek, a vizsgált szakágnak, évszaknak, napszaknak stb.

A jelentkező igényekben és az ellátási lehetőségekben az egyes szakrendelő intézetek között, vizsgálatainkkal kimutathatóan, aránytalanságok vannak. A vázolt matematikai módszer ezt is vizsgálja.

A probléma lényege tehát röviden a következő: hogyan tervezzük meg egyes szakrendelő intézetek orvoslétszámát, illetve az egyes kórházi osztályok ágyainak számát, hogy ne legyenek nagy aránytalanságok? Mekkora legyen a szükséges s elegendő tartalék ágyszám? Minderre választ ad a sorbanállási elmélet. De nem tér ki a rendszer strukturális kérdéseire s a megoldási lehetőségeket sem taglalja.

A jelenség vizsgálatához szükséges, hogy elvonatkoztassunk annak lényegtelen jegyeitől: absztraháljunk. A sorbanállási rendszer modelljét - melyet a várakozó sorok és a kiszolgáló állomások (esetünkben a betegek, illetve az orvosok és kórházi ágyak) alkotnak - a következőképp adhatjuk meg (Kaufmann 1964), (3. ábra):

A szokásos jelölések:

S = a kiszolgáló helyek száma (fekvőbetegellátásnál az ágyszám, járóbetegellátásnál az orvosszám)

v = a sorban várakozó egységek (betegek) száma

j = a kiszolgálás alatt levő egységek száma
($0 \leq j \leq S$)

n = a rendszerben található egységek teljes száma, vagyis a sorban és a kiszolgáló helyeken található egységek együttés száma

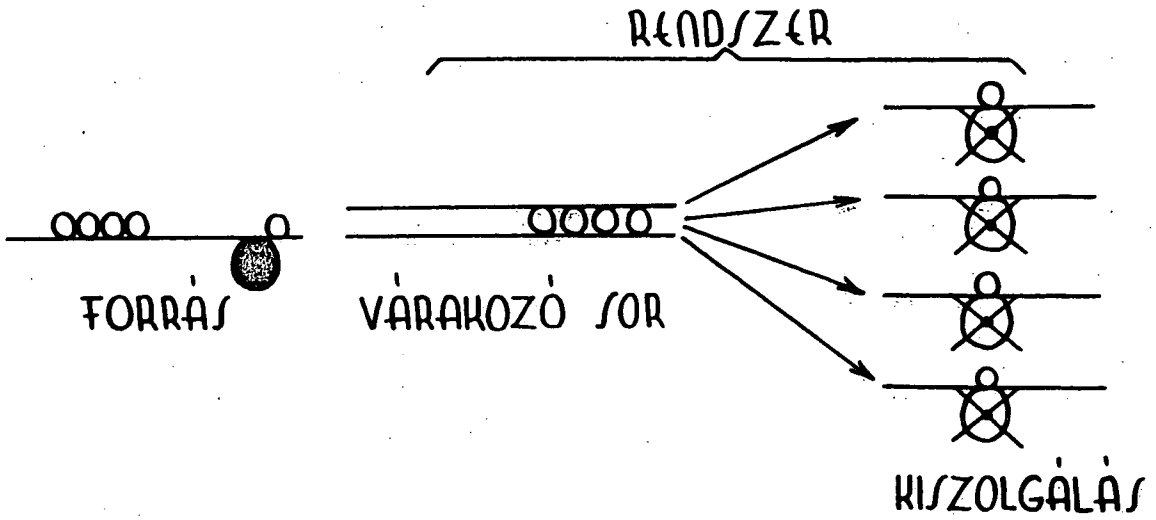
p = az üresen álló kiszolgáló helyek száma

λ = időegységenkénti beérkezések száma

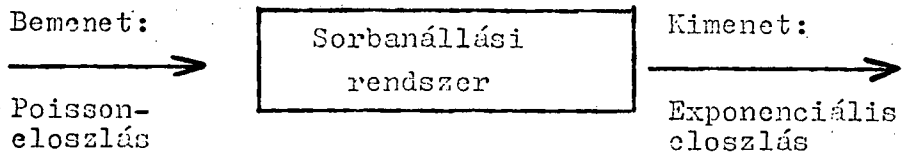
μ = időegységenkénti kiszolgálások száma

t = az ellátás előtti várakozási idő

t_s^w = kiszolgálási (ellátási) idő



3. ábra



4. ábra

A modell négy legfontosabb paramétere a következő:

- csatornaszám (S)
- várakozási idő átlaga (t_w)
- beérkezési ráta (λ)
- kiszolgálási ráta (μ)

Bármely három ismeretében a negyedik meghatározható. A forgalom állomásonkénti intenzitása, a beérkezési és kiszolgálási ráta hányadosa:

$$\psi = \lambda / \mu$$

Az erre vonatkozó megkötés:

$$\frac{\lambda}{S\mu} < 1$$

vagyis

$$\psi < S$$

Ha ez nem teljesül, akkor a várakozó sor végtelenné válik.

A tapasztalat igazolta, hogy a véletlenszerű beérkezések gyakran Póisson-eloszlást követnek, azaz n egyed beérkezésének valószínűsége egy adott t időpontban:

$$p_n(t) = \frac{(\lambda \cdot t)^n}{n!} e^{-\lambda t}$$

A matematikai modell a kiszolgálást az exponenciális esetre tárgyalja, azaz a kiszolgálás Θ időtartamának valószínűség-eloszlása:

$$P(\Theta > \nu) = e^{-\mu \nu}$$

Ha a fentiek teljesülnek, - melyről a χ^2 próbával győződhetünk meg -,
ugy a bemutatott modellünk használható.

A levezetett összefüggések a permanens állapotra vonatkoznak: vagyis
a vizsgált és az átmeneti (azaz a stabilizációhoz szükséges) időszakra fenn-
áll:

$$T_{\text{vizsgált}} \gg T_{\text{átmeneti}}$$

A részletes számítások mellőzésével, a modell főbb jellemzőire az
alábbiak adódnak:

Annak valószínűsége, hogy a rendszerben n egyed tartózkodik: p_n

Stacioner, ergodikus folyamat esetén ez a következő képletből is
meghatározható:

$$\begin{array}{ll} 1 \leq n < S & n \geq S \\ p_n = p_0 \frac{\psi^n}{n!} & p_n = p_0 \frac{\psi^n}{S! S^{n-S}} \end{array}$$

ahol:

$$p_0 = \frac{1}{\frac{\psi^S}{S! (1 - \frac{\psi}{S})} + 1 + \frac{\psi}{1} + \frac{\psi^2}{2!} + \dots + \frac{\psi^{S-1}}{(S-1)!}}$$

p_0 ismeretében rekurzív formulával:

$$P_n = \frac{\gamma}{n} P_{n-1} \quad \text{ha} \quad 1 \leq n < S$$

és

$$P_n = \frac{\gamma}{S} P_{n-1} \quad \text{ha} \quad n \geq S$$

A várakozás valószínűsége:

$$p = P(t_w > 0) = P(n \geq S) = \sum_{n=S}^{\infty} P_n = P_S + P_{S+1} + P_{S+2} + \dots$$

vagy

$$p = P(t_w > 0) = P(n \geq S) = \frac{\gamma^S}{S! (1 - \frac{\gamma}{S})} P_0$$

azaz (Erlang-képlet):

$$\begin{aligned} p &= P(t_w > 0) = P(n \geq S) = \\ &= \frac{\gamma^S}{S! (1 - \frac{\gamma}{S})} \\ &= \frac{\gamma^S}{S! (1 - \frac{\gamma}{S})} + 1 + \frac{\gamma}{1} + \frac{\gamma^2}{2!} + \dots + \frac{\gamma^{S-1}}{(S-1)!} \end{aligned}$$

Mivel:

$$\bar{v} = \lambda \bar{t}_w$$

ebből az átlagos t_w sorbanállási idő:

$$t_w = \frac{\bar{v}}{\lambda} = \frac{\gamma^S}{S! \mu \left(1 - \frac{\gamma}{S}\right)^2} p_0$$

A rendszerben található egységek \bar{n} átlagos száma:

$$\bar{n} = \sum_{n=0}^{\infty} n p_n$$

A várakozó sorbanálló egységek \bar{v} átlaga:

$$\bar{v} = \sum_{n=S+1}^{\infty} (n-S) p_n$$

vagy:

$$\bar{v} = \frac{\gamma^{S+1}}{S! \left(1 - \frac{\gamma}{S}\right)^2} p_0$$

Az el nem foglalt állomások \bar{p} átlagos száma:

$$\bar{p} = \sum_{n=0}^S (S-n)p_n = S - \gamma$$

Az \bar{n} , \bar{v} és \bar{p} átlagok közötti összefüggés:

$$\bar{n} = \bar{v} + S - \bar{p} = \bar{v} + \gamma$$

A várakozó sorbanálló egységek (\bar{v}) és az üres állomások (\bar{p}) számának ismeretében a sorbanállási költség időegységenként:

$$\Gamma_S = c_1 \sum_{n=S+1}^{\infty} (n-S)p_n + c_2 \sum_{n=0}^S (S-n)p_n$$

azaz:

$$\Gamma_S = c_1 \bar{v} + c_2 \bar{p}$$

ahol:

c_1 = a várakozó felek költsége időegységenként

c_2 = a kiszolgáló állomások költsége időegységenként

A számítások meglehetősen hosszadalmasak - különösen a fekvőbeteg-ellátásnál, ahol az S csatornaszám (ágyszám) nagy érték. (Pl. gyermekszakrend. 500 fő, szemészet 600 fő, reumatológia 1100 fő, Pécs Város II. ker. Rendelőint. 2500 fő.) A kiértékelés megkönnyítésére programot készítettünk Algol nyelven (Gier computerre).

A számítógépes analízis eredményeit maga a computer táblázatos formában nyomtatta ki, melynek segítségével még a laikusok is könnyen és gyorsan meghatározhatják az adott, megengedhető várakozási időhöz szükséges orvos- illetve ágyszámot.

Ehhez meg kell állapítanunk a kiszemelt szakrendelés, ellátási terület forgalmi intenzitását, azaz az igények és a kiszolgálás mértékét. A mintából - valószínűségi számítási módszerek segítségével - következtethetünk az általános értékekre. Tehát mérni csak a $\bar{\lambda}$, $\bar{\mu}$ értékét kell, a többi ezekből számolható.

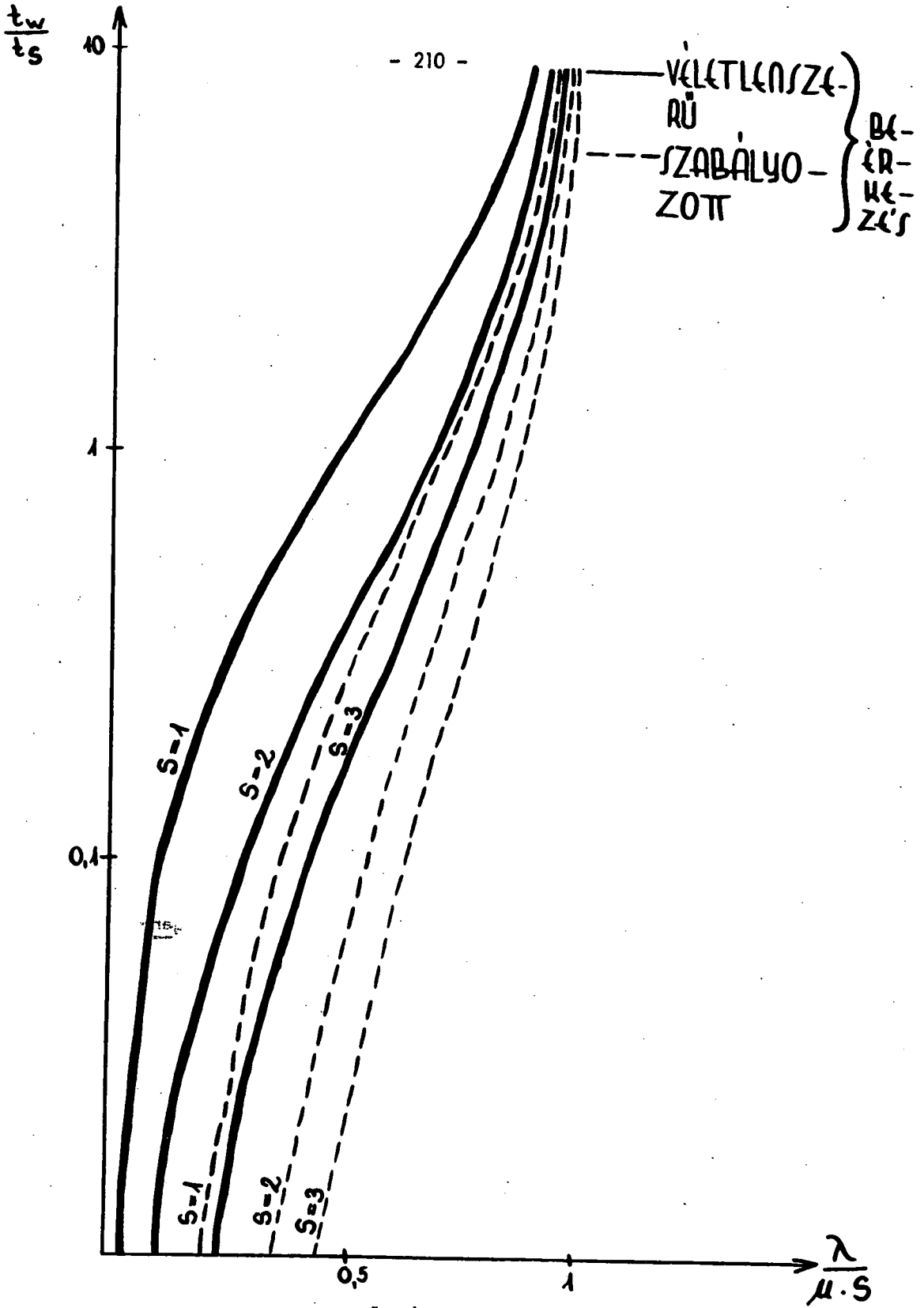
Természetesen a módszer alkalmazásának vizsgálatakor valamennyi paramétert mértük s összehasonlítottuk a számítottakkal.

Hogy mekkora segítséget nyújtott a computer a kiértékelésben, azt talán legjobban a következő adat érzékelteti:

Egy adott forgalomintenzitás esetén kb. $S = 50$ csatorna mellett az összes elvégzendő számítást - még asztali elektronikus számológépen! (Hunor) is kb. egy egész napot vett igénybe. Ezzel szemben a computer 3 óra alatt cca. 10.000 elvileg lehetséges esetet analizált. Vagyis, ha mindezt asztali számológépen végeztük volna el, úgy kb. 10.000 napig, azaz kb. 25-30 évig dolgozhattunk volna rajta - 3 óra helyett! A számítógép által kinyomtatott táblázatok a felmérések kiértékelésében rendkívül nagy segítséget nyújtottak, ugyanis szimulációval (azaz lejátszva a különböző eshetőségeket) egy-egy rendelőintézet tevékenységét számos oldalról megvizsgálhattuk. Több helyen tapasztaltuk, hogy az adott szakrendelés orvosszükséglete - ha nem is elegendő - de a körülményekhez képest kielégítő, ennek ellenére a betegek aránytalanul sokat várnak. Ilyen esetekben nem az orvosszám növelésével, hanem ésszerűbb szervezéssel kell ezen segíteni! Pl. egy belgyógyászati szakrendelésen az átlagos várakozási időt kb. 150 percrek mértük. Ez lényegesen több volt, mint amennyit a modellből számítottunk (61 perc). De ugyanezen beteganyaggal lejátszva a rendelést - a betegek érkezési sorrendjében, a várakozási idő már jól megközelítette az elméleti értéket (67 perc).

Tehát, ha egy rendszer, amely matematikailag igazolhatóan elegendő kiszolgáló csatornával rendelkezik, nem működik jól, akkor nem a kiszolgálók számának növelésével, hanem a rendszer átszervezésével kell azon segíteni! Meg kell keresnünk, hogy hol szűk a rendszer keresztmetszete.

Az egészségügyi irányító szerveknek kell a matematikai analízis eredményeit a gyakorlatban hasznosítani. Pl. nagymértékben csökkenthető a várakozási idő a beérkezések szabályozásával is. Ennek gyakorlati megvalósítása lehet pl. a visszarendeléses rendszer. A véletlenszerű és szabályozott beérkezés esetén a relatív várakozási idő változását az 5. ábra diagramja szemlélteti.



5. ábra

Ahol nem a fent említett hibák állottak fenn, illetve nem volt lehetőség a vázolt megoldásokra, ott az orvos-, illetve ágyszámot kellett - az igényeknek megfelelő mértékben - megváltoztatni.

A szimulációk további eredményei is igen tanulságosak voltak, azonban a rövid előadásban nincs mód ezek taglalására.

Intézetünk a fenti módszert az eddigi jó tapasztalatok alapján széles körben kívánja alkalmazni különböző típusú rendelőintézetek vizsgálatában: Igy pl. pécsi nagyvárosi önálló (30.000 fő), mohácsi kisvárosi kórház rendelőintézetnél (3.000 fő) és enyingi járási rendelőintézetnél (2.500 fő).

A bemutatott módszer láthatóan alkalmas a korszerű technika: a számítógépek segítségével - a járó- és fekvőbetegellátás számos problémájának megoldására, az orvosok, illetve kórházi ágyak ésszerű átcsoportosításával, elosztásával, egészségügyi ellátásunk gazdaságosabbá, humánusabbá tételére.

I R O D A L O M

A. Y. Khintchine: *Mathematical methods in the theory of queueing*
Charles Griffin and Company Limited London, 1957.

Abolnikov, Zsurkovics: *K voproszi ob obcenke dejatelnoszti medicinszkij
ucsrezsdenij v terminah i ponjatijah teorii masszevogo obszluzsivanija*
Szovjetszkoe zdavoohranenie Moszkva, 1969.

