

Országos Korányi Tüdőgyógyintézet és
BME Folyamatszabályozási Tanszék

EKG görbék osztályozása a nehezen detektálható görbeszakaszok
mint képek számítógépes feldolgozása alapján

Naszlady Attila, Hajnal Miklós, K. Tihanyi Katalin,
Loványi István és Vajta László

Az EKG a legelterjedtebb olyan orvosi vizsgáló eljárás, amely analóg jelet tömegesen állít elő. Automatikus értékelésére, számítástechnikai feldolgozására már a 60-as évek eleje óta rendszeres kutatás folyik az USA-ban [1, 2], Japánban [3], NSZK-ban [4], valamint Franciaországban [5].

Hazánkban Ghyczy és mtsai [6], Antalóczy és mtsai [7], Kenedi és mtsai [8], valamint Németh és mtsai [9] foglalkoztak legintenzívebben a feladattal és közöltek számos eredményt - kutatási szinten.

Az, hogy a megoldást közel 20 év óta kutatják, a feladat bonyolultságát, továbbá a választott ut, mód nem kellemő hatékonyságát sejteti. Az utóbbit támasztja alá, hogy az analóg feszültség digitalizálását célzó mintavételezés frekvenciáját /legalább 300/sec/ és a szükséges amplitudó szinteket /az alapvonal ingadozást is/ tekintetbe véve

akkora adatátviteli sebességet igényel /4800 bit/s, de legalább 2400 bit/s/, amely átviteli csatorna kapacitást a postai vonalak nem biztosítanak. A mágnesszalagos tároláshoz pedig jelentős eszközbővítésre lenne szükség, de még így sem dolgozhatók fel a már meglévő görbék.

Mindezek figyelembevételével, valamint az évek óta folyó számítógépes képfeldolgozási munkáink eredményei [10] alapján kerestünk az eddigiektől elvileg eltérő, más utat arra törekedve, hogy tömegellátási szinten is járható legyen.

A tüdőszűréshez csatlakoztatható EKG szűrés már kidolgozott és 5000-es lakosságszűrésen bevált módszerével tömegesen állítható elő 12 s-nyi I. elvezetést rögzítő EKG görbe. Szűrővizsgálati szintü értékelésre elegendő az alábbi három kategória egyikébe sorolás: nem kóros, kétes, kóros. A kétes és kóros továbbvizsgálandó.

Az osztályozási algoritmus a számítástechnika orvosi alkalmazásában követendő elvet tartotta szem előtt; utánozni az orvosi gondolkodást. Az értékelő orvos ugyanis első lépésben eldönti, hogy technikailag elfogadható-e a görbe. Ezután választott görbe ponttól - ez rendszerint a P-hullám, illetve ennek hiányában a QRS csoport - elindulva véleményt alkot az időtengely mentén elhelyezkedő sza-

kaszokról /PQ, QRS, ST, QT, RR/, majd az egyes hullámok amplitudó viszonyairól. Minthogy ezek normál határértékei kidolgozottak, így feladatunk egy optikailag kezelhető template megfogalmazását jelentette /l. ábra/.

Metodika

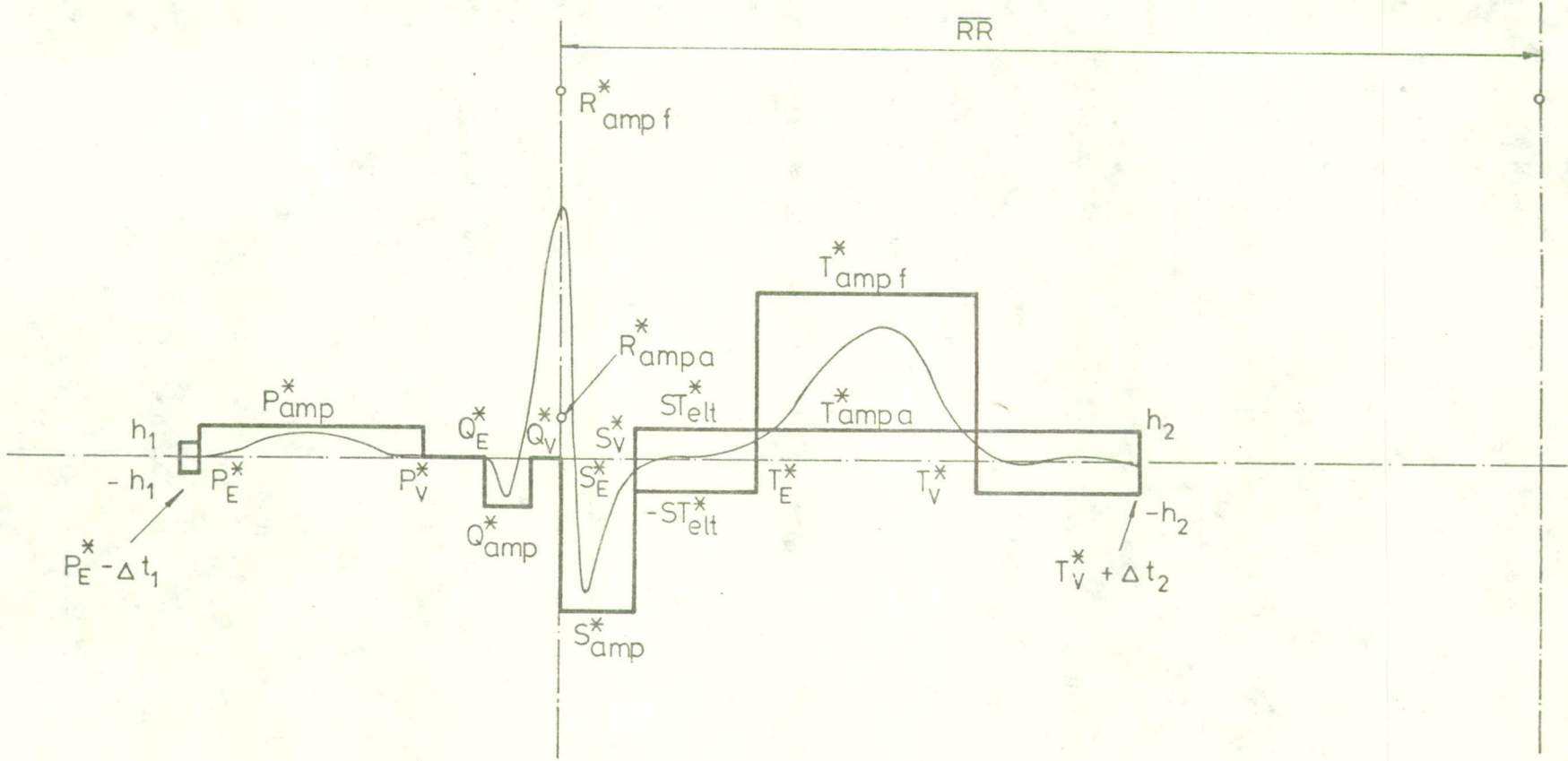
Az eljárás kiindulási pontnak az R hullám csucsat tekinti, ezt a zéróvonal pozicionált görbén az amplitudó maximum és a hozzávezető meredekség maximum kritériumai alapján találja meg. Ettől balra és jobbra elhelyezett amplitudó és idő határértékekkel definiált zónák vizsgálatát végzi el, s az egyes túllépéseknek az orvosi ismerettel egyező EKG elnevezéseket feleltet meg.

