

Távközlési Kutató Intézet és Országos Kardiológiai Intézet

Elektrikardiogramok számítógépes értékelésének
néhány eredménye

Bak Judit, Gulyás Ottó, Ghyczy Kálmán és Lamm György

BEVEZETÉS

Az 1971-es évben rendezett kollokviumon beszámoltunk az EKG-körüli diagnosztikai mintaállomás megteremtéséhez szükséges hardware, software valamint orvosi jellegű feladatokról. Rögzítettük a diagnosztikai állomás első kiépítésének tervezetét, célját és szerepét. Így elmondtuk, hogy a mintaállomás első kiépítésében az Országos Kardiológiai Intézet (OKI) ambulanciája és a Távközlési Kutató Intézet (TKI) számítóközpontja között teremt meg telefon-vonalas összeköttetést. Így lehetővé válik az EKG jeleknek on-line uton való számítógépbe juttatása, a kísérő adatok (név, életkor, nem, vérnyomás stb.) tárolása, továbbá az OKI és a TKI közötti kommunikáció. (1,5)

Az EKG jelek számítógépes kiértékelése után ugyancsak telefonvonalon keresztül jut el az orvoshoz a leletanyag és a tanuló algoritmusok alkalmazásának eredménye.

Most a mintaállomás már eddig megvalósított eredményeit ismerjük. Beszámolunk a telefonvonalas összeköttetés megvalósításáról, s ennek tapasztalatairól (6), továbbá a mintaállomás software feladatait (kísérőadatok fogadása, EKG adatok fogadása, adatelőkészítés, lényegkiemelés, szeparálás) megvalósító központi programrendszerrel (3,4). A berendezés kiépítése lehetővé teszi az off-line uton való EKG kiértékelést is. Egy összefoglalót adunk a TKI-ban kidolgozott lényegkiemelési módszerekről, melyek közül bármelyik beépíthető rendszerbe (2).

A központi programrendszer a CII 10010 gépen működő ALGOL és ASTROL nyelven írt programok egymásba kapcsolódását jelenti, mely teljesen automatikusan működik, de ugyanakkor lehetővé teszi az orvos interaktív beavatkozását a folyamatba.

A diagnosztikai mintaállomás működtetéséhez szükséges software feladatok

Az EKG körüli diagnosztikai mintaállomás első kiépítésének megvalósításához az alábbi software tevékenységeket valósítottuk meg a CII 10010 típusú számítógépen:

a.) Alapsoftware fejlesztése: minden olyan jellegű munka, amely a programozást ALGOL ill. ASTROL nyelven lehetővé teszi. (Compiler fejlesztés, ALGOL és ASTROL programok egymásba láncolása, perifériákat kezelő programok (ezek közül az EKG rendszer szempontjából a legjelentősebb a mágnesszalag működtetését szolgáló programrendszer) javító, másoló, hibakereső, rajzoló és egyéb programok kifejlesztése (2).

b.) Speciális EKG programok kidolgozása: A mintavételezés utáni három-elvezetéses EKG adatokat fogadó, és elvezetésekre bontó program. A már elvezetésekre osztott EKG adatok mágnesszalagra való vitele, a hardware rendszer kiszolgálását megvalósító programrészek, majd az orvossal való kommunikáció megteremtését szolgáló programrészek tartoznak még a speciális EKG programok közé (3,4).

c.) Lényegkiemelő programok: A számítógépbe juttatott EKG jeleket elvezetésenként kódolják a döntést megvalósító programok (tanuló-algoritmusok) részére. Ezeket a kódokat a szív fiziológiai elemzése, a tengelyállás számítása vagy különféle ortogonális sorfejtések felhasználásával nyerhetjük (7,8).

d.) Tanulóalgoritmus programok: EKG görbék osztályozására szolgáló programcsomag.

Az a,b,c,d. pontokban felsorolt feladatok együttes megvalósítását szolgálja a CII-10010-re elkészült EKG mintaállomás software rendszere. Ezen belül megkülönböztetünk

- on-line rendszert: az OKI-ban felvett EKG jelek és a kísérő adatok telefonvonalon keresztül közvetlenül a számítógép gyorsmemóriájába kerülnek, majd innen a mágnesszalagra. A rendszerben szereplő programok egymást automatikusan váltva hajtják végre a kitűzött feladatokat, és az eredményeket ugyancsak telefonvonalon keresztül juttatjuk el az OKI-ba (1,4).

- off-line rendszert: magnetofonon tárolt EKG jelek folyamatos feldolgozását teszi lehetővé. Ez a rendszer elsősorban nagy mennyiségű és megbízható tananyag előállításához szükséges (1,3).

Az on-line és off-line software rendszer ismertetésének csak néhány -a megértéshez szükséges - kérdésére tértünk itt ki, bővebben ld. a (3,4) közleményekben.

Az alábbiakban az on-line rendszer működéséről adunk egy rövid áttekintést, amelynek megértéséhez szükség van az ehhez kapcsolódó HW-rendszer - legalábbis nagy vonalakban való - megismerésére.