Kaufmann, A.: *Az optimális programozás*, Műszaki Könyvkiadó, Budapest,
1964.

Kendall, D. G.: *Stochastic processes occurring in the theory of queues
and their analysis by the method of the imbedded Markov chain.*
Annals of Mathematical Statistics Vol. 23., 1963. pp. 338-354.

Szeged megyei Városi Tanács VB Egészségügyi Osztálya

Gondolatok az egészségügyi adatgyűjtés korszerű feltételeiről

Gépi adatfeldolgozásra is alkalmas
"Csecsemő és kisgyermek törzslap"
ismertetése

Kovács Zoltán, Dudás Béla és Széj Éva

Az adatgyűjtés és adatszolgáltatás az orvosi munka egyik alapvető része. A tömeges betegellátás az orvosi adminisztrációt nagyon megnövelte és mivel a nyert információ értéke nem mindig arányos a megszerzésére fordított energiával az orvosok és asszisztensek idegenkedése az adminisztrációs munkával szemben érthető.

Felvetődik azonban más gondolat is. Vajon a lelkiismeretesen és szorgalmasan elvégzett adminisztráció a nehézkes "kézirásos" technikával alkalmas-e egyáltalán a tömeges ellátás diktálta munkatempó betartására? Biztosítva van-e a legszükségesebb adatok gyorsan áttekinthető rögzítése és gyors visszakeresése?

A gyakorlati tapasztalat azt mutatja, hogy igen kevés intézményben lehet a feltett kérdésre igennel válaszolni. A korszerű adatfeldolgozás megteremtette az említett probléma megoldásának technikai feltételeit.

A továbbiakban azokról az elvi követelményekről szeretnénk néhány gondolatot ismertetni, melyek a könnyen áttekinthető és gépi adatfeldolgozásra is alkalmas adminisztrációs rendszer kialakításához elengedhetetlenek. A szakosított csecsemő- és gyermekellátás valamint gondozás során fontos adatok tömege gyűlik össze, de még a legrendszeretőbb és "jóírású" védőnő vagy asszisztensnő sem tudja biztosítani azt, hogy ezek gyorsan áttekinthetők és visszakereshetők legyenek, ha nem áll rendelkezésére megfelelően szerkesztett gondozási lap. Bennünket is a területi adminisztrációs munka megkönnyítésének gondolata vezetett az alábbiakban ismertetendő "Csecsemő és kisgyermek törzslap" meg szerkesztésénél.

Az első oldal a szülők és testvérek kórelőzményét tartalmazza. Ugyancsak itt foglaljuk össze a perinatális életre utaló adatokat és az első év során észlelt betegségeket is. (1. ábra). A nyert információk viszonylag szűkszavúak, de tömeges összegyűjtésük a terület szociális és egészségügyi viszonyairól sokatmondó lehet.

A második oldalon az újszülöttkortól az első életév, a csecsemőkor végéig jegyezzük fel a biometriai adatokat, a táplálkozásra és a védőoltásra vonatkozó információkat. (2. ábra). A gyors áttekinthetőség itt elengedhetetlen követelmény.

A harmadik és negyedik oldalon a második és harmadik életévben átvészelt betegségek, a krónikus és veleszületett elváltozásokat áttekintő kérdések szerepelnek. (3. ábra). Ugyanakkor a kezelőorvos számára is van lehetőség arra, hogy a gyermekről alkotott véleményét szóban röviden, mintegy epikritikusan összefoglalja.

Ugy véljük, hogy ez az évenkénti áttekintés hasznos lesz a körzeti gyermekorvosnak és védőnőnek egyaránt, valamint előnyös a gondozott szempontjából is.

A legfontosabb feltételek, melyek a gépi adatfeldolgozásra is alkalmas adatgyűjtő lap szerkesztésénél szem előtt tartandók, a következők:

1.) Az új adatgyűjtési formától elvárható, hogy tetemes munkát takarítson meg. Ha ezt nem tudjuk biztosítani, úgy eleve elveszítjük azt a vonzóerőt, melyet minden új adminisztrációs változtatásnál az érdekeltek várnak. A jól átgondolt és előre megfogalmazott kérdések összeállítása, melyekre csak igenlő és nemlő, illetve számok bejelölésével kell válaszolni, fontos eszköz célunk elérésénél.

2.) Ma már egy újonnan bevezetett adatgyűjtő laphoz hozzá tartozik az is, hogy az eredeti dokumentum megőrzése mellett biztosítsa a gyors és korszerű adatrögzítést is. Ezt a célt mi az alkalmazott példánkon úgy értük el, hogy az eredeti példányt a perforált résztől jobbra egy letéphető u.n. "adatgyűjtő szelvényvel" láttuk el (1. ábra), melyen a feltett kérdések kódjeleit megismételtük. Ezzel biztosítottuk, hogy az "adatgyűjtő szelvényt" eltávolítva annak adatai egy előre megadott kódolási utasítás alapján bármilyen dokumentációs rendszeren - kézi vagy gépi lyukkártya, lyukszalag, stb. - rögzíthetők és feldolgozhatók anélkül, hogy az eredeti dokumentumot a körzeti adminisztrációból kiemelnénk.

3.) Fontos követelmény, hogy minél kisebb legyen a hibás adatrögzítés veszélye. Ennek feltétele a kérdések egyértelmű megfogalmazása és olyan adatok kiválasztása a feldolgozásra, melyek mindig dokumentálhatók.

CSECSEMŐ ÉS KISGYERMEK TÖRZSLAPJA		KISSE IDA ANNYA NEVE	
NÉV: SZABÓ JOZSEF		NÉV: SZABÓ JOZSEF	
AZONOSÍTÓ SZÁM: 670929		AZONOSÍTÓ SZÁM: 670929	
ANYJA NEVE: KISSE IDA		LAKÁS: Debreceni u. 145	
A SZÜLŐK KÖRÉLI TÖRTÉNY ANYAI TBC <input type="checkbox"/> LUES <input type="checkbox"/> DÖHÁNYZIK <input checked="" type="checkbox"/> ALKOHOL <input type="checkbox"/> KRÓNIKUS BETEGSÉG <input type="checkbox"/> DIABETES <input type="checkbox"/> EPILEPSZIA <input type="checkbox"/> FEJLŐDÉSI RENDELLENSÉG <input type="checkbox"/> RENDSZERES SZEDÉ-É GYÓGYISERT FOGLALKOZÁSA <i>Adminisztrátor</i>		APAI TBC <input type="checkbox"/> LUES <input type="checkbox"/> DÖHÁNYZIK <input checked="" type="checkbox"/> ALKOHOL <input type="checkbox"/> KRÓNIKUS BETEGSÉG <input checked="" type="checkbox"/> DIABETES <input type="checkbox"/> EPILEPSZIA <input checked="" type="checkbox"/> FEJLŐDÉSI RENDELLENSÉG <input type="checkbox"/> RENDSZERES SZEDÉ-É GYÓGYISERT MUNKAHELYE: <i>Kenderfonógyár</i>	
EDDIGI TERHESSÉGEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 MŰVI VETÉLÉSEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 SPONTÁN VETÉLÉSEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 SZÜLÉSEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 MLEN TERHESSÉGÉVEL KAPCS. SIVŐDŐMÉNYEK AZ ANYA VÉRCSOPORTJA „0” Rh <input checked="" type="checkbox"/>		ANNYA: <input type="checkbox"/> 0 APA: <input checked="" type="checkbox"/> X AZ ÉLŐ GYERMEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 MEGELŐZŐ KORSTULÉSEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 HÁNY ÉL KÖZÜLÜM <input type="checkbox"/> 0 MŰV STULT? <i>kórházban</i> <input type="checkbox"/>	
A TESTVÉREK KÖRÉLŐZMÉNYE HALT-E MEG VALAKI A TESTVÉREK KÖZÜL? <input type="checkbox"/> IGEN <input checked="" type="checkbox"/> NEM A HALÁL OKA: 1. - 2. - 3. - AZ ÉLŐ TESTVÉREK KÖZÜLT VAN-E VELESZÜLETETT FEJLŐDÉSI ZAVAR <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> VELESZÜLETETT ANYAGCSERE ZAVAR <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> SZELLEMI KÁROSODÁS <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> KRÓNIKUS BETEGSÉG <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> VOLT-E VÉRCSERÉRE SZÜKSÉG <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> VOLT-E MŰTÉTRE SZÜKSÉG <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>		1. <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> 2. <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 3. <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>	
A GYERMEK EPIKRIZISE 1 ÉVES KORBAN SZÜLETÉSI SÚLY: 3,000 kg IGEN NEM TESTSÚLY 1 ÉVES KORBAN: 11,70 kg VOLT-E VESZÉLYEZTETETT <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> VAN-E ELMARADT VÉDŐOLTÁS <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> OKA... - VAN-E FEJLŐDÉSI ZAVARA <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> DG... - TÖRTÉNT-E ENNEK KEZELÉSE <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> VAN-E VELESZÜLETETT ANYAGCSERE ZAVARA <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> DG... - VAN-E MARADAN O. SZELLEMI KÁROSODÁS <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> DG... - VAN-E KRÓNIKUS BETEGSÉGE <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> DG: <i>Branchitis spastica</i> VOLT-E MŰTÉTRE SZÜKSÉG <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> DG... - EGYÉVES KORÁIS HÁNY ALKALOMMAL VOLT BÉTEG <input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 HURUTOS MEGBETEGEDÉSEK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0 <input checked="" type="checkbox"/> 1 FEJLŐDŐ BETEGSÉGE VOLT-E <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 1 AZ ANYA GYERMEKGONDOZÁSI SEGÉLYÉN VAN-E <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> JÁR-E A GYERMEK RÖLCSÖDÉRE <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> HENNYI IDŐS KORTÓL <input type="checkbox"/> 0 M MARADT-E A BOLCSÖDÉBŐL <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> A FOGAK SZÁMA <input type="checkbox"/> 0		3,000 [11,70] <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>	

Egyértelmű megfogalmazás nélkül az egyes kategóriákba sorolásnál bizonytalanság uralkodik, és ez egy rejtett szisztematikus hibára ad lehetőséget, mely a reális adatokat torzítja.

Törekedjünk arra, hogy csak olyan kérdéseket tegyünk fel, melyre mindenki pontos választ tud adni, vagy olyan vizsgálatok eredményét gyűjtsük csak össze, mely minden betegnél könnyen elvégezhető. (1., 4., 7.)

4.) Fontos feltétel, hogy a begyűjtött adatok teljességét könnyen lehessen ellenőrizni. A bemutatott példán ezért azonos formai megoldást alkalmaztunk az eredeti törzslapon és a róla eltávolítható "adatgyűjtő szelvényen" is. (8., 9.)

5.) Feltétlenül javítania kell a bevezetésre kerülő új adatgyűjtő lapnak az adatok interpretálását, áttekinthetőségét. (6.)

6.) Elengedhetetlen követelmény a gépi adathozzás megkönnyítése, de ne zárja ki, sőt gyorsítsa meg a hagyományos adatgyűjtést is. (2., 3., 5.)

Az előzőekben felsorolt gondolatok alapján állítottuk össze az ismertetett "Csecsemő és kisgyermek törzslapot" melyet Szeged gyermekszakrendelőiben hasznosan alkalmazunk.

Ugy véljük, ezzel sikerül majd megteremteni egy korszerű és gépesíthető adathozzás alapját, mely a tömeges betegellátás és gondozás egyre égetőbb követelménye.

I R O D A L O M

1. Baeking, Ch.: Dtsch. Gesundheitswesen. 24. 1186. 1969.
2. Bordman, K., A.J. Erdmann, O. Lorge, H.G. Wolff: J.A.M.A. 1949. 140. 530.
3. Bordman, K., A.J. Erdmann, I. Lorce, H.G. Wolff: J.A.M.A. 1951. 145. 152.
4. Collen, M.F., J.L. Cutler, A.B. Siegelau, R.L. Cella: Arch. intern. Med. 1969. 123. 664.
5. Day, E.: Method. Inform. Med. 1970. 9. 116.
6. Mikulenene, M.P.: Peditria (Moskv.) 1967. 46. 49.

7. Reisner, E., J. Apitz, H. Wolf: Maschr. Kinderheilk. 1963. 111, 69.
8. Wersig, G.: Method. Inform. Med. 1970. 9, 166.
9. Wolf, G. K.: Method. Inform. Med. 1970. 9, 101.

Onkológiai Gondozó, Cegléd, ESZTIK és JATE Matematika Alapjai
és Számítástechnikai Tanszék

Pán-rák vizsgálat területén*

Kovács Jenő, Kövesi Ervin, Kónya István és Csirik János

A rákbetegség elsősorú egészségügyi probléma. Ellene a gyógyítás terén csak a legkorábbi szakban küzdhetünk. Preventive felvilágosítással és hatószámi rendelkezésekkel csak minimális eredményt érhetünk el, így itt is csak a lakosság teljesének átszürése, pontosabban alapos átvizsgálása maradhatna. Ez pedig, még akkor is, ha ma minden ötödik ember rákban hal el, a 60 éves átlagkört számítva 3 ezreléki morbiditást jelent évente. Tehát 10.000 lakosból 9.970-et fölöslegesen kellene évente igen alaposan átvizsgálni. Ez megoldhatatlan.

A ma gyakorlata tehát kettős utat követ: 1) a szokvány-rákot, ill. a "láthatóvá-tehető"-t keresi a 2) "veszély-kor"ban. A többi e g y s z e r U e n s o r s á r a hagyja. A szokványrákra a Nővédelmi (NV) rákszűrés, a "láthatóvá tehető"-re az Ernyő Fénykép (EF) irányulna. Hatássávjuk azonban rák/ember viszonyban mindössze 13 %, eredményük pedig egyetlen ezrelék korai stádiumban.

A megoldás-keresés éppoly elsősorú feladat, mint probléma a kór. Olyan eljárást kívánunk ismertetni - orvosi és computer vonalon az orvos-szerző, eu. szervezés részen a szervező munkatársak - , mely első, tehát hézagos modellkísérletében is alkalmas volt egy 16 ezrenyi lakosú kisváros érintett lakosainak teljes átvizsgálására, mindössze egyetlen orvos és 4 kisegítő közép-kádernyi munkatárval. Ennek ellenére adatfelvételét - adekvátan - másfél nap, totálkivizsgálást (nem "szűrés") 30 munkanap alatt oldotta meg. (Anyagilag: egy fele ekkora terület hagyományos komplex szűrésnek kiszállási költsége maga hatszorosába került emennek teljes költségeinél.) Eredményében viszont elérte az ugyanezen területre, mint

*Előadásvázlat

egységre vonatkoztatott mérvő t o t á l i s egészségügyi apparátus egy egész évi mennyiségi teljesítményét, és pedig úgy, hogy m i n ő s é g é - b e n nagyságrendileg jobb eredményt mutatott fel. (A KSH elmúlt 5 évi anyagát figyelembe véve a teljes-egészségügy által felismert rákok legfőbb együttdükben esnek az igen korai stádiumokba, kísérletünkben öt-hatod tartozott ide.)

K i v i t e l e az eljárásnak egy fajta kérdőív-computeres módszer volt. Diagnosztikai modellül eltérőleg a "hagyományos" "matricális" valószínűségi computer-diagnosztikai modellektől u. n. "an-entropizáló" modellt készítettek.

A gyakorlat mind szakemberi, mind anyagi igények alapján már a mai alkalmasságot, eredménye ennek szükségességét igazolta.

Egészségügyi Minisztérium Szervezési, Tervezési és Információs Központ

Számítógép alkalmazása a lakosság általános szűrővizsgálatában

Kónya István

Közismert az egészségügy gazdasági hatékonysága: személyi, anyagi-technikai és egyéb erőforrásainak intenzivebb kihasználása a társadalmi-gazdasági fejlődéssel összefüggésben egyre kifejezettebb követelményként jelentkezik. A társadalmi-gazdasági elvárások mind kifejezettebb formát öltenek, melyek a lakosság egészségügyi ellátásának jobbátételén közvetve vagy közvetlenül munkálkodókat a korszerűbb, a meglévő lehetőségeket jobban kihasználó új módszerek kidolgozására, átvételére és bevezetésére ösztönzik. Ezek a kísérletek arra irányulnak, hogy egészségügyünk társadalmunk minden tagja számára biztosítani tudja a szocialista egészségügy alapelveinek megfelelő egészségügyi ellátást, többek között minden rászoruló idejében történő betegségének megfelelő szintű orvosi ellátását. Mint ismeretes, ezek az alapelvek a progresszív ellátási rendszer megvalósításának szükségességét implikálják és ezen ellátási rendszer legalsó szintjét a lakosság általános értelemben vett egészségügyi gondozása képezi. E szinten is különösen fontos szerepet kapnak azok a tevékenységek, (rendszeres és esetenkénti szűrővizsgálatok, bizonyos népességcsoportok rendszer orvosi vizsgálatok stb.), amelyek a betegségek korai stádiumban történő felismerésére, a latens betegségek számának csökkentésére irányulnak.

Az is jól ismert, hogy milyen anyagi és szervezési nehézségekkel kell megküzdenünk a progresszív ellátási rendszer mind általánosabb kiterjesztésével kapcsolatban. Ezek a nehézségek különösen kifejezett formában jelentkeznek a lakosság általános értelemben vett egészségügyi gondozásával összefüggésben, hiszen hagyományos módon az egészségügy jelenlegi feltételei között szinten megoldhatatlan mértékű a gyógyító-megelőző hálózat terhelése. A megoldás szükségessége és ennek érdekében új utak keresése nyilvánvaló. Munkacsoportunk orvos vezetője (Dr. Kovács)

vázolta azt a rendszert, mely megítélésünk szerint széles körű bevezetés esetén jelentős lépéssel járulhat hozzá a lakosság általános egészségügyi gondozásának megvalósításához.