Az on-line programrendszer működtetése előtt ellenőrizni kell a működtetéshez szükséges HW berendezések állapotát. A mágnesszalagegységen elhelyezzük a megfelelő mágnesszalagot és egy speciális betöltő programot autochargeurként bevisszük a memóriába. E program a központi program-rendszer betöltését végzi el. A központi program az EKG MINTAÁLLOMÁS 1. PROGRAMRENDSZER szövegrész kinyomtatásával jelentkezik be.

A rendszer működésének további leírása során feltételezzük, hogy a vezérlés az OKI-ban elhelyezett konzol-írógépről történik. Ennek megfelelő állásban van a 21-es írógépen felszerelt háromállású kapcsoló. Miután a telefonhívás is onnan történt, a Vonalí kapcsoló egység a TELEFON állásban van.

A következő nyomtatott szöveg a Vonalí kapcsoló egység átállítására vonatkozik:

NYOMJA BE A "KONSOL" JELŰ GOMBOT
A VILLÓDZÁS MEGSZÜNTE UTÁN PEDIG AZ IT-T

A konzol jelű gomb benyomásával teremtjük meg a kísérő adatok fogadásához szükséges feltételeket, és a szinkronizmus létrejötte után az IT gomb benyomásával a kísérő adatok fogadásának a lehetőségét.

EKG KISÉRŐADATOK szöveg jelenik meg az írógép-protokollon, majd megtörténhet a

NÉV:

ÉLETKOR:

NEM:

VÉRNYOMÁS:

megfelelő értékeinek begépelése.

A gép, miután szemantikusan ellenőrizte az adatokat, visszaírja azokat, és csak akkor tér a következő programra ha IG-t gépe-
lünk az alábbi kérdésre:

AZONOS? /IG,NE/:

A következő program bejelentkezése:

ADATFOGADÁS INDUL

Ez a felirat EKG adatok fogadására vonatkozik, és a tényleges adatfogadás csak akkor lehetséges, ha a vonalí kapcsoló egységet EKG állásba hoztuk. A szinkronizmus létrejötte után az EKG jeleket megelőző négyzögimpulzusok indítják az analóg-digitál átalakítót, majd a programozott csatorna egy erre a célra kialakított csatolóáramkörén keresztül az adatok átmenetileg a számítógép központi memóriájában, majd a mágnesszalagon tárolódnak. A következő információ a beérkezett min-

tavélteli pontok számára utal, és egyben előírja a további teendőket, pl.:

1921 ADAT ÉRKEZETT NYOMJA BE A "KONSOL" JELŰ GOMBOT
A VILLODZÁS MEGSZŰNTE UTÁN PEDIG AZ IT-T.

A KONSOL jelű gomb benyomásával megszüntetjük a vonali kapcsoló egység előbbi EKG állását, így a további programok futásának eredményei mindkét írógépen láthatók. Az IT-gomb benyomásával indítottuk el a lényegkiemelést végrehajtó programot. Ennek bejelentkezését a

FEX-SP PROGRAM TKI-72/8 szövegrész kinyomtatása jelenti. A program futása során az eredményeken kívül az esetleges hibajelzéseket is kiírja.

A FEX-SP program a három elvezetést egymás után megvizsgálja, majd a kódokat (SP-KOD) egy erre a célra deklarált tömbben helyezi el. A futás befejezése után automatikusan indul a döntést végrehajtó program, felhasználva az előbbi program eredményeit. A döntő program az

SP-CODE ALAPJÁN POLINOMÁLIS DÖNTÉS:

szövegrész kinyomtatásával jelentkezik be, majd ennek eredményeképpen a

VALÓSZINŰLEG POZITIV,

vagy a

VALÓSZINŰLEG NEGATIV

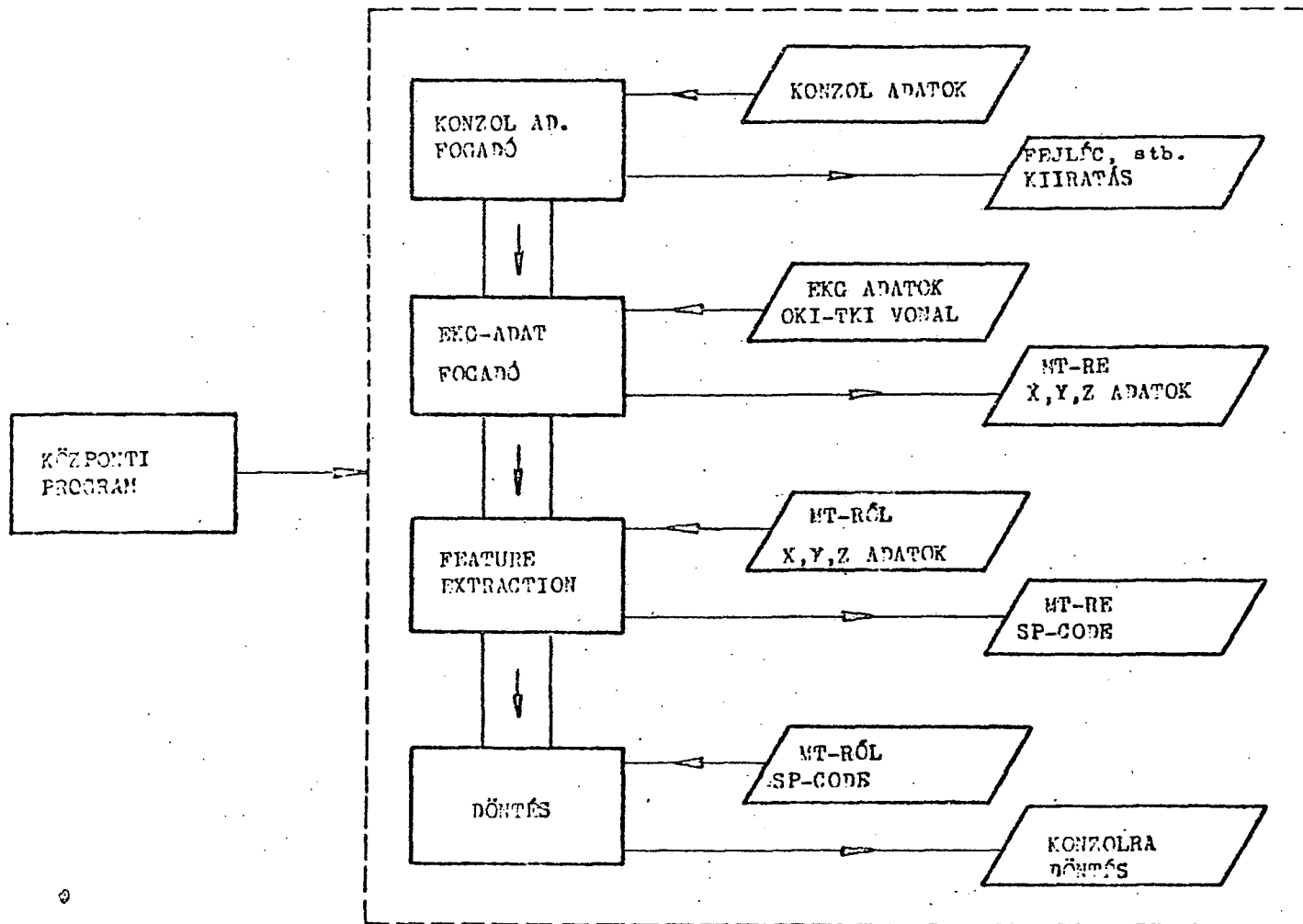
szövegrész nyomtatódik ki.

Ezután a programrendszer visszatér az EKG KISÉRŐ-ADATOK fogadását megvalósító programrészhez, és egy újabb páciens vizsgálata kezdődhet. Bármilyen más - a fentiekben nem említett - hibajelzés esetén az egész rendszert újra kell indítani.

Az on-line rendszer blokksémája az 1. ábrán látható.

Az EKG rendszer blokké váza

1. ábra

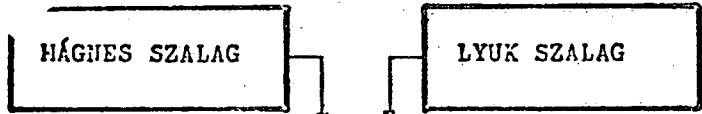


A szivvektor-állás alapján történő szeparálás

Ebben az előadásban az EKG rendszer blokksémájából a lényegkiemeléseket megvalósító részt (Feature extraction) emeljük ki (7,8,9). Ennek részletezése látható a 2. ábrán.

A számítógéppel történő EKG analízis egyik alapvető problémája megtalálni azokat a paramétereket, amelyeket a szív elektromos működését nem csak jól írják le, hanem a számítógép algoritmusai számára jól kezelhető formába is hozhatók. Ezek a paraméterek természetesen függenek a klasszifikálandó osztályoktól (betegségektől), az elvezetés típusától, az osztályozást végző algoritmustól, a számítógépes realizálhatóságtól és egyéb más tényezőktől is. Az EKG számítógéppel történő analízisével foglalkozó irodalom egyik legsokoldalubban tárgyalt kérdése a paraméterek meghatározása az ún. lényegkiemelés vagy közismert terminológiával "feature extraction" problémája. A jó paraméterek megtalálása az orvos és matematikus közös munkájának eredménye. Átfogó elmélet hiányában a helyes paraméter megkeresése orvosi tapasztalatokon alapuló és matematikai módszereket felhasználó kísérleti "team" munka.

A beszámoló tárgyát képező lényegkiemelés tipikus példája az ilyen irányú tevékenységnek. A módszer bizonyos értelemben igen speciális (az elvezetés és a vizsgált kategóriák szempontjából), azonban az egyes paraméterek hatásának vizsgálata az osztályozásra és a vizsgált betegség-osztályok szétválasztására kapott kísérleti eredmények nem érdektelenek. A tananyagot a tanuló algoritmushoz az Országos Kardiológiai Intézet szívsebészetének archivumából vettük, és ennek megfelelően az anyaghoz tartozó orvosi diagnózist, tanítást tökéletesnek tekintettük.