Kidolgozott kérdőív-computer rendszerünk három alapvető modulból áll. Ezek:

- 1.) kérdőív modul
- 2.) követő modul
- 3.) visszajelentő modul

A rendszer információs hálózatát az utóbbi vázlat szemlélteti: (1. melléklet)

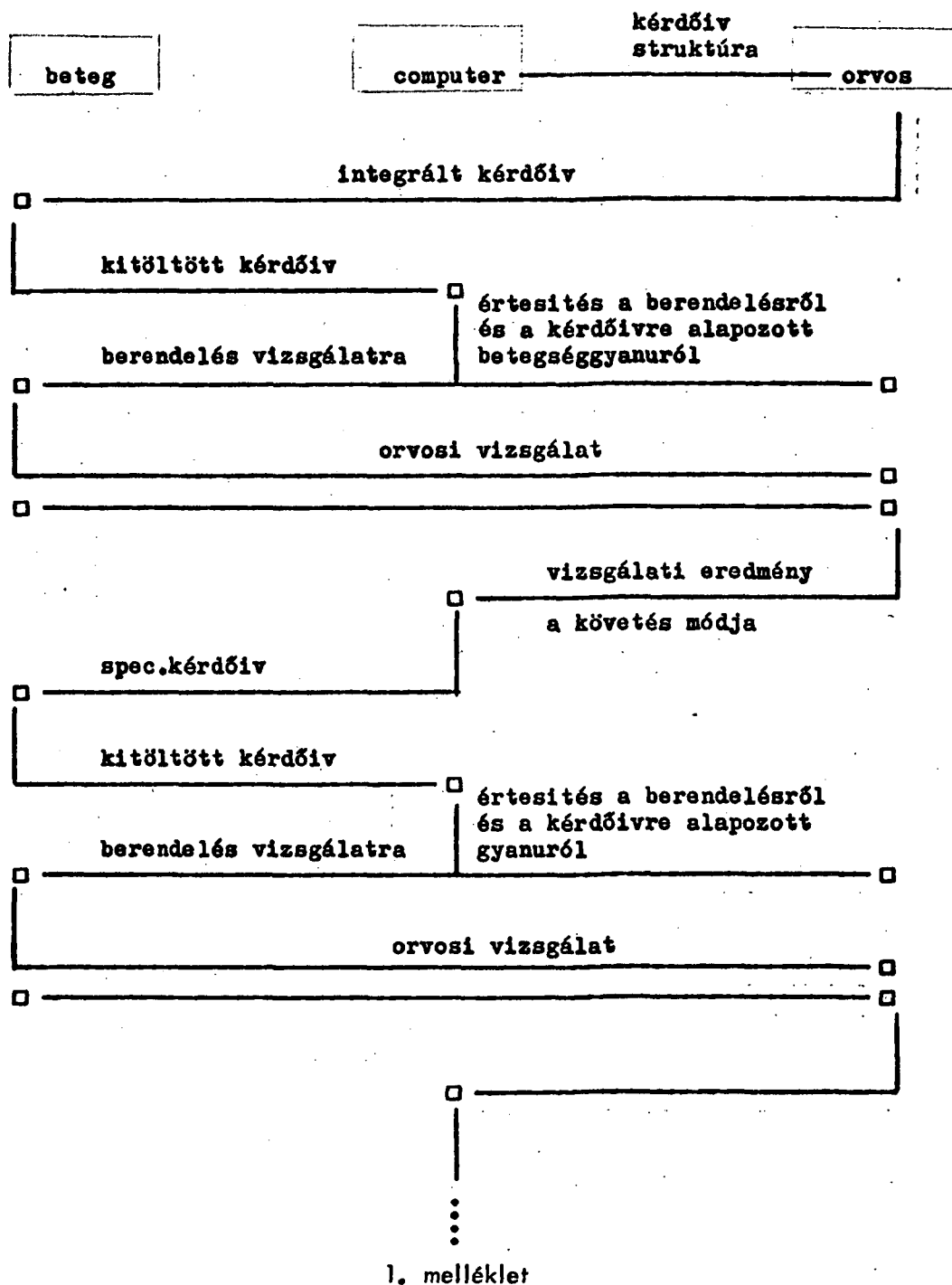
A kérdőíven azok az illető személy esetén bizonytalanságot megszüntető, - tehát információt nyújtó - kérdések a szempontok, amelyeket - ha lehetősége lenne rá - a szóbeli anamnézis feltétel során az feltenne a betegnek. Kidolgozott kérdőívünk a kérdéseket és a lehetséges válaszokat tartalmazza pozitív és negatív válasz csoportosításában és a kitöltő személynek a kérdésekre a megfelelő válasz aláhúzásával kell válaszolni.

Az orvos által összeállított kérdésrendszer K_i ($i=1, \dots, n$) eleméhez egy Boole változót rendelhetünk hozzá. Az orvos feladata ezek után az orvostudományi ismeretek alapján egzakt módon megfogalmazni a diagnózisok és a betegek feltett kérdésekre adott válaszai közötti összefüggéseket nem Boole-függvényekkel vagy a matematikai logika szimbólumrendszerét felhasználva. Az így megfogalmazott

$$S_k (K_1, \dots, K_{i_r}) \quad (K=1, \dots, m)$$

formák helyettesítési értékének kiszámítása jelenti tehát a kérdőív értékelését, mely computerre programozható és így automatizálható. Természetesen az értékelés eredménye nem diagnózis, hanem csak a válaszok alapján feltételezhető betegség gyanu, melyet orvosilag verifikálni szükséges.

A kérdőív-computer rendszer vázlata



A kísérlet összefoglaló adatai

Kitöltött kérdőív: 6 726		nem értékelhető: 91 /1,3 %/							
Értékelt kérdőív: 6 635									
Vizsgálatra berendelve: 1 388		20,9 % az értékelhető kérdőívet kitöltők							
Vizsgálaton megjelent: 837		az értékelhető kérdőívet kitöltők 21,6 %-a berendelték 60,3 %							
A megjelentek közül gyanus: 567		az értékelhető kérdőívet kitöltők: 8,6 az értékelhető kérdőívet kitöltők: 4,1 %-a							
kontroll: 270									
A kérdőív-computer rendszer jelzéseinek orvosi verifikációja az elvégzett orvosi kontrollvizsgálat alapján									
orvosi értékelés computer jelzés		p o z i t i v				nega- tív	össze- sen	computer gya- nu orvosi ve- rifikációja	
		késői rákos	rákos korai	köve- tendő	gyéb krónikus			rákra	beteg- ségre
		b e t e g							
pozitív	fő	3	16	237	247	37	567	3,3%	93,6%
	%	0,5	2,8	41,8	48,4	6,5	100		
negatív	fő	-	1	11	5	253	270	99,6%	93,7%
	%	-	0,4	4,1	1,8	93,7	100		
Összesen	fő	3	17	248	279	290	837		
	%	0,4	2,0	29,6	33,3	34,7	100		

Orvostovábbképző Intézet, BME Villamosmérnökkari Matematika Tanszék

Vektorkardiogramok számítógépes diagnosztikai értékelése

Schwarczmann Pál, Kenedi Péter, Kárpáti Pál, Csatár Györgyné és Frey Tamás

1. A miokardium pillanatnyi elektromos aktivitását jellemző eredő dipólusmomentumot a Frank-féle elvezetési rendszer 3 csatornájának szinkron regisztrálásával észleljük. A számítógépbe ennek a jelhármasnak mintavételezett vektorait visszük be. Jelenlegi technikai lehetőségeink mellett a mintavételezés 3 msec.-onként történik, eddigi tapasztalataink szerint ez a mintavételezési frekvencia már nem szorul lényeges növelésre.

Alapvető elképzelésünk, hogy egy revolúción belül a QRS, a T és a P hurkot, továbbá az ST szakaszt külön-külön elemezzük formailag is, időbeni lefutásában is. Egyik fő problémánk ezért e hurkok kezdő- és végpontjának megállapítása, amit elsősorban a jelek zajos volta nehezít meg. A jel-zaj viszony javítását ezért fontosnak tartottuk és algoritmusunk a következőképp oldja meg ezt a feladatot. Kísérletezéssel sikerült a (még az eredeti zajjal terhelt) momentán dipólusmomentum és időszerinti deriváltja abszolút értéke, továbbá bizonyos logikai változók felhasználásával olyan függvényeket kialakítani, amelyek jelváltása a tapasztalat szerint elég nagy pontossággal kijelöli a 3 hurok kezdő ill. végpontját. Elvileg majdnem jelmentesnek tekintjük a P és a QRS és teljesen zajmentesnek a T és a P hurkok közötti szakaszokat, minthogy azonban a zajos jelek alapján csak közelítően lehet kijelölni e hurkok kezdőpontjai, azért csak egynél kisebb - és pontról-pontra alkalmasan változó - valószínűséggel tesszük fel, hogy az említett két szakasz csoporton mintavételezett jelek tiszta zajkomponensekből állanak. E valószínűséget annál kisebbnek tekintjük, mennél közelebb vagyunk valamelyik hurok becsült kezdő ill. végpontjához ill. a P és QRS közötti szakaszon a felezőponthoz. Az így adódó - viszonylag nagy valószínűséggel tiszta zaj-

ből álló - jelsorozat spektrális vizsgálata alapján optimális zajszűrést alkalmazhatunk, ha feltesszük, hogy a zaj additív és stacionárius. Elvégezve a fenti zajszűrést - amely tapasztalataink szerint hatásosnak bizonyult - újból értékeljük a vizsgálandó 3 hurok kezdő- és végpontját. Megfigyeléseink szerint ez utóbbiak rendkívül nagy pontossággal egyeztek a felrajzolt hurkok szemmel megállapított kezdő- ill. végpontjával.

A zajszűrés fenti módja - összehasonlító vizsgálataink szerint - valamivel jobbnak látszik, mint az átlagolásos, ill. a teljes görbék spektrál-felbontásán alapuló zajszűrési technika (megemlítjük, hogy utóbbi lényegében szintén átlagolást használó módszer). A premisszák közül a stacionaritás igen nagy valószínűséggel érvényes, a jel és zaj additivitása viszont a legjobb esetben is csak akkor és addig, ameddig az erősítők lineáris tartományban dolgoznak.

2. A vektorkardiogram elsődleges kritikus pontjai azon három hurok kezdő és végpontja, amelyek lokalizálásáról fentebb már említést tettünk. Ezenkívül másodlagos kritikus pontokat is értelmezünk, részben elektrogeometriai tulajdonságaik, részben időbeli elhelyezkedésük alapján. Elektrogeometriailag jellemezhető pl. a QRS-hurok Q-R ill. R-S átmeneti pontja - sőt ezek többféleképp is definiálhatók: e pontok vagy azzal jellemezhetőek, ti. hogy itt nő meg, ill. esik le ugrásszerűen a szögsebesség, vagy bizonyos speciális ábrázolásmódokban - amelyekről a későbbiekben lesz szó - minimumhelyekként. Időbeli elhelyezkedésen azt értjük, hogy adott hurok - pl. a T-hurok - 25 %-os stb. vektorait tekintjük, azaz azon vektorokat, amelyek a teljes T hurok befutásához szükséges idő 25 %-ának, 50 %-ának stb. eltelte után mérhetőek.

Az elsődleges és másodlagos kritikus pontok kb. 80 részre bontják a három hurkot ill. az ST szakaszt. E kritikus pontokban - ill. a közöttük elhelyezkedő szakaszokon átlagosan - mérhető különböző típusu, elektrogeometriailag definiálható skaláris és vektoriális mennyiségeket határozunk meg, és ezek egymáshoz való viszonyát vizsgáljuk és elemezzük statisztikailag is. Ily módon lényegében azon vizsgálatokat végezzük el - részben azonban pontosabban, részben pedig sokkal szélesebb "választékban" - amelyek a hagyományos vektorkardiográfiai diagnosztikai gyakorlatban is szerepeltek már. Az elektrogeometriailag definiálható skalárokat és vektorokat részben az eredetileg mintavételes regisztrált pillanatnyi dipólusmomentum-vektorok sorozatának végpontjai által felrajzolt térgörbéből, részben pedig további két vektorsorozat - és pedig az un. szögsebesség- ill. felületsebesség-vektorok - végpontjain áthaladó térgörbéből származ-

tatjuk. A szögsebesség- ill. a felületsebesség-vektorok definíciója: a dipólusmomentummal párhuzamos egységvektor időszerinti differenciálhányadosa, ill. a momentum vektor és időszerinti deriváltjának vektoriális szorzata. (Ez utóbbi tartalmilag az egységnyi idő alatt a momentumvektor által surolt felületet jellemző vektor). A származtatott skalárok egyrészt az elsődleges ill. másodlagos kritikus pontok egymástól mért idő- ill. ivhossz-távolságai az egyes görbéken, másrészt a különböző rendszámú deriváltak abszolút értékei ill. polárkoordinátái, a gyorsulás érintőirányu és normálismenti komponensének nagysága, a görbület, a torzió, különböző síkokra vett vetületek előjeles görbülete, szektor-területe, stb. (ill. ezek átlagértékei), míg a származtatott vektorok: maga a három alapvektor (ti. amelyek végpontjai a három analizálandó görbét leírják), ill. ezek első és második időszerinti deriváltja.

Jelenleg még csak viszonylag kis egészséges ill. beteg vektorkardiogram-anyagot dolgoztunk fel, és így igazán megbízható statisztikát még nem tudunk közölni. Annyi mindenesetre megállapítható volt, hogy a már régebben is széleskörűen használt jellemzők számszerű értéke az egészséges és a beteganyagban a várt irányban és mértékben különbözött, és minden értékelt jellemző átlagértéke jelentősebb eltérést mutatott bizonyos típusu megbetegedésekben. Az is látható volt már az eddig feldolgozott kísérleti anyag alapján is, hogy ha az egyedi jellemzők átlagértékei jelentősen el is térnek egymástól, bizonyos valószínűséggel az egészséges és a beteg konkrét jellemzője fedheti egymást. A fedési valószínűség csökkentése csak több jellemző együttes statisztikájának a felhasználásával történhet, ez egyébként megfelel annak az orvosi gyakorlatban használt diagnosztikai módszernek, amely a normálistól mutatkozó eltérések együttesét értékeli - és ez az értékelés nem egyszerű addíciója az egyedi eltéréseknek külön létrehozó okoknak. Természetesen mennél több jellemző együttes eloszlását akarjuk statisztikai módszerekkel, megbízhatóan áttekinteni, annál nagyobb elemszámú minta szükséges ehhez, még a Wald-féle szekvenciális módszer felhasználása esetén is az eddig feldolgozott anyagnál legalább két nagyságrenddel nagyobb elemszámú mintát kell áttekintünk.

3. Az eddig ismertett módszer lényegében a hagyományos diagnosztikai technika gépi realizálását jelenti; mindössze annyiban terjeszti azt ki, hogy egyrészt olyan bonyolultabb elektrogeometriai jellemzőket ill. átlagértékeket is figyelembe vesz, amelyek szemmel nem értékelhetők, másrészt sokkal megbízhatóbb statisztikára támaszkodik (legalábbis elég nagy "tanulmány" feldolgozása után), mint ami heurisztikus elemek alapján a diagnosztizáló orvos "intuíciójában" kialakul. Az egyre finomabbá váló, tanítóval működő alakfelismerő algoritmusokat nem láttuk célszerűnek közvet-

lenül alkalmazni, mert túl nagyak éreztük az alaptér dimenzióját, ezért a munka első fázisában az volt a fő célkitűzésünk, hogy olyan lényegkiemelő transzformációkat keressünk, amelyek alapterünket lényegesen kisebb dimenziószámú alakzattérbe transzformálják. E transzformációk eleve adott alapeleme, hogy a 3 hurkot, és az ST szakaszt külön-külön vizsgáljuk. Egy másik törekvésünk volt, hogy alkalmas transzformációval - a lényeg elvesztése nélkül - az egyes hurkokat leíró háromdimenziós vektorok sorozatát két dimenzióba transzformáljuk. Egyelőre hat olyan transzformációt sikerült kialakítanunk, amelyek lényegmegtartónak tűnnek, közülük a "leghatásosabb" kiválasztása még további vizsgálatokat igényel.

A hat transzformáció közül kettő egy-egy síkra vetíti a momentán vektorokat. Az egyik sík normálisát az a követelmény szabja meg, hogy maximális legyen rajta a tekintett hurok által meghatározott (a vektorai által surolt) vonalfelület vetületének területe. E sík egyik koordináta tengelyét viszont a tekintett hurok leghosszabb vektorának merőleges vetülete jelöli ki. A másik síkot úgy vesszük fel, hogy tartalmazza a tekintett hurok leghosszabb vektorát - ez lesz e sík egyik koordinátatengelye - és e feltétel mellett a hurok által határolt felszín vetületének területe legyen maximális.

Másik két transzformáció ugyanezen síkokba forgatja a momentán dipólusmomentumvektorokat, és pedig úgy, hogy egyrészt a leghosszabb vektorral bezárt szögük ne változzék, másrészt a forgásszög ne legyen $\pi/2$ -nél nagyobb.

Az utolsó két transzformáció gömbi transzformáció. Keressük ti. a hurok vektorainak egy olyan lineáris transzformációját (az egyik esetben kikötve a transzformációs mátrix szimmetrikus voltát is), amely a lehető legkisebb négyzetes összhibával egységvektorokba (azaz az egységgömbön fekvő végpontú vektorokba) viszi át a hurok vektorait. A képvektorok végpontjai ekkor két gömbi koordinátájukkal jellemezhetők.