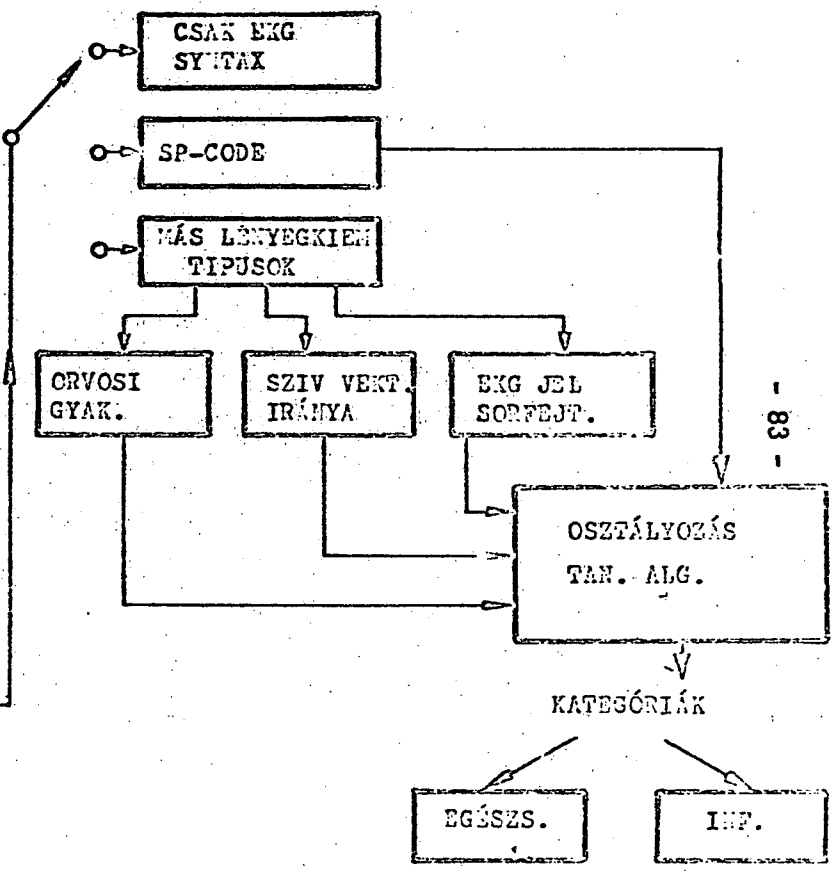
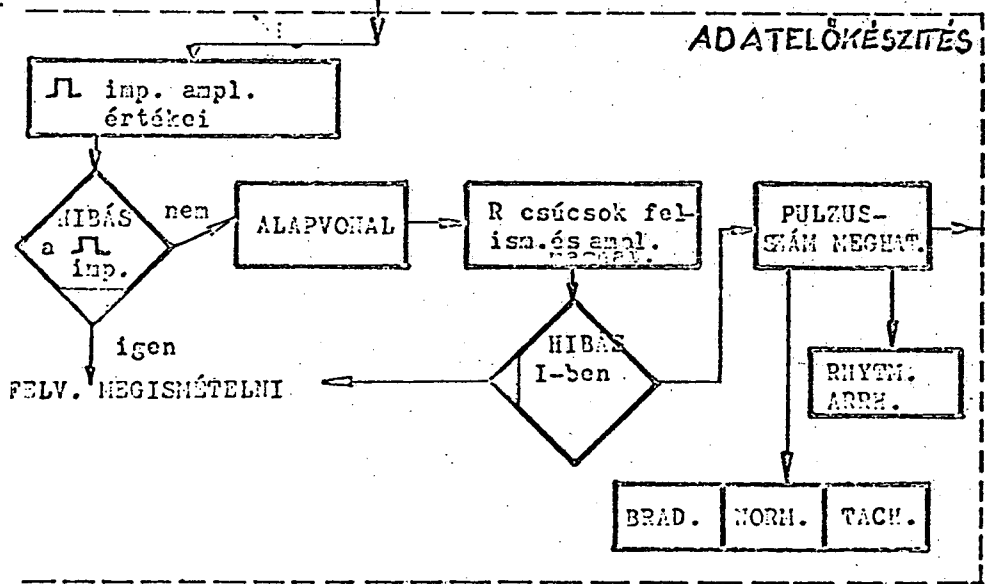


EKG adatok megjelenítése

KÖZPONTI MEMÓRIA ADATHEZŐ
I, II, III
elv. egymásutáni feldolg.

START: FEX
program

2. ábra
Feature extraction



A vizsgálat során az egyes osztályok szeparálására a TKI programkönyvtárából csak az NN (Nearest Neighbour Decision Rule) algoritmust használtuk, ugyanis több kategóriás osztályozásnál ez a legkényelmesebb és az NN program lassúsága és nagy memória igénye az adatok kis száma miatt nem jelentős. Néhány negatív eredményű kísérlet kivételével normalizált paramétereket (azaz az egyes paraméterek helyett a szórásukkal leosztott paramétereket) használtunk. Így beszámolóinkban mindig a "normált NN" algoritmus jelenti a tanuló algoritmust.

Kezdetben a standard I, II, III és a V₂, V₆ elnevezések elemzésén alapuló Sodi-Pallares-féle vizsgálat megismétlését tűztük ki célul. (lásd 1/V. Fattoruso - O. Ritter, Atlas d'Electrocardiographie, Masson et Cie, 1963, 314-317, illetve 2/C.A. de Landero, G. Luzardo-Ramirez, J. Sauches et D. Sodi-Pallares, Am. H. J. 58, 889, 1959.) Ebben megkísérelték - tapasztalati úton - fejlődési rendellenesség jellemző EKG formáját megtalálni és diagnosztikus támpontként felhasználni.

Az Országos Kardiológiai Intézet szívsebészete archívumának anyagából (1970. I. 1. - 1970. VIII. 1.) kigyűjtöttük 79 egymásutáni és a 6 leggyakoribb kórismével műtetre került különböző koru és nemű páciens adatait. Az adatok kimérése kézi úton, körzővel történt.

A kódrendszer az I, II, III és a V₂, V₆ elvezetést használja fel. Jelöljük az I, II, III elvezetésben a QRS komplexus és T hullám alatti terület előjeles értékét elvezetésenként rendre x, y, z - vel. (Pontosabban rendre X_{QRS}, Y_{QRS}, Z_{QRS}, X_T, Y_T, Z_T -vel.)

Tekintsük az Einthoven háromszöget és számítsuk ki a vektornak a frontális "háromszög" síkjára való vetületét. Levezethető a geometriai összefüggésekből, hogy

$$\alpha = \pm \arctg \left[\sqrt{3} \frac{y+z}{2x+y-z} \right] \quad (1)$$

ahol az előjel +, ha $y+z > 0$

-, ha $y+z < 0$

A kódrendszer első két tagját jelenti a QRS csoport és a T hullám alatti előjeles területek alapján az I, II, III elvezetésből számított α_{QRS} , α_T térszög.

Ezt egészíti ki a szívvektor horizontális síkra való vetületének meghatározása a V₂, V₆ elvezetésekben. Legyen a V₂, V₆ elvezetésekben a T hullám, illetve a QRS komplexus alatti előjeles területe U_{QRS}, V_{QRS}, U_T, V_T.

Ekkor,

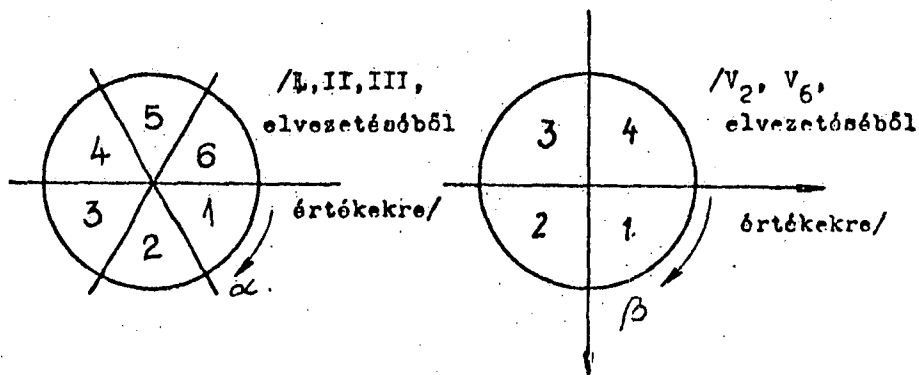
$$\beta = \pm \arctg \frac{u}{v}$$

ahol az előjel +, ha $u > 0$

-, ha $v < 0$

A kódrendszert a β_{QRS} , β_T értékekkel egészítjük ki.

Az α_{QRS} , α_T , β_{QRS} , β_T vektorok kiszámítására készült a "FEX-HS" jelű program. A program a szögértéken kívül - az egyszerűség kedvéért - kiírja a megfelelő térszöget a következők szerint:



/a frontális síkon/

/a horizontális síkon/

3. ábra

A térszögek helyzete

Ha a vektor valamelyik térszög (határoló) elhatároló vonal közelébe esik (8° -on belül), akkor ezt a tényt a program kiírja.

Az első modellben a klasszifikálásra nem alkalmaztunk tanuló algoritmust. Az osztályozás alapjául a hivatkozás szerinti (9) feldolgozás táblázatát használtuk. A táblázat sok száz adat feldolgozása alapján készült.

Az eredmények értékelésénél a következő tapasztalatokat szűrtük le:

1.) Csökkenteni kellett a kategóriák számát, mert nem volt elég esetszám a többiben! A további vizsgálatoknál csak az

Duct. Botelli pers.	(1 kategória)
Def.sept. atr.	(2 kategória)
Fallot tetralog.	(3 kategória)
Sten.o.v.sin.	(4 kategória)

kategóriákat vettük figyelembe.