Természetesen mindegyik transzformáció esetén a valódi momentán vektorok pontos megadásához még egy harmadik koordinátasorozat is szükséges lenne (a 4 sík esetén pl. a harmadik derékszögű koordináta, az egységgömb esetén pedig az az adat, amely megmutatja, hogy a transzformált vektor kívül vagy belül fekszik-e az egységgömbön, és milyen távolságban van attól a végpontja), a 6 transzformációt azonban éppen azért tekinthetjük lényegmegőrzőnek, mert a harmadik rendezősorozat vizsgálatát csak egészen durván kell elvégezni. (Pl. előjelviszonyaik "nagyjából" helyesen alakulnak-e, és egy bizonyos relatív korlátnál kisebbek-e abszolút értékben?)

Az így adódó alakzatterek dimenziószáma már hozzáférhetővé teszi az alakzatfelismerő tanulóalgoritmusok használatát, de még mindig rendkívül nagy tanulmányanyagot igényel. Ezért további dimenziócsökkentésre célszerű törekedni, amelynek egyik lehetséges módja az eredetileg adott függvénynek, annak valamilyen alakzattérbe történt transzformáltjának, esetleg auto- vagy alkalmas ideális függvénnyel vett keresztkorrelációjának megfelelően megválasztott sortranszformáltjára áttérni, és ennek első néhány együtthatójára szorítkozni. Mielőtt azonban erre áttérnénk, legyen szabad megemlíteni, hogy a fent vázolt hat transzformált vizsgálata révén jutottunk el több fontosnak látszó másodlagos kritikus pont fogalmához.

4. A Fourier-sorfejtés technikájával már többször próbálkoztak, részben mert az EKG ill. VKG -jelek közel periodikus volta ezt a technikai módszert önként kínálja, részben kifejezetten adatredukációs célokból. E kísérletek azonban nem vezettek túl biztató eredményekhez, és ezért nem terjedtek el. Az eredménytelenség okát talán abban kereshetjük, hogy egyrészt koordinátafüggő függvények (egyedi elvezetések, ill. elvezetéspárok által létrehozott hurkok) sorfejtésével próbálkoztak, másrészt e sorfejtés első együtthatóinak függése kevésbé lényeges faktortól (hurok keskenysége, nem kóros változások a befutás sebességében) nem sokkal kisebb, mint komoly megbetegedéseket jelző faktoroktól. Auto- és keresztkorrelációs technikával tudásunk szerint nem próbálkoztak, de a fent említett két szempont figyelmen kívül hagyása nyilvánvalóan itt is kiábrándító eredményekhez vezetett volna.

Ezért mi - a Fourier-sorfejtés technikájában elsősorban alakzattér-dimenziószám csökkentési lehetőséget látva és keresve - úgy próbálkoztunk meg ennek alkalmazásával, hogy egyrészt a koordinátafüggőséget lehetőleg elkerüljük, másrészt a nem körjelző tér- és időbeli deformációkat igyekeztünk figyelmen kívül hagyni. A koordináta-rendszer specifikus hatásának és térbeli lényegtelen torzulásoknak az eliminációja - a QRS hurkot véve alapul - olyan szimmetrikus, pozitív definit mátrixszal történő szorzással biztosítható - legalábbis részben - amely minimalizálja egy etalonhoz képest a hibanégyzetösszeget, miközben a sajátértékek viszonya bizonyos korlátok között kell, hogy maradjon (a két görbe összetartozó pontjait ekkor nem az időpontok egybeesése, hanem a geometriai közelség értelmezi). Az időbeli torzulásokat viszont úgy elimináljuk, hogy a valódi görbén megengedjük az időnek olyan transzformációját, amelynek elsőrendű távolsága az azonos transzformációtól elég kicsi (itt a hurok különböző szakaszai különböző érzékenységek, és így különböző korlátok róhatók ki az egyes szakaszokon az elsőrendű távolságot korlátozó állan-

dóra) és amely minimalizálja az idealizált etalontól mért eltérésnégyzetek összegét. (Megemlítjük itt, hogy a gömbi transzformáltaknál nincs szükség koordináta-ill. tér-, csak időkorrekcióra). Ennek végrehajtása után történik meg az egyes alakzatterekben kapott mintasorozatok alapján a Fourier-sorfejtés, és az első néhány együttható alapján a felismerő algoritmus tanítása, ill. használata. Kezdeti tapasztalataink elég jók.

Az auto- és a keresztkorrelációs technika alapulhat skalár ill. vektori szorzatot - ill. síkbeli ábrák esetén komplex szorzástípust - alkalmazó integrációs technikára, ahol a koordinátarendszer- és térbeli torzulásokat elimináló lineáris tértranszformációt, ill. az időbeli torzulásokat elimináló időtranszformációt úgy választjuk meg, hogy az etalonnak önmagával vett autokorrelációs függvényében jelentkező tipikus jellemzőket a lehető legkisebb hibanégyzetösszeggel reprodukáljuk. E technika hatékonyságáról, jelenleg még nem tudunk érdemlegeset mondani.

5. A közeli jövőben a fentiekben leírt program széles tanulmányagon történő végrehajtása ill. kiértékelése és kipróbálása - és ennek alapján esetleg további finomítása mellett egy nyelvészeti jellegű diagnosztikus program felépítésével kívánunk foglalkozni. Itt tulajdonképpen egy olyan operátornyelv kidolgozására gondolunk, ahol az egyes operátorok jóldefiniált módon hatnak az operandusokra (amelyek mindegyike adott időbeli befutása: az adott térbeli huroknak) - és ahol a különböző operátorokat az elemi sérülések hatását ismerve alakítjuk ki. Ezek alapján egy olyan szó - azaz elemi operátorsorozat - megalkotására törekszünk, amely az etalomból a vizsgált vektorhurokhoz időben és térben is a lehető legközelebb álló hurkot hozza létre. Ennek az alap gondolatnak megfogalmazható egy stochasztikus, az utóbbinak pedig egy játékelméleti általánosítása. Valamennyi modell tárgyalható az automaták ill. algoritmusok elmélete alapján is, és ezek realizálását is tervbe vettük a későbbiekben.

6. Befejezésül megemlítjük, hogy a programcsomagok Razdan-3 Algol reprezentációban készültek az Egyetemi Számítóközpont közreműködésével.

Kerekasztal-konferencia

a

KISSZÁMITÓGÉPEK ORVOSI ALKALMAZÁSAIRÓL

Elnök: dr. Kalmár László

Részvevők: dr. Aczél György
dr. Csernay László
dr. Csibi Sándor
Gulyás Ottó
dr. Győri István
dr. Hahn István
dr. Horváth Mihály
Hunya Péter
dr. Kállai Nándor
dr. Lamm György
dr. Stefano Leviaidi
dr. Madarász István
dr. Makay Árpád
dr. Németh József
Popper György
dr. Tarján György

K a l m á r László akadémikus elnöki megnyitója:

Kedves Elvtársak, kedves Vendégeink!

Ma délutáni programunk az, hogy egy kerekasztal megbeszélést tartunk a kisszámítógépek orvosi és biológiai alkalmazásáról. A kerekasztal megbeszélést megnyitom. Tudjuk, hogy a nemzetközi munkamegosztás és együttműködés keretében Magyarország kisszámítógépek fejlesztését ill. gyártását vállalta. Néhány példányban máris elkészült és eladásra került a Videoton 1010 B jelzésű kisszámológépe. A közeljövőben további kisszámológépek is létrejönnek, azonkívül a Központi Fizikai Kutató Intézet már kis szériában létrehozott egy TPA illetőleg TPA/1 kisszámológépet, dolgozik egy TPA 70 elnevezésű kisszámológépen. Mint-hogy nagy számológépet csak import útján hozhatunk be, probléma ezeknek is a minél jobb kihasználása, de mint gyártó országnak feladatunk, hogy a kisszámológépek alkalmazástechnikáját a legkülönbözőbb irányokban fejlesszük. Egy ilyen irány, és erre éppen a mi konferenciánk ad alkalmat, az orvosi és vele kapcsolatosan az orvos-biológiai alkalmazás. Azok az elvtársak, akiket kerekasztal megbeszélésünkre meghívtunk, többnyire olyanok, akik már különböző irányokban elindultak a kisszámológép alkalmazástechnikai vonalán. Arra kérek mindenkit, hogy azokról a tapasztalatokról, amelyeket tudnak és azokról a tervekről, amelyek a későbbiek során előreláthatólag megvalósulásra kerülnek, beszámoljanak. Fel lehet vetni természetesen ötleteket, és olyan terveket is, amelyeket esetleg majd valaki más vesz fel kutatási programjába. Kérem a résztvevőket, hogy sorban fejtsék ki álláspontjukat.

S. L e v i a l d i :

Nápolyban, a kibernetikai intézetben egy amerikai kisszámítógépet használnak. Az alkalmazási területeket érintve két kutatási témát emelek ki. Az egyik: bioelektromos jelek processzálása és statisztikai feldolgozása állatkísérletben, alvásélettani szempontból. A másik: alakfelismerési témakör. Itt különösen érdekes egy speciális, gyors adatbevitő hard-ware rendszernek a kidolgozása, amelyet ehhez a géphez illesztettek, illetve illeszteni fognak. Az alakfelismerési kutatások célja: három dimenziós alakfelismerési algoritmusok kialakítása bizonyos hidro-biológiai, közegészségügyi és más felhasználásokat érintő, ill. más felhasználásokat lehetővé tevő célkitűzéssel. Ami a kisszámológépek megválasztásával kapcsolatos tapasztalatainkat illeti, ezeket egy általánosítható algoritmusba talán úgy lehetne sűriteni, hogy elő-

szőr is egy megfelelő bizottság létrehozására van szükség, amelyik a piacon kiválasztja az adekvát géptípust. Ehhez meg kell vizsgálni a piacon található összes típusokat, a döntést pedig a következő sorrendi, tehát értékrendi szempontok alapján kell meghozni: 1) a rendelkezésre álló soft-ware mennyisége és minősége, 2) a gép használhatósága a flexibilitás szempontjából, 3) az illető országban rendelkezésre álló szerviz színvonala, és végül utolsóként a gép beszerzési ára.

K a l m á r László:

Nagyon hasznos volt számunkra, hogy láttunk egy olyan országbeli kutatást, ahol a gép kiválasztásánál valóban figyelembe lehet venni a felsorolt paramétereket. Nálunk természetesen a devizahelyzet befolyásolja ezt a kérdést. Azzal azonban feltétlenül egyetértünk, hogy Leviai doktor által felsorolt szempontok, mint abszolút szempontok helyesek. Ha azonban most közeledni próbálunk a nálunk lehetségesnek látszó kutatásokhoz a kisszámológép alkalmazásával kapcsolatban, úgy gondolom, hogy elsősorban a Távközlési Kutató Intézet munkatársait kell meghallgatnunk, akik az Országos Kardiológiai Intézettel együttműködve már eddig is szép eredményeket értek el.

C s i b i Sándor:

Néhány gondolatot szeretnék felvetni azokból a problémákból, amelyekről holnap munkatársaim részletesebben beszélnek. Úgy gondolom, hogy a mi szempontunk a kisszámítógépekkel kapcsolatban más, mint az az alkalmazási terület, amelyről Leviai professzor beszélt. Amire koncentrálnunk, a kis gépek tömeges alkalmazása. Itt többféle irányban merül fel probléma. Egyrészt tudjuk, hogy orvosi alkalmazásokra már eddig is célkészülékeket és műszereket állítottak elő, és használatba is vettek. Itt már egy sikeres és kialakult gyakorlattal állunk szemben. Másik oldalon tekintetbe kell venni, hogy Magyarországon már most rendelkezésre állnak nagy központok orvosi kutatás számára. Ezeknek elég sok, forintban vagy dollárban is kifejezhető anyagi kutatási alapjuk van. Helyesen kell bevezetni a területre a kisszámítógépet, de ehhez megfontoltan kell eljárni. Alaposan végig kell gondolni, hogy tömegszolgáltatások esetén milyen szolgáltatás megvalósítására van szükség. Erre irányul a mi konkrét munkánk is kollaborációban a Kardiológiai Intézettel, ahol EKG görbéekkel kapcsolatban akarunk teljes szolgáltatást létrehozni. Úgy látjuk, hogy a kisszámológépek akkor érnek valamit, ha teljes szolgáltatásaik ki vannak dolgozva, azaz a standard számítástechnikai konfiguráción kívül fel vannak szerelve célberendezésekkel, plusz célprogramrendszerekkel és operációs programrendszerekkel. Úgy érezzük, hogy ha

ez nem valósul meg, akkor a kis gépek csak arra valók lesznek, hogy félretegyék őket, ami nagyon rossz lenne. Így az első vitatéma, amit itt közre szeretnék bocsátani, a teljes szolgáltatás kérdése. Ennek a szolgáltatásnak (ha már konkrétan még van határozva) meg lehet vizsgálni a gazdaságosságát, itt azonban a szempontok mások lesznek, mint a kutatásnál. A kérdésnek e fokán elő fog kerülni a páciensre vetített szolgáltatásoknak az összege, amit külföldön és már nálunk is vizsgálnak. A másik, amire tekintettel kell lenni, hogy mekkora a páciens egyetlen alkalommal való szereplése kapcsán a vizsgálatára fordítandó, vagy általa igénybe vehető számítástechnikai szolgáltatások nagysága. Nyilvánvaló, hogy a kiszámítógépeknek akkora szolgáltatás-mennyiséget kell produkálni, amennyi csak beléjük fér. Lényeges tehát, hogy ez a szolgáltatás egy speciális célú, időosztású szolgáltatás legyen kihelyezett konzolokkal. Ezek azok a gyakorlati kérdések, amelyeket fel kívántam vetni. Matematikai szempontból az lenne a megjegyzésem, hogy konkrét kérdésként fel kell vetni a tömeges alkalmazás szempontjából optimális algoritmusoknak, ill. az algoritmusok elméletének és programtervezésének a kérdéseit. Egy olyan városban, mint Szeged, ahol azt hiszem Magyarországon a legérdekesebb és legrangosabb matematikai iskolák működnek, fontos arról beszélni, hogy ezek a témakörök nemcsak a matematikai logikához, az automaták elméletéhez, vagy a statisztikához tartozhatnak, hanem ezek épp a számítástechnikai alkalmazásaik vetületében, ha első pillanatban távol is esnek, gyümölcsöző kutatások kiindulásai lehetnek.

G u l y á s László:

Ugy gondolom, ha mi most nagyon gazdagok lennénk és Magyarországon nagyon sok gépet gyártanának, valószínűleg az orvosi alkalmazásokban helye, sőt kitértetett helye lenne a kiszámítógépeknek. Egy óriás géphez sokféle rendszert lehet szervezni, és jó ember-gép kapcsolatot lehet vele létrehozni. Mégis úgy érzem, hogy ez az ember-gép kapcsolatnak csak az egyik oldala, és egy kis gép más előnyökkel is rendelkezik. Például egy orvosi munkahelyen, ahol biztonságra kell törekedni, az a kis gép, amely igazodik a kórház, vagy intézmény szervezetéhez, előnyösebb, mint egy olyan, amely mások kezelésében, egy tőle távol álló operációs egységhez tartozik. Gondolok itt elsősorban az intenzív ápolás, az intenzív osztályok speciális problémáira, amit egy nagy gép esetleg nem tud olyan jól biztosítani, mint a kicsi.

K a l m á r László:

Köszönöm a felvetett gondolatokat, és egy tegnapi hasonlatot, a gépjárművek, tömegközlekedési eszközök hasonlatát folytatva, azt mondhatnám, hogy a kis számológép nem feltétlenül a motorbicikli

szerepét játssza, játszhatja egy mentőautó szerepét is. Egy beteg szállítást, ha az sürgős, nem bizzuk tömegközlekedési eszközre, akkor sem, ha ez absztrakte nézve gazdaságosabbnak látszanék. Ezért a kis számológépnek betegellátási eszközként jogosan különleges alkalmazásai is vannak.

H a h n István:

Ha nekem nagyon sok pénzem lenne, akkor én egy nagyon nagy számológépet vennék, sok kis számológéppel, amelyeket hozzákapcsolnék. Ezt, azt hiszem, nem kell itt különösen indokolni, mivel a kisható- gépeknek természetesen sok előnyük van. Ilyen a megbízhatóság, amit Gulyás elvtárs is említett. Arra utalva, amit Csibi elvtárs mondott: nem vagyok egészen biztos, hogy egyszerű ilyen gazdasági számítást elvégezni és azt bizonyítani, hogy a kis gép gazdaságos. Nem vagyok benne biztos, annak dacára, sőt valószínűleg éppen azért, mert gazdasági számításokkal foglalkozom. Másodszor azt sem tudom, hogy kellene-e akkor is, ha lehetne ilyen számításokat végezni, hiszen a gép olyan dolgokat is produkálni tud, amiket az orvos már nem: pl. a betegőrzés, a monitorozás. Talán nem is kellene nagyon firtatni, hogy tényleg olcsóbb-e, vagy drágább a számológép. Rá szeretnék mutatni, hogy ez nem is olyan új jelenség: a tudomány és technika történetében sokszor volt már így. Bebizonyították valamiről, hogy nem gazdaságos, mégis hatalmas erővel áttört, és csak később, egy magasabb szinten érvényesült a gazdasági momentum. Nem kellene, egyszerűen nem kellene triviális gazdasági számításokkal sok időt veszteni, mert ilyen triviális gazdasági számítások igen veszélyesek, ha olyan új minőséggel van dolgunk, mint a számológép az orvostudományban. Még egy szót mondanék Kalmár akadémikus elvtársnak. Miért vennék nagy gépet? Például azért, mert több kórház bevonása fontos lehet akkor, ha az operációkutatás módszerével előre látjuk, hogy mikor lesznek ágyak szabadok, egy-két vagy három megyében. Ezt egy kis géppel nem lehet megcsinálni. Az elmondott példa természetesen csak egy példa, ilyen alkalmazásokat még sokat lehetne felsorakoztatni.