2.) A V2, V6 elvezetésekben is pontos területértéket kell leolvasni és a számított szögértékek helyzetét meg kell vizsgálni abból a szempontból, hogy a határoló síkokhoz milyen közel esik.

3.) Ki kell próbálni a kategorizáláshoz a Sodí-Pallares-féle táblázat alkalmazása helyett a tanuló algoritmusokat.

Ennek alapján célul tűztük ki az előző vizsgálat megismétlését ugyanazon 79 páciens adatából kiválogatott 1,2,3 kategóriájú páciensekre, tanuló algoritmusokkal történő osztályozással, és a tényleges (α_{QRS} , α_T , β_{QRS} , β_T) szögértékek alapján való osztályozásra. (Kezdetben α_p , β_p is szerepelt a kódokban, de a későbbiekben ezeket elhagytuk.)

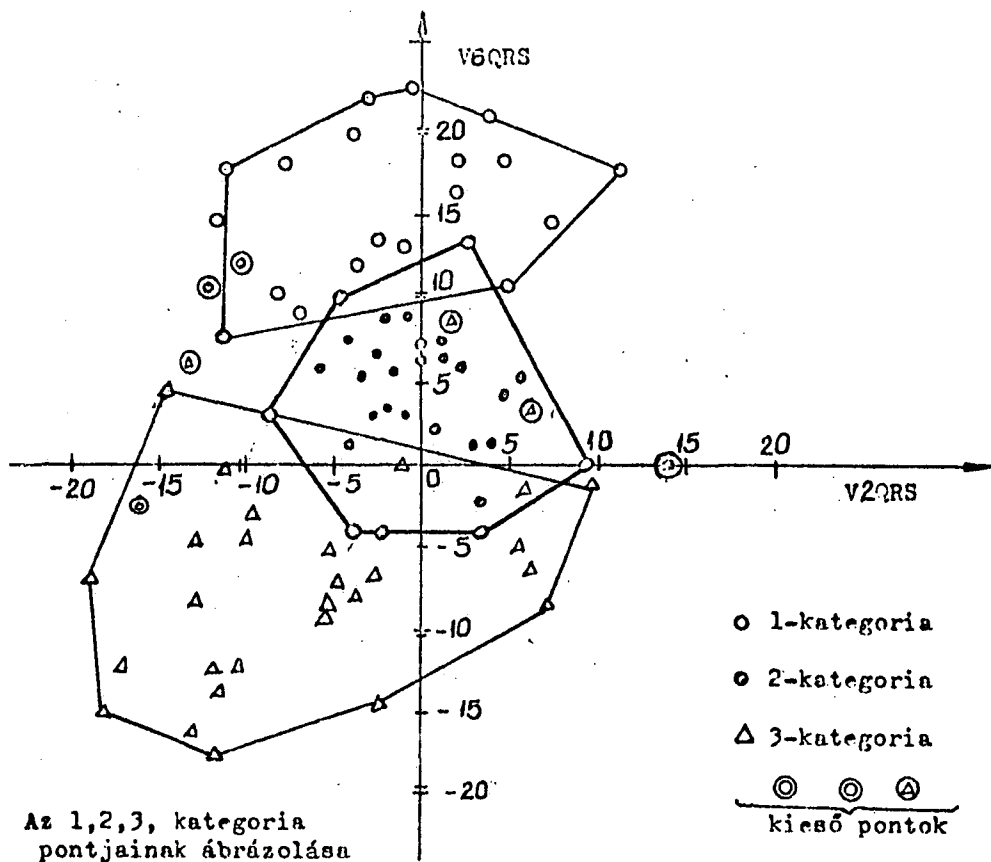
Ezekkel az adatokkal - tanuló algoritmusok felhasználásával kísérleteket végeztünk és a következő tapasztalati eredményeket kaptuk:

a.) A T hullámra vonatkozó koordináták nem játszanak kellő szerepet a döntésekben.

b.) Hasonlóképpen az I, II, III elvezetések nem lényegesek (a kis adatmennyiség miatt inkább zavaróak) a döntéseknél.

c.) A szög-állás helyett jobb a V2, V6 elvezetésekben a horizontális síkon való kétdimenziós sík koordinátáinak felhasználása "feature extraction"-ként.

Ekkor már mint két dimenziós ábra könnyen ábrázolható is a tananyag. (4. ábra)



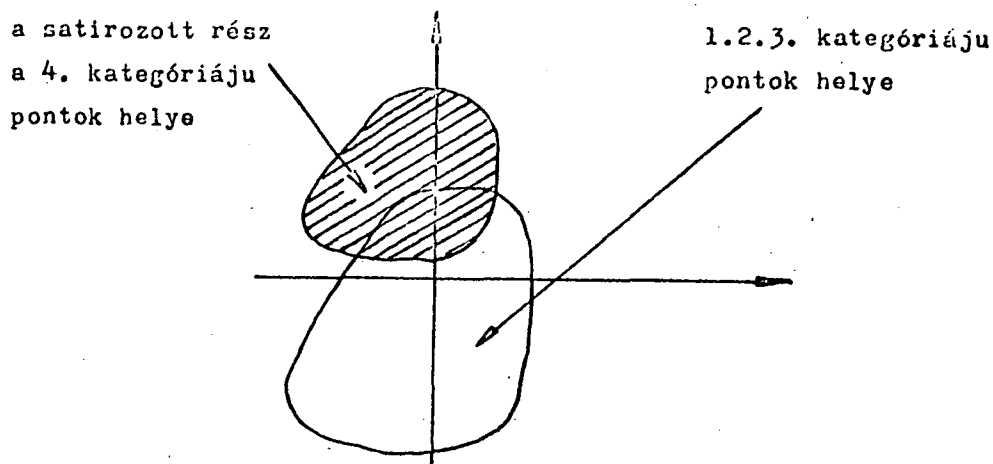
4. ábra

(Ezen az ábrán már több adat anyaga is szerepel.) Az eredeti anyagból kiválogatott páciensek adatai alapján az NN (normált) tanuló algoritmus a következő eredményeket adta:

tananyag nagysága	szétválasztandó kategória	hibák száma	százalékos hiba %
24	1,2	3	13
30	2,3	4	14
24	1,3	6	25
39	1,2,3	10	20

Kétdimenziós (V2QRS, V6QRS) adatokkal történő szeparálás eredményei

A 4. kategóriára vonatkozóan is végeztünk kísérleteket: megállapítottuk, hogy az 1,2,3 kategóriáktól a V2, V6-ból számított QRS alatti előjeles terület alapján nem választható szét kielégítően. Már a síkbeli ábrák alapján is megállapítható, hogy 4. kategóriájú pontok összekeverednek a többiekkel. Sematikusan ez a következőképpen néz ki (5.ábra):



5. ábra

Az 1.2.3. és 4. kategóriájú
pontok elhelyezkedése

Az orvosi ismereteknek megfelelő az ábrán látható nagyfokú fedés. Ezért teljesen új tananyagot (ugyanonnan és ugyanugy 1969. évből) a vizsgált négy kategóriára anyagot készítettünk, de az U (V2QRS), V (V6QRS) koordinátákat kiegészítettük a w és z koordinátákkal, amelyek a végtagi EKG elvezetésben a hullám irányát, ill. a hematokrit (tehát egy EKG-n kívüli paraméter) értékeit jelölik. Így módon gyűlt össze:

14	páciens	az	1	kategóriából
33	"	a	2	"
24	"	a	3	"
38	"	a	4	"
<hr/>				
109				

Ennek alapján a következő eredményeket kaptuk:

tananyag nagysága	kategóriák	hiba szám	hiba %
109	1,2,3,4	43	40

Négy kategóriájú szétválasztás eredményei / 4 kategória

algoritmus tényl. kategória	1	2	3	4	Összesen
1	7	2	0	5	14
2	2	19	0	12	33
3	1	2	19	2	24
4	6	11	0	21	38

A négy kategóriájú döntéshez tartozó hibák elosztása

tananyag nagysága	kategóriák	hiba szám	hiba %
71	1,2,3	15	21

A három kategóriájú szétválasztás eredményei

algoritmus tényl. kategória	1	2	3	Összesen
1	10	4	0	14
2	6	25	2	33
3	1	2	21	24

A három kategóriájú döntéshez tartozó hibák elosztása

A vizsgált kórképek ilyen kevés adat alapján egyébként nem választhatók szét jól. Orvos ezek elkülönítésében nem így járna el, viszont a vizsgálat az orvos számára közvetlenül belátható (és így orvosi szempontból) ellenőrizhető.

Egy iteratív módszer EKG görbék sorfejtésére (8)

A feladat megfogalmazása. Tekintsünk egy $\left\{ A_i(t) \right\}_{i=1}^N$ $0 \leq t \leq 1$ lineárisan független függvényrendszert.

Keressük az $\left\{ \hat{\alpha}_i(\omega) \right\}$ együtthatókat, úgy, hogy $\hat{\alpha}_i = \hat{\alpha}_i(\omega)$ minimalizálja az

$$\int_0^1 \left[\eta(t, \omega) - \sum_{i=1}^N \hat{\alpha}_i A_i(t) \right]^2 Q(dt)$$

kifejezést ahol $\eta(t, \omega)$ az $\eta(t, \cdot)$ sztochasztikus folyamat egy realizációja (speciálisan az EKG regisztrátum egy periódusa).

A feladat megoldása a Q eloszlásfüggvény több speciális esetében is ismert, azonban ezekben az esetekben nagy dimenziójú mátrixokkal való műveletek (inverzió, szorzás) és nagyszámú integrál (N^2) kiszámítása jelent numerikus nehézséget a konkrét számításnál.