K a l m á r László:

Köszönöm Hahn professzor hozzájárulását, két dolgot szeretnék kiemelni. Közgazdász mondta most, hogy a közgazdasági számításokat nem szabad fetisizálni, és főleg azért nem, mert most nem tudjuk kiszámítani, hogy egy ismeretlen hatás a jövőben mennyi hasznot hozhat az emberiség számára. A másik gondolat nagyon fontos kiegészítés ahhoz, amiről eddig beszéltünk. Ne feledkezzünk meg arról, hogy mi nemcsak kishatógépek gyártását vállaltuk, hanem ezek a kishatógépek bele

fognak illeszkedni egy nagyobb rendszerbe. Szeretném, ha megbeszélésünket kiterjesztenénk ebbe az irányba is.

G h i c z y Kálmán:

A Távközlési Kutató Intézettel való közös munkánkban a számítógéphez mi megrendelő félként, vagy tanulóként kapcsolódunk csak be. Azt, amivel mi foglalkozunk, én talán klinikai felhasználásnak nevezném. Az orvos minden nap számtalan adatot vesz fel, és ezen adatok alapján döntéseket hoz. Nagyon sok adat van a klinikumban, de kezelni egyszerre keveset tudunk. Mi ott szeretnénk segítséget a számítógéptől, hogy több adatot biztonságosan tudjunk kezelni. A másik, amit szeretnénk, hogy a döntések közül azokat, amelyek nem kevésbé fontosak, de naponta megterhelnek bennünket, áthárítsuk a gépre, amely szintén tud döntést hozni, ezt elénk terjeszti, és ennek következtében több szabadidőhöz jutunk. Ehhez szükséges, hogy a gép közeljövőben hozzánk, hogy az összekötő kapocs olyan legyen, hogy azt rögtön, gyorsan és egyszerűen tudjam használni. Ne kínáljanak meg engem azzal a lehetőséggel, hogy egy felvett lapra írjam ki az adatokat, azt elviszik, lukasztják, majd átviszik valahova, mert addigra én már a negyedik kórteremben vagyok és más problémákkal foglalkozom. Ha ez így tulzás is, de a lényeg az, hogy mi közvetlen összeköttetést szeretnénk.

L a m m György:

Szeretném kiegészíteni, amit Ghicz y kolléga elmondott azzal, hogy ennél valamivel többet is kívánunk, nemcsak diagnosztikai és terápiás, hanem egészségpolitikai és tervezési területen is. Én azt várom, hogy a nagyon korlátozott erőnket az igen nagy feladatokhoz célszerűbben és észszerűbben tudjuk hozzászabni. Távoli példaként felhozható, hogy ma minden országban azzal mérik le az egészségügy fejlettségét, hogy x lakosra hány ágy esik. El tudom képzelni, hogy egy fejlettebb számítástechnika alkalmazásával el fogunk jutni oda, hogy az lesz a jó paraméter az egészségügyileg fejlett ország szempontjából, hogy hol kell a legkevesebb ágy, mert ez azt fogja jelenteni, hogy hol jobb a preventív medicina. A kisszámítógép mellett szólva, Csibi Sándor előbbi gondolataihoz két dolgot fűznék hozzá. Az egyik, hogy nevelési szempontból fontos pszichológiai feladatot, lehetőséget látok a kisszámítógépekben, közelségük miatt. Ami azt jelenti, hogy a számítógép jelenléte egy kórházban sokkal jobb lehetőséget teremt arra, hogy mintegy inficiáljuk kollégáinkat, jobb lehetőséget teremt arra, hogy az orvosok megpróbálják orvosi adataikat valamilyen felhasználható és értékelhető formában nyerni, tárolni és azután gépre vinni. A másik, ami ugyan csak a kisszámítógépek mellett szól (és szerettem volna, ha Csibi Sándor részletesebben kifejti), a teljes kihasználás problémája. El kell ismernünk,

hogy az orvosok körében a számítógép felhasználási lehetőségeinek sokoldalúsága nem egészen és nem a kívánatos mértékben ismert. Jó lenne, ha valahol egyszer orvos által is érthető verbális nyelvre lefordítanák azt, hogy a 1010 B gép kicsi, de azért el tudja látni például 4 db 200 ágyas kórház teljes adminisztrációját, ágynyilvántartását, betegfelvételét, plusz még klinikai diagnosztikai segítséget ad, a járóbeteg ellátásban segít, és emellett kutatni is lehet rajta. Ha ezt egyszer így lebontva elmondanánk, akkor a Kalmár akadémikus által említett kis motorbicikli valahogy valósabb közelbe kerülne, és nem lenne a teljes kihasználás gondolata a további fejlődés szempontjából gátló tényező.

N é m e t h József:

Hahn professzor hangsúlyozta a rendszer gondolatát. Nagyon lényeges, hogy minden kissetítőgép, ami ilyen célra települt, úgy legyen tervezve, hogy a dolgok fejlődésével be tudjon csatlakozni a nagyobb hálózatba. A másik, ami lényeges, hogy egy ilyen rendszer az egész országra, vagy nagyobb területre vonatkozóan egységesen legyen elképzelve. Én nagyon-nagyon lelkesedem ezért a teljes rendszer és kiterjedt szolgáltatás gondolatért. Egészen biztos, hogy nagy számítógépekre ebben a rendszerben szükség van. Egy iskolapéldát idézve: az ágynyilvántartást regionálisan, kis helyeken nem célszerű végezni, hanem sokkal nagyobb körzetekben, ha operációkutatást is akar valaki. A másik kérdés az, hogy a konkrét szolgáltatásokat alaposabban kell elemeznünk, az orvosok szélesebb körű bevonásával. Időszelvé vált összeülni azokkal, akik az országnak az egészségügyi szerveiben dolgoznak, terveznek, a teljes szolgáltatások mérlegelése céljából.

K a l m á r László:

Szeretném Ghiczy és Lamm főorvos urak hozzászólásából kiemelni, hogy a gép sohasem arra való, hogy az embert pótolja, hanem, hogy az ember válláról levegyen olyan feladatokat, amelyek már megérték arra, hogy gépesítsük őket. Természetesen a motorbicikli, vagy mentőautó hasonlat, mint minden hasonlat sántít, azt akartam ezzel kiemelni, hogy kissetítőgépekre szükség van annak ellenére, hogy nagy számológépeket is szerzünk be. Valóban nagyon fontos volna, hogy az orvos számára még szemléletesebben, konkrétan legyen lebontva napi munkájára vonatkozóan az, hogy mennyit ér, ha egy ilyen vagy olyan kapacitású számológép áll rendelkezésére. Az eddigi felszólalók ugyan hangsúlyozták, hogy ők a klinikum részéről szólnak hozzá, mégsem tudták szó nélkül hagyni a betegszervezés kérdését, az egész preventív medicinát, tehát olyan kérdéseket, amelyekről eddig itt még nem volt szó. Éppen ezért örömmel ragadom meg az alkalmat, hogy az Egészségügyi Minisztérium Kórházi Főosztályának vezetőjét, Aczél György elvtársat,

megkérjem, hogy fejtse ki véleményét.

A c z é l György:

Azt hiszem az asztal körül az egyetlen olyan vagyok, aki számítástechnikával napi munkájában nem foglalkozik. Funkciónál fogva azonban nagyon is érdekelt vagyok ebben a kérdésben. Nem fogok tehát belemélyedni azokba az összefüggésekbe, amelyeket nem értek, de megpróbálom egy kicsit gondjainkat jellemezni, és örülök annak, hogy Csibi elvtárs által mondottakban voltak olyan kérdések, amelyek bennünket a minisztériumban is foglalkoztattak. Az egyik az, hogy Magyarországon a számítástechnikai program kormányprogram. Ennek van egy legfelsőbb szintű koordinációja, friss határozatokkal, teendőikkel, s ez bizonyos szempontból előny számunkra. Ugyanakkor van ennek másik oldala is: be kell állnunk a sorba, és nem lehet ötletszerű, egyedi, az egészsből kilógó programokon törni fejünket. Ez két dolgot jelent: az egyik az, hogy van egy nagy-gép fejlesztési program és ez különböző szakterületeken már jelentkezett Magyarországon. Az egészségügyben a nagy gép még nem jelent meg, de törjük a fejünket rajta. Másrésztől nyilvánvaló, hogy a kisgép-probléma (amit az elvtársak úgy fogalmaztak meg, hogy a tömeges igénybevétel szempontjából felmérendő kisgép-probléma), országos probléma és nem egészségügyi. Viszont van egészségügyi vetülete, nevezetesen az, hogy ha ez valóban tömegmértékű rendszer, és ha Magyarországon tömegmértékű alkalmazásának a feltételei nem abból adódnak, hogy Magyarország gyárt ilyen gépet, hanem reális szükségletekből, nos akkor ezt figyelembe kell venni saját programunk kialakításánál, még akkor is, ha nekünk az a véleményünk, hogy az egészségpolitika feladata az irányítás, és ebből a szempontból előbb a nagy gépre van szükség.

Az egészségügyi alkalmazásra épülő egész rendszer szempontjából az a koordinációs adatmennyiség, amely jelenleg a rendelkezésünkre áll, renkívül szegényes. Az információk azonban a koordináció szükséges előfeltételei. És az egészségügyön belül is ez a helyzet. Itt most ül egy pár orvos és az egészségügy területén dolgozó szakember, ezenkívül ebben az évben három olyan rendezvényen is résztvettem, ahol egy sor itt jelen nem lévő, az egészségügy legkülönbözőbb részterületein dolgozó szakember volt, és még ezzel együtt sincs birtokunkban elegendő információ. A kis gépes lehetőségre - mint egy reálisabbnak látszó és megközelíthetőbb megoldási módra - természetesen fel kell készülnünk. Én egyetértek azzal az aggálylyal, hogy a kis gép bevezetésének igénye az orvostudományba, a kevésbé informáltakban egy olyan érzést vált ki, amely inkább az alkalmazás

akadályává, semmint hasznára válik. Miért van ez így? Az az érzésem, hogy az orvos és a számítástechnikus szakember kapcsolatában még mindig van egy csökkenő, de eléggé éles árok. Az árok két széléről kiabálunk át egymásnak és próbálunk szót érteni. Én nagyon figyelem, hogy e tekintetben tudunk-e valamit tanulni. Másrésztől kívánatos lenne, hogy azok a kollegák, akik gépi feladatokon dolgoznak, szintén többet értsenek meg azokból, amelyek a mi igényeink lennének.

Egy másik gondolatként szeretném felvetni a kihasználás kérdését. Állampolgári kötelességünk, hogy ha valahol lesz egy ilyen kis gép, az tisztességgel, jól ki legyen használva, itt üres járat nem lehet. Tisztázatlan még, hogy vajon a kis gép arra jó-e, hogy nagy volument, nagy adat-volument fogjunk meg, vagy arra jó, hogy kis területet fogjunk át mélyen, vagy mind a két lehetőség megvan. Ugy gondolom, a kis gép felhasználásának egyik nagy problémája számunkra az, hogy még nincs képünk arról, mi is fér bele egy ilyen kis gépbe.

Hadd mondjam el, hogy volt egyszer egy látogatónk a WHO-tól, aki próbálta felmérni a programjainkat, terveinket - nagyon egyszerűen, okosan. Orvos-matematikus volt. Az egyik számunkra óriásinak tűnő feladatra azt mondta: "uraim, ennek gépi megoldása egy félóra", egy másik témánál, amiről azt hittük, hogy egy reálisnak látszó program: "a világon sincs olyan gép, amelyik ezt elbírná". A mi mértékünk és arányérzékünk a gép és a lehetőségek közötti egyeztetés szempontjából jelenleg még nem elég fejlett. Azt hiszem, ebben a tekintetben is kellene egymáshoz tovább közeledni. Nagyon megragadó dolog, amit Csibi elvtárs mondott, azaz hogy a nagy rendszerbe kell beilleszteni minden lépcsőt. Ám éppen ez a mi problémánk. Ha ugyanis ez országos rendszer és nemcsak az egészségügyé, de az egészségügyé is, és arra az elvre épülne fel, hogy van egy nagy központ, ami elsősorban az állami irányítás céljait szolgálja, és utána jelentkeznek decentrumok, akkor már a legelső decentrumnál gondolkodnunk kell azon, hogy mit akarunk vele elérni, mert ez egy kicsit a kísérlete is lesz a további decentrumoknak, további lépcsőknek. Ha ugyanis azt nézem, hogy 25-30 év múlva milyen lesz a há-lózat, akkor tudomásul kell vennünk, hogy ezzel az első decentrummal kell lemérnem és előkészítenem a további lépcsőfokokat. Ebben a pillanatban ez egy nagyon kritikus programmá válik, nagyon meg kell fontolni az első kis-gépnek elhelyezését, a magyar egészségügyi szolgálaton belül. Én ezt elsősorban a kórházi adatszolgáltatásra, a kórházon belüli betegadatszolgáltatásra vonatkoztatva gondolom, nem diagnosztikus gépre gondolok, hanem arra, hogy a kórházi adminisztrációt, sőt annak nem orvosi részét is el kell vállalnia. A nem orvosi adminisztrációt feltétlenül rá lehessen vinni, mert azt

bűn volna nem rávinni. A kis gép területen való felhasználása tekintetében azonban egy olyan probléma is van, hogy adódhat a területen olyan igény, amelynek kielégítése jól elképzelhető a kiscépen, és esetleg egy ehhez kapcsolt nagy-gépen. Ha azonban ezt jobban megvizsgáljuk, akkor majdnem kizártnak tartom, hogy ezt a modellt általánosítani lehessen, hiszen ez azt jelentené, hogy gépre viendő témáinkat úgy válasszuk meg, hogy a kiscépre tesszük, ami abba belefér, és ily módon nem a megoldandó problémákból indulunk ki. Ehhez kapcsolódik az, hogy hálózatfejlesztési elképzeléseinkben figyelembe kell venni a 100.000 km²-t, a 10 millió embert, vagy a 180.000, később 200.000 egészségügyi dolgozót, és azt kell vizsgálnunk, hogy mekkora hálózat kiépítésével lehet jól elképzelni, hogy a hálózaton belül milyen lépcsőket kell létesíteni, és milyen kezdeti lépéseket kell megtenni. Ezért érzem nagyon fontosnak az első lépcső problémáját, ezért érzem fontosnak az első lépcső programjának, elhelyezésének megoldását, mert félek az, hogy esetleg kellő tapasztalatot nem hozó kísérletből indulunk ki, ami később nagy idővesztéséget jelent.

K a l m á r László:

Engedjék meg, hogy az elhangzottakból kiemeljek egy - a kiscépre vonatkozó - konkrét tanulságot. Nevezetesen azt, hogy a kiscép, mint terminológia nem nagyon szerencsés, könnyen félreérthető. Régen a gépek nagy alkatrészekből épültek fel, ezekből túl sok kellett, egy egész terem betöltötték. A mai integrált technikában kiscépnek nevezzük a gépet, amelynek térfogata kicsi, de nyilván modernkiscépről kellene beszélnünk, amelyben kihasználjuk a három számítógép-generáció technikai lehetőségeit. A ma felépíthető gépek között ezek azért mégis kicsik maradnak. Azonban az ilyen kiscépek is - ezt ritkán szoktuk hangsúlyozni - univerzális gépek. Egy univerzális gépet, hogy megint rossz hasonlatot mondjak, lemezjátékszóhoz hasonlítanék, amelyikre fel lehet rakni tetszés szerinti lemezeket. Tehát az, hogy mit csinál, mit játszik a gép, attól függ, hogy milyen software-vel használjuk. A software készítőre, tervezőre és arra, aki a software tervezőt instruálja nagy felelősséget ró a további munka. Ugyanazt a gépet fel lehet használni úgy, hogy látszólag ki van használva a kapacitása, de csak a bürokráciát növeli. Növeli pl. a kérdőívek számát, de nem ad a gyógyító orvos számára használható információt. Ki lehet azonban egy gépet úgy is használni, hogy a lényeges, az életből vett feladatokat, amelyekre égető szükség van, megoldja, és ha még szabad kapacitása marad, mellesleg azon is lehet gondolkodni, hogy arra az időre milyen lemezt tegyünk föl rá. Összefoglalva: számológépes szemlélettel kell a

dolgokhoz hozzáfogni, fontos a közös nyelv megteremtése, hogy megértsük egymást, és ne próbáljuk egymást sem félrevezetni, de ne is segítsük egymást félreérteni a dolgokat. Egy nagy gépre, olyan szervezeten belül, mint az ország egészségügye, nyilván szükség van. Ettől függetlenül a kis számológépeknek van egy nagy előnyük, az hogy nincsenek olyan távol. Erre hadd mondjak el egy példát. Hallottam, hogy egy olyan kis számológép volt a közelben, amelyhez a nővérek is hozzá tudtak férni. A nővérek odalopakodtak a géphez, és a másnapi vizsgálati programot, csak úgy próbaképpen egy kis cédulára kiírták, aztán zsebetették, eldugták, és ezzel saját maguk tapasztalták, hogy saját szempontjukból, bizonyos célokra hasznos lehet a gép.

Ilyen tapasztalatot nagy számológéppel nehéz szerezni. A kis számológép sokkal alkalmasabb a számítógép-kultúra terjesztésére, erre pedig szükség van minden vonalon, legfőképpen pedig az egészségügy vonalán. A kisgép természetesen nem pótolja a preventív medicina előtt álló feladatok megoldása szempontjából az ágylétszám tervezésére alkalmazandó nagygépeket. Addig is, amíg ilyen lesz, a rendelkezésre álló ágylétszámot optimálisan kell az operáció-kutatás szempontjából megoldani. Ha például az ember az IBUSZ-ban helyjegyet vesz a Szeged-Expresszre, kimegy az állomásra és ott konstatálja, hogy egy másik utasnak ugyanarra a helyre van jegye, ebből legfeljebb egy kis csete-paté lesz, de jön a kalauz, megállapítja, hogy van itt elég hely, békét csinál, és a kérdés megoldódik. Ha azonban ugyanez történik két életveszélyben lévő beteggel, akik számára ugyanazt a kórházi ágyat utalták ki, ez már katasztrófális. Most pedig átadom a szót Madarász Istvánnak, a SZOTE Élettani Intézetéből.