Az EKG regisztrátumhoz rendelt vektor - a lényegkiemelés - az $\left\{ \hat{\alpha}_1(\omega), \hat{\alpha}_2(\omega), \dots, \hat{\alpha}_n(\omega) \right\}$ regressziós együtthatókból álló vektor. Ha az $A_i(t)$ függvények egy-egy kategória-csoport (betegség-csoport) reprezentatív EKG görbéit jelentik, akkor az $A_i(t)$ -hez tartozó

$$\left\{ \alpha_1^{(i)}, \dots, \alpha_n^{(i)} \right\} \quad i = 1, 2, \dots, N \text{ az egyes csoportok}$$

"cluster középpontjait" szemléltetik. Speciálisan, ha az $\left\{ A_i(t) \right\}$ függvények ortonormáltak, akkor a cluster középpontok az egység kocka csúcspontjai. Ez az egység kocka csúcsaiba való leképezés elérhető úgy is, hogy képezzük az $\left\{ A_i(t) \right\}$ rendszerrel azt a reprodukáló magu Hilbert teret, melynek az $\left\{ A_i(t) \right\}$ függvények ortonormált bázisát képezik. (Ld. pl. Parzen, Aronszajn)

Megjegyezzük, hogy pl. diszkrét idő esetében a magfüggvény

$$K(s, t) = \sum_{i=1}^N A_i(t) A_i(s) \text{ és a skalárszorzat}$$

$$(f, g) = \sum_i \sum_j f(t_i) K^{-1}(t_i, s_j) g(t_j) \text{ kifejezésekkel adható meg,}$$

ahol

K^{-1} a $K(t_i, S_i)$ mátrix inverzét jelöli.

(Egy lehetséges $A_i(t)$ függvényrendszert adunk meg a 6. ábrán. Ezt a rendszert Gelfand akadémikus és Guberman matematikus állították össze szovjet kardiológusokkal végzett vizsgálatok alapján.)



6. ábra

QRS komplexus típusok EKG sorfejtéséhez I, III elvezetés

Iteratív algoritmus a sorfejtésre

Az algoritmus a potenciálfüggvényes algoritmusok elméletén alapszik. Itt az Ajzerman-Braverman-Rozonoer munkáiban tárgyalt eredeti algoritmust alkalmazzuk.

Tételezzük fel tehát, hogy az $\eta(t, \omega)$ folyamat olyan, hogy a folyamat realizációi

$$\eta(t, \omega) = \sum_{k=1}^{\infty} \alpha_k(\omega) \cdot A_k(t)$$

alakban írhatók egy valószínűséggel, (a sor pontonkénti konvergenciáját vizsgáljuk.)

Válasszunk egy $\{t_i\}$ pontsorozatot a $[0, 1]$ intervallumból, úgy, hogy a $\{t_i\}$ sorozat teljesen független valószínűségi változó sorozat és minden i -re a t_i eloszlása Q legyen.

Képezzük a következő algoritmust:

$$\alpha_i^{(0)} = 0$$

$$\alpha_i^{(n+1)} = \alpha_i^{(n)} + \left[\eta(t_{n+1}) - \eta^{(n)}(t_{n+1}) \right] A_i(t_{n+1})$$

ahol

$$\eta^{(n)}(t, \omega) = \sum_{i=1}^{\infty} \alpha_i^{(n)} A_i(t)$$

Ekkor igaz az, hogy

$$\sum_{i=1}^{\infty} \left[\alpha_i(\omega) - \alpha_i^{(n)}(\omega) \right]^2 \rightarrow 0, \text{ ha } n \rightarrow \infty$$

egy valószínűséggel.

I r o d a l o m

- (1) Balogh Barna - B. Nagy András - Csánki Ferenc - Pintér Henrik - Ungvári László: Az OKI-TKI által létrehozott EKG körüli diagnosztikai állomás hardware rendszere és funkcionális vizsgálata. TKI tanulmány az OMF B részére, 1972.
- (2) Bak Miklósné - Dévai Ferenc - Ghyczy Kálmán - Gulyás Ottó - Kobzos László - Somlai József: Az EKG mintaállomás software rendszere. TKI tanulmány az OMF B részére, 1972.
- (3) Dévai Ferenc: Programrendszer EKG adatok off-line feldolgozásához (Megjelenés alatt a TKI Közleményekben)
- (4) Kobzos László, Somlai József: Programrendszer EKG adatok on-line feldolgozásához (Megjelenés alatt a TKI Közleményekben)
- (5) Bak Miklósné - Kobzos László - Gulyás Ottó: EKG görbék automatikus kiértékelése és szeparálása tanuló algoritmusok felhasználása, 1971-es évi Szegedi Kollokvium
- (6) Battistig György - B. Nagy András - Rét András - Ungvári László: Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásának rendszertechnikai és hardware kérdései, 1972-es évi Szegedi Kollokvium.
- (7) Bak Judit: Feature extraction of electrocardiograms using a mini-computer, Paper for CISM, UDINE 1972.
- (8) Gulyás Ottó: An iterativ method for the estimation of regression coefficients. Paper for CISM, UDINE 1972.

(9) dr. Ghyczy Kálmán - Bak Miklósné - Gulyás Ottó:
Egy, a vektorálás alapján történő klasszifikálás az EKG-ban
(esettanulmány), 1972.