M a d a r á s z István:

Azt hiszem a SZOTE Élettani Intézetének itt nem lesz szerepe, mert ezuttal nem arról szeretnék beszélni, amit a fiziológus a számológéptől vár, bár az agykutatás, a neuro-kibernetika, természetesen nagyon érdekel. Ugy érzem azonban, hogy a mostani megbeszélés célja nem egészen ez. Ezért az engem érdeklő kutatási területről csak egészen röviden annyit kívánok mondani, hogy a kis számológépeknek az az alkalmazási területe, amelyről eddig már szó esett, még ki kell hogy bővüljön a speciális diagnosztikai lehetőségeknek azzal a sorával, amelyet éppen a neuro-fiziológiai kutatási irány eddigi fejlődése tett lehetővé. Még nem volt eddig szó róla, de alkalmazható kis számológép, sőt célszámítógép is, például objektív audiometriára, amelynek egészségügyi jelentőségét azt hiszem nem lehet eléggé hangsúlyozni. Ugyanigy nagyon alkalmasak a kisgépek más, hasonló jellegű

szűrővizsgálatok alapparamétereinek a föl vételére, például látás-élesség vizsgálatra, munkaélettani tömegvizsgálatokra olyan típusu automatizált, automatikusan vezérelt reakció idő és cselekvési idő tesztek segítségével, amelyekről már néhány szó esett is. Itt vannak a nukleáris medicina alkalmazási lehetőségei, a radioaktív izotopok segítségével végzett vérkeringési tesztek, az elektrokardiogram kiértékelés és egyebek. Ezek azok a területek, ahol a kisgépek ideálisan alkalmasak. Azonban mondanivalóm lényegére most térnék csak rá.

A kérdés ugyanis nem az, hogy lehet-e objektív audiometriát, EKG diagnosztikát, izotop diagnosztikát, vagy bármi egyebet csinálni ezekkel a gépekkel, mert mindezeket csak akkor fogjuk tudni elvégezni Magyarországon, ha valóban lesznek is kis számítógépek. Elnézést kérek, hogy élesen vettem fel a kérdést, de erről eddig még nem volt szó. Jelenlegi adottságaink szintjén az orvosi alkalmazásokhoz feltétlenül szükséges software és hardware fejlesztés véleményem szerint hátramaradt. Hardware vonatkozásban (remélem ezekről a problémákról még fog szó esni) én most csak egy gyors analóg digitál-konverter és egy ehhez kapcsolódó puffermemória szükségességét vetném fel. Problématis az automatizált klinikai laboratórium adatbeviteli igényeit megoldó operációs rendszer fejlesztésének az ügye. Ez tudomásom szerint kutatási, vagy még ennél is korábbi, kutatás-tervezési stádiumban van.

Még ezeknél is fontosabb a software. Ugy gondolom, a legnagyobb probléma itt van. Szeretném hangsúlyozni: ha a mai megbeszélésen azt akarjuk, hogy tanácskozásunktól valamiféle fejlődés induljon el, vagy hogy nagyobb lendülettel tovább folytatódjon, akkor világosan kell látnunk, hogy ez kulcskérdés. Hiába próbálnánk ma kisszámológépeket alkalmazni, ha az orvos nem kaphat olyan programot, amelyet kér, amelyre szüksége van. Ugy tenném fel a kérdést, hogy van-e elegendő mennyiségben és megfelelő minőségben kifejlesztve, rendelkezésünkre bocsájtva olyan software, amely az elterjeszteni kívánt kisgépekhez alkalmazható. Azt tudom, hogy kormányprogramunk van. Feltételezem, ez azt jelenti, hogy a kormány kívánatosnak tartja a fejlődést. Feltételezem továbbá, hogy a szakminisztérium is kívánatosnak tartja. Egyetértek Kalmár professzorral, és Aczél elvtárral, hogy az egészségügynek az országos adatbegyűjtő és adatfeldolgozó rendszer szempontjából szüksége van más típusu programokra is. Mi azonban most inkább a kórházi, sőt ha szabad azt mondanom a területi alkalmazások lehetőségeiről kell, hogy beszéljünk.

Igy aztán felvetődik a másik kérdés. Engedjék meg, hogy kissé élesen fogalmazzak. Ki és mikor mérte fel nálunk a várható felhasználó igényeket? Én ilyen felmérésről nem tudok. Vannak igények, de aligha tudjuk most ezeket listába sorolni. Hiszen eddigi tanácskozásainkon is bizonyos értelemben random módon vetődtek fel csak az ötletek, és nyilvánvaló, hogy a felméréshez nélkülözhetetlen szakszerűbb, több orvos bevonásával és rendszeresebben dolgozó kollektíva részvétele. Következésképpen azt javaslom, hogy illetékeseink alakítsanak egy munkacsoportot, a magyarországi felhasználói igények tudományos felmérésére.

Fel kell mérni, hogy lehet-e elegendő mennyiségű agyvelőt koncentrálni a software fejlesztéshez, és ehhez azt is fel kell mérni, hogy hol állnak rendelkezésre ilyen agyvelők. Azt hiszem ismeretes, hogy mi Szegeden tulajdonképpen effektíve évek óta csináljuk ezt a munkát, meg kell mondani, hogy különösebb kormányhatározat nélkül, vagy legfeljebb csak hallgatóságos jóváhagyással. Ismeretesek és egyre nagyobb számban jelentkeznek az eredményei a budapesti kollektívák hasonló erőfeszítéseinek, ezért világos, hogy ezen a két helyen kellene megfelelő munkamegosztással koncentrálni az ilyen irányú fejlesztési munkát. Elég kis ország vagyunk, nem engedhetjük meg magunknak a szervezetlenség luxusát.

Az utolsó kérdés, amelyre remélem, az utánam felszólalók még ki fognak térni, az Aczél elvtárs által is említett ún. első lépcső problémája. Bizonyára mindenki tudja, nyílt titok, hogy a Szegedi Orvostudományi Egyetem beszerzett egy 1010-es gépet, amely néhány hónapon belül működni fog. Az is ismert, hogy ezt nem az egészségügyi kormányzat anyagi támogatásával szereztük be. Én nem vagyok felhatalmazva arra, hogy a szegedi egyetem nevében beszéljek, azonban enélkül is nyilvánvaló, hogy bennünk megvan a készség abban az irányban, hogy a működésbe helyezett gépet erre a célra, tehát a software fejlesztési célra is felhasználjuk. Ezt egyébként az OMF, amely anyagilag támogatta a beszerzést, el is várja tőlünk. Nos, itt vetődik fel az a lehetőség, hogy a nálunk kifejlesztendő software-nek olyannak kell lennie, hogy már tekintettel legyen egy később kiépítendő rendszer tulajdonságaira, a szegedi gép kvázi az első lépcsőként, vagy az első lépcső modelljeként működjön. Ehhez azokban rögtön hozzá kell tennünk, hogy egyetembe beágyazott géprendszer, számos olyan alkalmazást nem tesz lehetővé, legalábbis gazdaságosan, amely területre való. Itt említeném meg, hogy Hay elvtárs a Medicor Művektől, holnap fog beszélni a multiphasic health screening koncepciójának magyarországi adaptálási lehetőségeiről. Nem akarok előadásának elébe vágni, szilárd meggyőződésemen azonban, hogy az egészségügy területén, a tömeges alkalmazást egy ilyen vagy ehhez

hasonló elképzelés keretében lehet majd realizálni. Ha ezt időben elkezdjük, akkor talán Magyarország az európai szocialista országok közül elsőként csinálhat olyat, amely valóban megérdemli a pionir munka elnevezést. Én hiszek abban, hogy az egészségügy, a preventív és a gyógyító medicina területére bevonuló számítástechnika az egyébként is világszerte megbecsült és magas szintű hazai egészségügyi ellátást még magasabbra lesz képes emelni, és érzésem szerint nekünk erre minden lehetőségünk megvan. A fontos az, hogy valakinek el kell vállalnia a gazda szerepét és az ezzel járó felelősség súlyát, és nagyon jó lenne, ha addig nem oszlanánk szét, amíg legalábbis körvonalai-iban ki nem bontakozik, hogy hogyan léphetünk tovább.

K a l m á r László:

Egy gondolatot szeretnék a sokból kiemelni, amit egyébként Aczél elvtárs is kiemelt, hogy sajnos koordinálás, az nincs még Magyarországon, az nincs megtervezve. Van már Számítástechnikai Koordináló Intézet, tehát nem is azt kívánta Madarász elvtárs, hogy most alapítsunk egy koordináló intézetet, hanem hogy munkacsoportokat kell alakítanunk egyes feladatokra. Egy ideig szükség volt arra a bizonyos főhatósági jóváhagyás nélküli, sőt néha helyeslése nélküli fejlesztési munkára, mert ennélkül nem jutottunk volna odáig, ahol ma vagyunk. Ha azonban felismerjük, hogy eszerint már nem haladhatunk tovább, ezt én egy nagyon fontos gondolatnak tartom. Minthogy közben már jelentkeztek a fejlesztési és gyártó intézmények, ez nyilván azt jelenti, hogy eddigi vitánk is elegendő volt ahhoz, hogy reagáljanak az orvosi alkalmazásokhoz szükséges hardware és software problémáinkra. Toperczer elvtársnak adom meg a szót.

T o p e r c z e r Ákos:

Néhány gondolatot szeretnék hozzáfűzni az előttem elhangzott nagyon sok érdekes kérdésfeltevéshez, és hogy éppen most, azt Madarász kolléga hozzászólása váltotta ki. Szeretném megköszönni a Videoton nevében, hogy erre a kollokviumra meghívást kaptunk. Ez azt hiszem onnan fakad, hogy predesztinálva vagyunk arra, hogy túllépjünk a "többiektől tudom" szinten. Az egyes szakterületek közötti koordinálás, információcsatolás meglehetősen gyenge nálunk, és ezért én a Videoton részéről nem mint eladó, nem is mint gyártó, hanem mint két kooperáló terület egyik partnere szeretném fölvetni az elmondandókat.

A 1010 B számítógép általános hardware ismertetését volt szerencsém a konferencia résztvevőinek egy rövid leírás formájában átadni. Ebben van egy blokk-séma, amelyen sok olyan kapcsolási lehetőség, sok olyan periféria föl van tüntetve, amelyekkel ma a Videoton még nem rendelkezik. Feltüntetve azért van, mert szeretne vele rendelkezni, azaz a Videotonnak is

érdekében áll speciális területek speciális hardware igényeit kielégíteni. Nyilvánvaló, hogy ezek a fejlesztések csak sok szerv (intézetek, vállalatok) közös munkájaként jöhetnek létre. Külön szeretnék néhány szót mondani arról, hogy a display probléma rövidesen megoldást talál. E tekintetben szép kísérleteink és eredményeink vannak. Szeretnék még a táv-adatátvitel kérdéséhez is hozzászólni, ahol úgy gondolom, software vonalon külső intézmények segítségét is igénybe kell hogy vegyük a jövőben. Arra a kérdésre, hogy van-e elegendő software, orvosi software, és ez kielégítő-e, nagyon egyértelműen azt tudom mondani, hogy nincs. Meg kell azonban mondanom, hogy az elegendő software relatív fogalom, tudillik nincs olyan számológép, amelyiknek elegendő software-je van. Vagy ha igen, akkor már a hardware válik elavulttá. A fejlesztési intézetünk részéről e kérdéstről majd Popper kollégá fog még néhány szót szólni. Úgy gondolom, ugyancsak ő illetékes arra, hogy az említett orvosi verbális leírás problémáját megválaszolja. Aczél elvtárs hozzászólásához, a rendszer kérdésének problémájához hozzátenném, hogy ez a kis számítógép alapkoncepciójában, hardware szervezésében benne van, hiszen rendelkezik olyan üzemmóddal, amelyik a satelita üzem feltételeit biztosítja. Vonatkozik ez arra is, hogy a számítógép fontos szerepet tölt be az oktatás, a nevelés kérdésében, és úgy gondolom, hogy az egyetemi, sőt esetleg az intézeti szinten a pszichológiai hozzászoktatás a számítógéphez, a számítástechnikához nem elhanyagolható. Hozzászólásomat szeretném azzal a gondolattal zárni, hogy az az együttműködés, amelyről beszéltem, talán úgy lesz elképzelhető, hogy a "többiektől tudom" elméletet próbáljuk meg félretenni, és a felhasználó oldaláról jelentkező software igényeknek nemcsak felmérésében, hanem elkészítésében is a felhasználó - éppen a szegedi adott példa tanulsága alapján - nagyon jelentős szerepet kell hogy játsszék. Az együttműködés első lépését látom megvalósulni ebben a meghívásban, melyet vállalatunk a ke-rekasztal megbeszélésre kapott.

P o p p e r György:

A számítógép egészségügyi alkalmazása valóban igen sokrétű és úgy ahogy itt el is hangzott, három klasszikus részre bomlik: adatfeldolgozás, folyamatirányítás és a tudományos számítások.

Az adatfeldolgozás bizonyos értelemben már kidolgozott téma (mint például az illetmény-elszámolás), külön software-t erre esetleg csak adaptálni kell. Ilyen a kórházi ágynyilvántartás is, amely a szállodai ágynyilvántartáshoz hasonló, azután a betegfelvételi, elbocsátási adminisztráció, természetesen magában foglalva a klinikai részt, majd az alkalmazás második területe, a folyamatirányítás. Közismert, hogy a mi gépünk speciálisan folyamatirányítási és adatgyűjtési gép, tehát rendkívül alkalmas laboratórium vezérlésére, intenzív terápiás osztályon a mű-

szerek vezérlésére, és természetesen tudományos számításokra, statisztikai, matematikai és egyéb feladatokra is. Elhangzott, hogy ez a számítógép kicsi, és össze kellene kapcsolni ezeket a gépeket. Mi erőfeszítéseket teszünk, hogy a gépet satelitja üzemmódban tudjuk üzemeltetni, pillanatnyilag a Minszk 32-es számológéphez, az ICL System 4/50-hez és valószínűleg más számítógépekhez mint anyaggépekhez fog csatlakozni. Ami a software-t illeti, Önök tudják, hogy nem is olyan régen gyártunk számítógépet. Azt is tudják, hogy a felhasználókkal érdekeink nem egészen kompatibilisek, éspedig egyrészt azért nem, mert mi el akarjuk adni a gépet a legkülönbözőbb területekre. Nekünk software-t különböző területekre kell kidolgoznunk. Arra a kérdésre, hogy történt-e igényfelmérés orvosi vonalon, azt válaszolnám, hogy részben tudok róla, hogy valamilyen felmérés volt, ez azonban a Videoton RT feladata, erről nem kívánok többet mondani. Azt viszont szeretném megkérdezni, hogy ha mi most felszerelnénk Önöknek egy gépet, kiváló software-vel, az egészségügy hány gépet venne meg jövőre. Ennek ellenére elég megnyugtató lesz, ha közlöm, hogy létrehoztunk az orvosi-egészségügyi software készítése végett egy egészségügyi szakértői csoportot, amely nekünk felvetette és felveti a problémákat. Ennek a csoportnak a segítségével akarjuk felkészíteni a számítógépet az orvos-egészségügyi alkalmazásokra. Mi történt eddig? Dec. 13-án például tartunk egy bemutatót a Technika Házában, ahol az ideiglenes betegfelvételi működésben mutatjuk a gépet, úgy hogy két terminál lesz elhelyezve, és távösszeköttetést létesítünk a II. kerületben lévő Videoton Fejlesztési Intézet 1010 B gépével. Ezen kívül, bár gépünk kis számítógép, dolgozunk egy elég széles software operációs rendszer kidolgozásán, s ilyen rendszerek már léteznek is. Talán annyi fordító programmal van ellátva a mi gépünk, mint egy kis számítógép sem. Ez is azt mutatja, hogy a kis számítógép nehézségeit azért kompenzáljuk software-vel. A végcél természetesen az, hogy gépünket az orvos-egészségügy legkülönbözőbb területein alkalmazzuk, ezért tanulmányozzuk egy német diagnosztikai klinikának a módszereit, ahol szintén nem egy nagy gép látja el a feladatot, hanem egy Siemens 350 berendezés. Ez azonban a megoldástól egy kicsit még távolabb áll. Ennyit szerettem volna elmondani általában, ha vannak konkrét kérdések, ezekre szívesen válaszolok.

K a l m á r László:

Nagyon köszönöm, hogy Popper elvtárs ilyen őszintén tárta fel, hogy érdekeink nem egészen egyeznek. Ez valóban így van, és ezért legyen szabad most egy kicsit visszamennem a kérdés történeti részére. Egy ízben, amikor Kiss Árpád, az OMFb tragikusan elhunyt vezetője Szegeden járt, és meglátogatta a Kibernetikai Laboratóriumot, sürgetett bennünket, mondván már itt az ideje, hogy ti is résztvegyetek az ÉSZR program software feladataiban. Ugy kell minden szürke állomány, mint egy falat kenyér.

Igy alakult ki aztán egy megállapodás, hogy Szegedre ad az OMFB egy R 10-est, vagy pedig egy EMG 810-est, és pedig az orvosi egyetemre. Már akkor nagyon érdekelte az OMFB-t, hogy ha már megvettünk egy licencet, akkor olyan formában tudjuk gyártani ennek alapján a gépet, hogy azt egyidejűleg megfelelő software-vel is ellássuk. Mi pedig megígértük, hogy a Kibernetikai Laboratórium bekapcsolódik a software munkába, sokkal hatékonyabban, mint hogyha "hallottam harangozni" alapon kezdenénk el. Sajnálatos módon Kiss Árpád elvtárs baleset áldozata lett, azonban Sebestyén és Ajtai elvtársak is tudtak a dologról, átvették ezt a programot, és ennek köszönhető, hogy végül is az OMFB a kérdést meg is oldotta. Az Orvosegyetem ugyanis, bár maximális mennyiségű műszerről lemondott, önmagában nem lett volna képes a beruházást realizálni. Jelen pillanatban úgy állunk, hogy a gépet várjuk, de nem felejtettük el, hogy ezt a gépet azért ígérték Szegednek, mert számítanak arra, hogy részt veszünk a hozzátartozó software fejlesztési munkájában. Az a véleményem, hogy ezek után felejtjük el az esetleges érdeellentéteket, és várjuk, hogy a Videoton Fejlesztési Intézet valami reális javaslatot tegyen: mi legyen az a munka, amiben részt veszünk, s ezt a részvételt ne kaotikusan, hanem szervesen kell beilleszteni az egyéb fejlesztési munkákba.

T o p e r c z e r Ákos:

Szeretnék egyetlen gondolatot hozzáfűzni Kalmár professzornak ahhoz a mondatához, hogy tegyük félre a nem tudom mit . . .

K a l m á r László:

Popper elvtárs említette, hogy nem egészen egyeznek az érdekeink.

T o p e r c z e r Ákos:

Én erre a kérdésre nem akartam konkrétan kitérni, de hogy ez foglalkoztatott bennünket, és foglalkoztat is, annak bizonyítéka, hogy van a Videotonnak egy software team-je. Ennek kettős feladata van: egyik, hogy a felhasználói igényeket begyűjtse, a másik, hogy valamilyen visszacsatolás felhasználásával, valamilyen eladható formában konkrét software produkciókat hozzon létre. Készülnek már kérdőívek, azért mondom, hogy készülnek, mert ez eléggé hosszadalmas, és eléggé nehéz munka. A software szakma azt hiszem Magyarországon még nagyobb dzsungel, mint a hardware vonal, s ezekből a kérdőívekből rövidesen talán megrendelések, talán együttműködési szerződések és egyebek fog-
nak keletkezni. Ez az, amit az előbb nem akartam részletezni.

P o p p e r György:

Azt szeretném még hozzátenni, hogy én nem vagyok jogosult kereskedelmi és árpolitikai kérdésekben nyilatkozni, én a Videoton Fejlesztési Intézetben a software fejlesztéssel foglalkozom. Említettem, hogy létrehoztuk ezt az egészségügyi-orvosi csoportot. Azt szeretném még hozzátenni, hogy a világ többi számítógép cégénél is úgy van, hogy ha látják, hogy sok gépet akarnak megvenni egy bizonyos célra, mondjuk 50 kórház akarna venni gépet (és meg is lenne a pénze), akkor természetesen központilag állunk rá, és megcsináljuk a software-t. De azért, mert valaki vesz egy gépet, nem tudjuk a software programot kidolgozni, ehhez neki magának, a vevőnek kell a szükséges programokat elkészíteni. Ezért azt gondolom, hogy az egészségügyi software kérdés nem a Videoton kérdése, hanem az egészségügy kérdése.

C s e r n a y László:

Szeretnék több kérdéssel foglalkozni. Az előbb azt kérdezte Aczél elvtárs, hogy mi az, amit a géptől várni lehet. Ugy gondolom, hogy mindaddig ezt nem lehet látni, amíg az adott gép megfelelő software-rel nem rendelkezik. Ha bárki azt kérdezi, akár egy gyártó cég, akár egy software fejlesztő intézet a kórházaktól, hogy hány darab gépet fognak megvásárolni, akkor erre lehetetlen válaszolni addig, míg meg nem jelenik egy olyan gép, ami megfelelő software-rel rendelkezik. Fel lehet tenni a kérdést, mi ez a megfelelő? Hiszen abból a nagyon sokból mégis ki lehet ragadni valamit, ami alapjában kellene. Ha ma Magyarországon, a klinikákat és az egyetemeket is beleértve a nagyobb intézményeket megkérdik, hogy tulajdonképpen mit várnak egy kis számítógéptől, akkor csak egy bizonyos igen rossz jel-zaj viszonytal fogunk információt kapni. Ez azért lesz így, mert a magyar egészségügyben még jelenleg nincs számítógépes kultúra. Ha pedig ilyen számítógépes kultúra még nem létezik, akkor milyen módon kérdezzük meg egy klinikai szempontból kiváló területi vezető kórházat arról, hogy ő mit vár a géptől a saját területén? Éppen ezért a kérdőív módszer rendkívül hibás válaszokat eredményezhet, hiszen tulajdonképpen ebben minden válasz előfordulhat, és ezzel nem megyünk előre. A másik kérdés, hogy hova tegyünk egy ilyen elsőlépcsős gépet. Ha az egészségügyi kormányzat egy olyan helyre teszi, ahol általános területi funkciókat akar szimulálni, és azt vizsgálja, hogy a gép ott hogyan működik, akkor könnyen úgy járhat, mintha sziklás talajba dobna meddő magot, és ott mégis véletlenül kihajt valami, vagy véletlenül nem hajt ki semmi. Tudniillik azért, mert nincs felszántva a talaj. Próbaképpen gépet csak olyan helyre lehet tenni, ahol egy kicsit fel van már szántva a talaj. A Videoton-

nak és az Egészségügyi Minisztériumnak - az egyiknek úgy, mint a kormányprogramban a gyártó és kereskedelmi partnernek, a másiknak úgy mint a kormányprogramban a végrehajtó szervnek és a vásárló félnek - közölni kellene egymáshoz, mindkét részből áldozatot kellene hozni egy olyan software fejlesztéshez, amely legalábbis átlagszinten egészségügyi vonalon eladhatóvá teszi ezt a gépet. Ezzel nyer az Egészségügyi Minisztérium és nyer a Videoton egyaránt. Ha most az exportra gondolok, ott még súlyosabban esik latba, hogy a külföldi partnerek kis számítógép igényeiket orvosi vonalon csak akkor fogják magyar gyártmányú géppel kielégíteni, ha ebből a "fejleszd ki magad" elvből a Videoton hajlandó kilépni, és befektetni, investálni azért, hogy a gép exportképessége növekedjen. Ami a hardware kérdést illeti, nagyon örülök, hogy a Videoton egészségügyi felhasználás számára is tervezi ezt a gépet, de hadd mondjam el, hogy személyesen is tagja voltam annak a bizottságnak, amely ezelőtt 8 hónappal a gyárban tárgyalt gépvásárlásról. Akkor még úgy volt, hogy a Videotontól vásárolunk. Én ezen a tárgyaláson kissé megdöbbenem azért, mert a gyár szinte kategórikusan 3 konfigurációt ajánlott nekünk. Beszéltek egy speciális oktató konfigurációról, egy folyamatirányító konfigurációról, és a harmadik valami vegyes konfiguráció volt. Egyik sem volt azonban olyan, amely eddigi tapasztalataink alapján általános, orvosi felhasználásra alkalmas lett volna. Mi szerettünk volna ezen változtatni, azonban valahogy egy olyan légkör keletkezett, hogy "eszi, nem eszi, nem kap mást". Tehát ha az egészségügyi alkalmazás terén már a hardware problémáknál így állunk, akkor nem lehet véletlen, hogy a software vonalán is ezt a "fejleszd magad", vagy "barkácsolj otthon" mozgalomnak országos elterjedését propagálják. Ezen túl kellene lépni. Lehet, hogy az elmúlt 8 hónap alatt nagy változás történt, azonban eddigi személyes tapasztalatom az, hogy sem a gyártómű, sem a fejlesztési intézet részéről nem mutatkozik meg a kellő flexibilitás. Most a kihasználtság problémájáról. Ugy gondolom, hogy területen - de lehet ez a terület egyetem is - biztosan lesznek kutatási feladatok, főleg speciális intézményekben. Ezekre software-t fejleszteni, vagy hardware-t központilag kialakítani biztosan nem kell. Vannak azonban olyan, ma már világszerte kikristályosodott területi funkciók, amelyeket kis számítógépek látnak el, így tehát a gazdaságosság és a kihasználtság szempontjait hasznosítani lehet. Ilyenek, amint már erről szó volt, az általános beteg-adminisztráció, szervezési kérdések, az EKG, továbbá a laboratóriumok automatizációja. Klinikus kollégáim megerősítik azt, hogy a klinikai szakmákban évről-évre nő, talán nem is lineárisan, hanem lassan már exponenciálisan a laboratóriumi vizsgálatok száma.

Sőt ma már az is látszik, hogy megyei kórházi, járási kórházi szinten egyre több laboratóriumi vizsgálatot végeznek. Ezeknek automatizációja és számítógépes vezérlése például egy olyan kristályosodási pont, amely körül már világszerte jó eredmények mutatkoznak. Az intenzív osztály, hiszen ez már közismert, világszerte jó felhasználási lehetősége a kisgépeknek. Nos, a gép kihasználtságát csak akkor lehet biztosítani, ha legalább erről, az általános adminisztratív, EKG, laboratóriumi, tehát tömegszolgáltatási feladatokról a software készen van.

Még egy utolsó gondolat. Az, hogy a kis- és a nagyszámítógép hogyan kapcsolódik egymáshoz. Nekem az a szerény véleményem, hogy ezek a csúcsponti kérdések kiszámítógéppel megoldhatók, legalábbis 80 %-ban. Ennél bonyolultabb programok, amit tovább kell egy nagy gép felé fordítani, egy vezető kórházban, vagy egy klinika-telepen 20 %-ban vannak. Szükséges továbbá, hogy a perifériák számát feltétlenül a magyar kórházak nem-blokkos építkezésmódjának megfelelően tervezzék. Aczél elvtárs talán tud adatot arról, hogy Magyarországon a kórházak és klinikák legnagyobb része pavilon és nem blokkrendszerű. Így tehát 100-200-300, esetleg 400 m-es távolságokat kell leküzdeni, ezeket azonban lehetőleg az országos telexhálózattól függetlenül, ami egyébként úgy sincs megfelelően kifejlesztve. Be kell látnunk, hogy a hardware kérdésénél ez a sok perifériás input, output és a megfelelő adatátviteli berendezés feltétlen megoldandó, mert különben nem tudjuk felhasználni kórházakban a kisgépeket.

K a l m á r László:

Csernay elvtárs hozzászólásából kiemelném, hogy "a jelen kutatása a jövő gyógyítása". Vannak olyan irányzatok, mint például a nukleáris medicina, amelyekről már látható, hogy bele fognak kerülni a jövő gyógy módjaiba. Ha tehát egészséges politikát akarunk fejlesztési intézeti szinten megvalósítani, akkor nem elegendő a már jelentkező igényeket venni alapul, hanem nyitva kell tartani a szemünket a jövő fejlődése irányába is. Ugyanakkor a kutatóknak is be kell látniuk, hogy nem volna reális egy országos fejlesztési software tervbe beállítani azt a speciális software-t, amelyiket ők így is, úgy is saját kutatásukhoz kidölgöznek.

A c z é l György:

Csernay elvtárs mondotta, hogy más az országos software program, és más a Videoton fejlesztéséhez kapcsolódó software gond. Tegyük fel egy pillanatra, a vita kedvéért, hogy a Videotonnak nem lenne ez a programja, nos az egészségügyi kormánynak akkor is lennének software feladatai. Előző felszólalásomban nem akartam a kérdést részletezni, de

de miután Madarász elvtárs olyan világosan tette fel a kérdést, meg kell hogy mondjam, ezzel nincs is vita: a kormányhatározat szerint az ágazati miniszter felelős a tárgy területén folyó ilyen jellegű tevékenységért. A tárcán belül tehát gondoskodni kell egy megfelelő koordináló bizottság létrehozásáról, és úgy gondolom, hogy ez nem ugyanaz a kérdés, mint az országos szintű számítástechnikai koordináció. Nos, a tárcán belül van: a minisztériumi programért felelős intézet: az Egészségügyi Szervezési, Tervezési Információ Központ (ESZTIK), amely ugyan eddig nem terjesztette ki tevékenységét ezekre a területekre. Pár nappal ezelőtt az OMFB tárgyalta egy ún. automatizálási vitaanyagot az egészségügyről, ahol a számítástechnikával kapcsolatosan úgy foglaltunk állást, hogy annak a kidolgozása elindult, és hogy ezen belül néhány kérdést célzottan fel kell vetni. Korábban már említettem az ágazati irányítás megvalósítását célzó feladatokat, és konkrétan azt, amit Csernay elvtárs is elmondott. Ezek mint céltémák voltak benn az anyagban: a kórházi adatbank kérdése komplex megfogalmazásban, és ezek azok a feladatok, amelyeknek a magyar egészségügy szükségletei oldaláról való megfogalmazásához és kidolgozásához a Videotontól függetlenül is hozzá kell kezdeni. Viszont, mivel tudomásunkra jutott, körülbelül ezzel egyidőben (sajnos úgy, ahogy Kalmár akadémikus is mondotta az előbb: "hallottam harangozni"), hogy a Videotonnak is van hasonló programja; ez nyilván befolyásolni fogja további munkánkat, és ezt a realitást a jövőben figyelembe fogjuk venni. A Videoton érdeke is nyilvánvalóan az kell hogy legyen, hogy többirányú felhasználás tekintetében sok szakember egyidejű bevonásával gondoskodjék az egyes célzott feladatok kidolgoztatásáról. Világos, hogy minden egyes résztémához azokat a szakembereket vonjuk be, akik ezen a területen dolgoznak.

Függetlenül attól, hogy a Szegedi Orvostudományi Egyetem gépét ki fizette ki, fontos, hogy ha már ez gép működik, rendesen ki legyen használva, sőt hogy a fejlesztési program kidolgozásában a szegediek részt vegyenek, hiszen hol fognak tudni eredményesen résztvenni e munkában, ha nem ott, ahol először kaptunk az egészségügy területén egy ilyen lehetőséget? Ehhez kapcsolódna az, amit Csernay elvtársnak válaszolnék, hiszen úgy gondolom, hogy nem annyira "hervadt" a helyzet kórházi vonalon. Nyilvánvaló, hogy a felszántatlan kórházban nem fogunk semmiféle gépet telepíteni. Meg kell azonban mondanom, hogy már szántogatunk egy pár kórházban. Helytelen lenne odavinni a gépet, ahol nem fogadóképes a vezetés, és az a pár kulcsszakember, akin a gép alkalmazása mulik. Mond-

hatnám, ez még fontosabb a telepítés szempontjából, mint az, hogy pavilon- vagy blokkos-építkezésű-e a kórház. Nekünk tehát sok szempontból döntő ez a bizonyos első lépcső, és én most nem a szegedi egyetem első gépére gondolok ebben a tekintetben, ahol a felhasználásnak nagyon sokféle lehetősége van, és talán legkevésbé arra a bizonyos kórházi adatbank problémára, hiszen erre egy klinika nem a legjobb terület, azonban még itt is lehetnek olyan feladatok, melyeket jó koordinációval az országos tervbe be lehet illeszteni, és ezzel érdemes is foglalkozni.

Azt hiszem, ezek azok, amelyeket Madarász és Csernay elvtársak felszólalásával kapcsolatban még informatív szempontból el kellett mondanom annak illusztrálására, hogy ahol tartunk, az még kevés ahhoz képest, ami még hátra van, de már nem olyan kevés, hogy azt mondhatnám, hogy teljesen sötétben állunk. Ugyanis van már egy elképzelésünk, hogy ez a rendszer amennyiben kialakítható, és ehhez megfelelő software létesülhet - hogyan fog felépülni. Meg kell azonban mondanunk, hogy a teljes kórházi rendszer kidolgozása még másutt sem jutott a végére, és azt hiszem a végére nem fogunk jutni sem, hiszen nagyon szép dolgok vannak egy-egy svéd kórházban, de aki azt hiszi, hogy a kórházi adatbank ott, vagy máshol befejezetten, készen van, az téved. Csak egy példát ezzel kapcsolatban: az EKG-analízis kérdését sem tudták még eddig teljes részletességgel megoldani. Nagy gond továbbá a radiológiai leletek regisztrálása, óriási feladataink - és lehetőségeink - vannak a laboratóriumok automatizálásával kapcsolatosan, a nukleáris medicina területén. Ezekre nézve az a bizonyos komplett teljesség, a világon sehol sincs meg. Nem szabad tehát úgy tekintenünk, hogy ha most nem oldjuk meg néhány héten belül ezt a software-t, akkor lemaradunk a világszínvonalról. Sőt azt hiszem, hogy van néhány terület, ahol lehetőségünk van előremenetelre és engem ezek közül egy különösen megragadott. Szeretném majd külön megkérni Madarász elvtársat, hogy a profilaxis területén történő felhasználás szempontjából még egy pár gondolattal járuljon hozzá a problémához. Van ugyan erre néhány kísérlet, de hogy magyar relációban mik volnának a lehetőségek, ebben még tisztábban kell látnunk.

K a l m á r László:

Kiemelném az elhangzottakból, hogy azok akik software készítéssel foglalkoznak - legyen ez gyártó, vagy speciális software készítő vállalat - perspektivikusan, a jövőbe nézve közelítsék meg ezeket a kérdéseket.

H a h n István:

Mindenütt a világon úgy van, hogy a legjobb software készítő a számítógép használója. A tervezés-elmélet, amellyel foglalkozom, megtanított arra, hogy az ellentétes érdekek egybehangolása a tudomány fontos feladata. Ez a software problémára is vonatkozik. Az egybehangolást fel is találták, és elég régen, hiszen az IBM és General Electric, nemcsak hogy ingyen adtak egyetemeknek számítógépet, hanem még pénzt is adtak arra, hogy ezek software-t fejlesszenek. (És éppen a legnagyobb számítógépgyár cselekedett így, talán azért is lett ilyen erős.) Azt hiszem, ehhez hasonló Magyarországon is lehetséges volna.

Látom, hogy a minikomputernek sok szerelmese ül itt e kerekasztal körül. Még egyszer hangsúlyoznám, hogy én nem mondtam azt, hogy ellene vagyok a minikomputernek, csupán azt, hogy a kérdést nem szabad úgy felvetni, hogy kis- vagy nagyszámítógép, mivel kell az egyik is, kell a másik is.

Tudjuk, hogy a preventív orvoslás, a profilaxis, az epidemiológiai kutatások az egyik irány, amely felé fejlődik a ma orvostudománya, és így ez annak mind nagyobbá váló részét képezik. A másik ilyen irány az oxiológia, a sürgősségi orvoslás. Jó volna, ha az ezek által felvetett tudományok problémákra - amelyekre nézve kidolgozott terv még nem létezik sehol a világban, de sokat gondolkodnak róla - ha nem is most, de egy más alkalommal visszatérnénk Kalmár akadémikus vezetése alatt.

Nagy figyelemmel hallgattuk, amit Aczél főosztályvezető elvtárs mondott, és irigylésreméltónak tartjuk a magyarországi fejlődést, hiszen nálunk még nincs koordinációval foglalkozó intézet sem. Nem kellene tehát Önöknek nagyon önkritikusnak lenni. Ellenkezőleg. Ez természetesen nem azt jelenti, hogy nem lehetne mindezt jobban is csinálni. Még egy megjegyzés. Nem lenne helyes dichotómiát teremteni hardware és software között, mert köztudott, hogy a software visszahat a hardware-re és a hardware is lehetővé teszi, vagy nem teszi lehetővé bizonyos software alkalmazását.

G y ő r i István:

Nagyon örülök, hogy az utóbbi időben szerzett információink alapján bebizonyosodott, hogy az a gép, amit veszünk, alkalmas lesz feladataink jelentős részének ellátására.

A Videoton fejlesztési intézete, amely mint hallottuk, orvosi-biológiai software fejlesztési témával foglalkozik, itt már kifejtette álláspontját. Én nem tudom, hogy mi, az Orvosegyetem beleillünk-e ebbe a koncepcióba, és hogyan fogunk beleilleszkedni. Meg kell azonban mondani, hogy puhatolózó megbeszéléseink óta nem keresett fel tőlük senki sem, sem felmérés, sem pedig más irányu együttműködés céljából. Reméljük, ez a probléma most már megoldódik. Egy másik probléma azonban még megoldatlan: nem rendelkezünk semmilyen katalógus rendszerrel, vagy valami ehhez hasonló regiszterrel, ahol az egyes szervek, alkalmazók közölnék azokat a programokat, amelyeket kidolgoztak (megjelölve, hogy milyen gépre, milyen nyelvre készültek azok), és az egyéb szükséges specifikációkat. Tudjuk, hogy ilyen programkönyvtárak, programotéták már léteznek. Kezembem van például egy olasz folyóirat, amelyik szépen és rendszerben közli mindazokat a programokat, amelyeket Olaszországban orvos-biológiai célra eddig kidolgoztak. Azt hiszem, hogy a nálunk is létező Információ Elektronika profilja nem egészen olyan, amelyik az így felsorolt követelményeknek megfelel. Ha össze lehetne gyűjteni és (talán nem az Információ Elektronikában, hanem egy kifejezetten egészségügyi folyóiratban) leközzölni mindezeket a programokat, akkor bizonyára jobban eljutnának ezek a felhasználók, az érdeklődő orvosok kezébe is. Röviden ennyit szerettem volna hozzászólni a software kérdéséhez.

Van még egy másik kérdés is, amelyről sok szó esik, és ez nem a kis gép - nagy gép dilemmája, hanem az, hogy az orvosok és matematikusok két nyelvet beszélnek. E két nyelv távol áll egymástól és összeolvadni nem is fog soha, hiszen mindkét terület szakembereinek szükségük van a maguk speciális terminológiájára. Az orvosképzésben azonban - legalábbis Szegeden - egyáltalán nem szerepel a számítástechnikai képzés, sőt matematika sem, holott meg vagyok győződve arról, hogy az orvosegyetemre felvett hallgatók képesek lennének ezeket elsajátítani. Rá kell mutatni, hogy ugyanakkor a gyógyszerészek képzésében matematika előadásokat tartunk egy féléven keresztül. Vajon a gyógyszerésznek, aki egy gyógyszerárba kerül, nagyobb szüksége van a matematikára, mint egy orvosnak, aki bekerül egy központi kórházba, vagy klinikára? Azt hiszem nincs nagyobb szükségük rá, tehát ezt a kérdést valahogy meg kellene oldani. Nem tudom, belefér-e az orvosképzés tantervébe, de azt tudom, hogy például a biológusképzés tantervébe belefér. Sőt ott még biometriai fél éves kollégium is van. Ha nem fér bele a rendes orvosi tantervbe, legalább valahogy szervezett formában (pl. speciál-kollégiumok) kellene gondoskodni arról, hogy az orvostanhallgatók is hozzájuthassanak a szükséges ismeretekhez. A kérdés másik oldala az, hogy az egészségügyi területen működő számítóközpontok nem-orvos munkatársait, matematikusokat, programozókat is fel kell készíteni e speciális szakterület viszonyaira, lehetőséget kell

nekik adni, hogy a amuk részéről ők is közelebb kerüljenek az orvosi problematikához. Példaként említeném, hogy a drezdai orvosi akadémia mellett 2 évvel ezelőtt helyeztek üzembe egy kis, vagy kicsinél valamivel nagyobb kapacitású számítógépet, 60 főnyi számításközponti személyzettel. Az itt alkalmazott nem-orvos munkatársakat - már jóval a gép megérkezése előtt - beosztották az egyes orvosi intézetekhez, feladatuk az volt, hogy ezeken az intézeteken belül elősegítsék az adatfelvétel, fel-dolgozás, számítógépre való adaptálás munkáját.

Saját tapasztalataim alapján mondhatom, hogy nálunk ez a kérdés még embrionális stádiumban van. Konkrét példa erre az az előadás, amelyet a kollokviumon tartunk, a bilirubin szint klinikai vizsgálatával kapcsolatosan. Ennek az adatait csak rendkívül nagy munkával tudtuk a kórlapokból kiszedni. Hasonló problémák azonban a szűrővizsgálatoknál, a gyógyszerrendeléseknél, és sok más egyéb területen is jelentkeznek. Az, aki az orvosok számára ezeket az irányelveket megadja, nem szükséges, hogy matematikus legyen, egy jól képzett számítástechnikai középkader, aki valamit még a statisztikából tud, kitűnően megállná a helyét.

K a l m á r László:

Azt hiszem, a Győri elvtárs által felvetett orvosképzési problémákat a Művelődésügyi Minisztériumnak kellene továbbitanunk, hiszen tudommal ez a minisztérium koordinálja a többi egyetemek oktatási problémáját is. Ami az adatok megbízhatóságának a kérdését illeti, ez fegyelem kérdése. A probléma addig nem oldódik meg, amíg minden klinika vezetője meg nem kívánja e téren a legnagyobb precizitást.

Még egy néhány szót a software fejlesztés kérdéséről. E téren nagyon ajánlanék egy jó, a számítástechnikában bevált módszert, amelyet magyarul szemégyűjtésnek lehetne nevezni: Ha például szűk keresztmetszetűvé válik a memória, akkor megnézzük, hogy hol vannak olyan rekeszek, amelyeknek tartalmára nincs szükség, megpróbáljuk ezeket egy újabb kis memóriára felvinni. Nos, én elhiszem azt, hogy a software fejlesztésben érdekelt vállalatoknak - itt gyártó intézményekre gondolok - rentábilisabb nagy intézetekkel, mint fővállalkozókkal tárgyalni. Félő azonban, hogy ez a bizonyos "nagy intézet" szemlélet itt sem lesz gyümölcsöző. Nem is olyan régen, egyik akadémiai intézet igazgatója részéről egyenesen bele volt dobva a köztudatba, hogy egy kritikus tömegben aluli kutatóintézet nem ér semmit, az ilyen intézeteket meg kell szüntetni, és hozzácsatolni a nagy intézetekhez, hogy azok elérjék a kritikus tömeget. Ezt addig hangoztatták, míg illetékes helyeken fel nem mérték - olyan primitív paramétereken, mint pl. mennyibe kerül egy bizonyos publikáció abban a nagy intézményben - hogy ez az egész kritikus tömegelmélet egy legenda, mert kiderült, hogy a tulfejlesztett intézményekben bizony sokkal többbe kerül egy tudományos publikáció, mint egy kisebb intézményben. Nos az a helyzet, hogy van ebből a bizonyos drága

szürke állományból imitt egy kicsi, amott egy kicsi, jó lenne, ha megpróbálnánk ezt a szemétygyűjtési technikát itt is alkalmazni, és néha kikapcsolni a fővállalkozókat, amelyek ugyanis lenézik ezeket a szétszórt pontokat, mondván "mit akartok ti hozzánk képest, mi 200-an vagy 500-an állunk rá egy szaktervre". Én viszont azt gondolom, hogy elég értékes és elég drága ez a bizonyos szürke állomány ahhoz, hogy érdemes legyen ilyen módon is összefogni. Most, mivel Hahn professzor felszólalása erre lehetőséget adott, felkérem Makay Árpádot, szóljon hozzá ahhoz, hogyan lehet kyszámológépet alkalmazni egy olyan mellék, de azért nem egészen mellékes feladatban, mint az információ visszakeresés, amellyel a kutató orvos is igen gyakran találkozik.

M a k a y Árpád:

Csak röviden szeretnék válaszolni. Nem új az ötlet, mert kyszámítógépet használnak már információ-visszakeresésre, sőt nagy volumenű információból való visszakeresésre is. A SESAM nevű belga rendszer - amely egy 1010-est használ koordinátorként - konfiguráció igénye: 4 mágnesszalag (egyenként cca 7-8 millió byte tárolására alkalmasak), 512 K kapacitású diszk-gyorsmemória, 16 K belső memória, ezen kívül a célperiferiák, amelyek annak lehetőségét biztosítják, hogy a SE SAM analóg vezérlő módon is üzemelhet (pl. mikrofilm tárákban való keresésnél). Alapjában véve a dokumentum információk mágnesszalagokon vannak elhelyezve, de a teljes dokumentumot is szolgáltatni tudja (mikrofilmen), automatikusan keresni tud, automatikusan másolatot tud készíteni, stb.

A kérdésfeltevés módja (az igényelt dokumentum megjelölése) elég szegényes, mert néhány logikai műveletet tud csak alkalmazni, korlátozott számú tárgyszón. Viszont a 1010-nek megvan az az előnye, hogy nagyszámú írógépés terminált ki tud szolgálni egyidejűleg. Ily módon, ha vállaljuk a mágnesszalagos keresés lassúságát, több (20-30) felhasználó számára egyidejűleg elérhető információ-visszakereső rendszereket építtethetünk ki. Ezeknél írógépen adjuk be az igényeket és a válaszokat is ugyanott kapjuk meg. Az orvosi gyakorlatban nem nagyon tudom elképzelni a mágnesszalagos visszakeresést, vi. abból a feltételezésből kell kiindulnunk, hogy létkérdés, hogy percek alatt szolgáltatassa a számítógép a keresés eredményét.

Nem definiáltuk, hogy mi az a kyszámítógép, de feltételezzük, hogy közvetlen hozzáférésű memóriákkal nem rendelkezik olyan mértékben, mint amennyire nagy mennyiségű adat tárolása esetén ez kívánatos lenne. Vanak azonban az orvosi gyakorlatnak olyan területei, ahol viszonylag kis információ-mennyiségből lehet stratégiákat felépíteni, döntéseket hozni. Pl. ha a klinikát, vagy kórházat, mint "kiszolgáló helyek" összességét fogjuk fel (különböző vizsgálatok, kezelések, stb.), akkor az aktuális beteganyagra vonatkozó információk alapján a számítógép "mozgatja" a betegeket a kiszolgáló helyek és kórtermek között (azaz irányítja a napi betegellátást), figyelembevéve természetesen bizonyos kezelések kötött sorrendjét, a kezelések közötti szükséges időket, stb.

K a l m _ á r László:

Kedves Elvtársak, kedves Vendégeink!

Messze túlhaladtunk azon az időponton, amelyet e kerekasztal-konferencia befejezésére terveztünk. Azt hiszem azonban, hogy nem volt hiábavaló a problémák felvetése és - bár határozatot a konferencia nem hozott, nem is hozhatott, hiszen nem is ez volt a célja - gondolataink kicserélésének e fóruma betöltötte a neki szánt szerepet. Nagyon köszönöm a kerekasztal-konferencia résztvevőinek hozzászólásait, a hallgatóság figyelmét és ezzel a konferenciát bezárom.

TARTALOMJEGYZÉK

Előszó

A kollokvium elnökei	3. oldal
rendezőbizottsága	3. "
résztevői	4. "

Előadások

Kovács Gy.: Számítógépes orvostudományi bázisok	11. "
Győri I.: Járvány-terjedési modellek	23. "
Németi I.: A modern matematika alkalmazási lehetőségei a biológiában, az Általános Rendszerelmélet szemiotikai kérdései (előadásvázlat) ...	29. "
Nemessuri M., Bretz K. és Szántó T.: Az izomműködés bináris jellege ..	31. "
E. R. John, P. Walker, D. Cawood, M. Rush and J. Gehrmann: Mathematical Description of Brain States	37. "
Ambrózy D.: Kiszámítógéppel vezérelt élettudományi kísérlet (előadásvázlat)	47. "
Kozmann Gy. és Szilávik F.: Nonparametrikus módszer élettani folyama- tok sztochasztikus jelparaméterváltozásainak gyors regisztrálására	49. "
Hunya P. és Madarász I.: Központi idegrendszeri szabályozási funkciók komplex vizsgálata	55. "
Végső L., Vöröss M. és Sarkadi Á.: A "MACSKA" program	63. "
Győri I., Szekeres L., Fülöp J. és Madarász I.: Egyszerű számítógépes eljárás kiváltott potenciálok jellemzőinek meghatározására	69. "
Boda K., Győry I. és Kovács Z.: Sárgaság miatt felvett ujszülöttek ada- tainak értékelése diszkriminancia analízissel	71. "

Skrabski Á., S. Kopp M. és Timár M.: Klinikai epidemiológiai kutatás szervezése adatbázis alkalmazásával	79. oldal
C. Arcelli and S. Leviaidi: Neuron Counting in Three Dimensions: A Proposal	83. "
Sebestyén F.: Új, Párhuzamos Modellek az Agy Kutatásban (előadás-vázlat)	91. "
Eőry A., Sebestyén F. és Bogdánfy G.: Partikuláris EPATA-rendszerek számológépes szimulációjáról	93. "
E. R. John and Frank Bartlett: Behavioral Correlates of Neural Readout	97. "
Hunya P. és Hantos Z.: Egy fiziológiai rendszer időbeli folyamatainak vizsgálata interaktív számítógépes szimulációval	107. "
Szűcs B. és Monos E.: Számítógépek és fiziológiai berendezések együttes alkalmazása vérkeringés dinamikai vizsgálatokban	115. "
Szerényi L., Csirik J. és Csernay L.: Radioaktív preparátumok raktározási és felhasználási programja	125. "
Csirik J. és Csernay L.: Áttekintés a SZOTE I. Belgyógyászati Klinika Izotóp Laboratóriumában diagnosztikus célra kifejlesztett számítógépes programokról	135. "
Csernay L. és Csirik J.: Szcintigrammok automatikus kiértékelésének problémái	141. "
Szabó R., Rétsági Gy., H. Ambrus M. és Hunya P.: Multiple choice test és számítógépes adattfeldolgozás	145. "
Battistig Gy., B. Nagy A., Rét A. és Ungvári L.: Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásának rendszertechnikai és hardware kérdései	153. "
Bak M.-né, Kobzos L. és Gulyás O.: EKG görbék automatikus kiértékelése és szeparálása tanuló algoritmusok felhasználásával	167. "
Ghyczy K., Lamm Gy. és Németi J.: Automatikus szívvizsgáló állomás orvosi kérdései	177. "

Bogdánfy G.: Modulszervezésű automatizált betegellenőrző állomás (előadásvázlat)	183.	"
Széphalmi G. és Horváth L.: Új alapelveű számítógépes eljárás a nő- gyógyászati diagnosztikában	185.	"
Hay Gy.: Áttekintés a multiphasic screening rendszerek fejlődéséről	189.	"
Gaál A., Buda J. és Tényi J.: A fekvő- és járóbetegellátás matemati- kai modellezése számítógép segítségével	199.	"
Kovács Z., Dudás B. és Szél É.: Gondolatok az egészségügyi adatgyű- tés korszerű feltételeiről. Gépi adatfeldolgozásra is alkalmas "Csecsemő és kisgyermek törzslap" ismertetése	213.	"
Kovács J., Kövesi E., Kónya I. és Csirik J.: Pán-rák vizsgálat területen (előadásvázlat)	219.	"
Kónya I.: Számítógép alkalmazása a lakosság általános szűrővizsgálatában	221.	"
Schwarczmann P., Kenedi P., Kárpáti P., Csatár Gy.-né és Frey T.: Vektorkardiogramok számítógépes diagnosztikai értékelése	225.	"
K e r e k a s z t a l - k o n f e r e n c i a a k i s s z á m í t ó - gépek orvosi alkalmazásairól	233.	"