Az időtengelyen az R csucs helyétől balra 50 ms-on túli, negatív irányban 0,05 mV-nál nagyobb amplitudót pathológiás Q-nak jelez, csakugy, mint a balra 20.50 ms közötti, de 0,15 mV-nál mélyebben talált amplitudó értéket.

A balra 250 ms-nál távolabb és 280 ms-nál közelebb $\pm 0,05$ mV-nál nagyobb amplitudó esetén PQ megnyulást /l fokku blockot/ jelez, illetve, ha balra 150 ms-nál már nem talál $\pm 0,05$ mV-nál nagyobb amplitudót, akkor antesystoliát állapít meg.

Az R csucstól jobbra 380 ms-on túli $\pm 0,05$ mV-t meghaladó amplitudó QT megnyulásként szerepel. Utóbbi frek-

I. ábra



vencia függőnek tekintve a $0,39 \sqrt{RR}$ képlettel számított határértékkel veti össze.

Az egyik legnehezebb feladatnak az ST szakasz megítélése bizonyult. Az EKG ezen legváltozékonyabb s ugyanakkor legfontosabb szakaszának megítélési helyét kísérlettel döntöttük el. EKG görbék orvosi értékelése közben az orvos megjelölte az ST szakasz azon részét, amelynek alapján arról véleményt formált. Ezek R hullámtól való távolságaiból hisztogramot készítettünk. Az eredmény azt mutatta, hogy igen kis ingadozással csaknem minden esetben u. a. a helyről ítéli meg az orvos az egész ST szakaszt. Ez pedig az R hullám csúcsától 60-90 ms között van /2. ábra/. Ha itt $\pm 0,10$ mV-nál nagyobb amplitudóju eltérést talál, akkor a program ST elevatio ill. depressio kijelzésére utasít.

Végül a jobbra 100 és 380 ms közötti amplitudó értékelése alapján dönti el a T hullám minősítését.

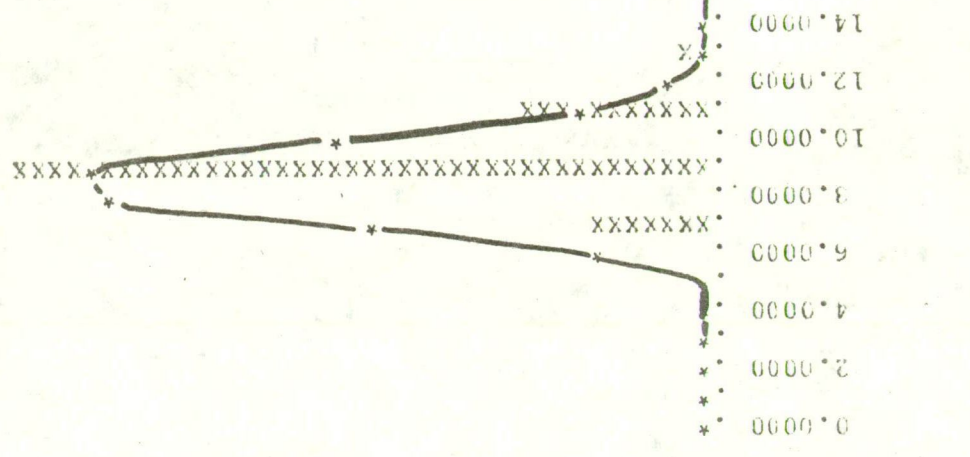
A hardware felépítése

Az 1 csatornás direkt hőiró készülék által szolgáltatott EKG regisztrátumok feldolgozására szolgáló IMPRO számítógépes képfeldolgozó rendszer felépítését a 3. ábra mutatja. Fő részei: a regisztrátum továbbító és megvilágító rendszer, zárt láncu TV kamera, a tulajdonképpeni képfeldolgozó egység /IPS/, monitor és központi számító-

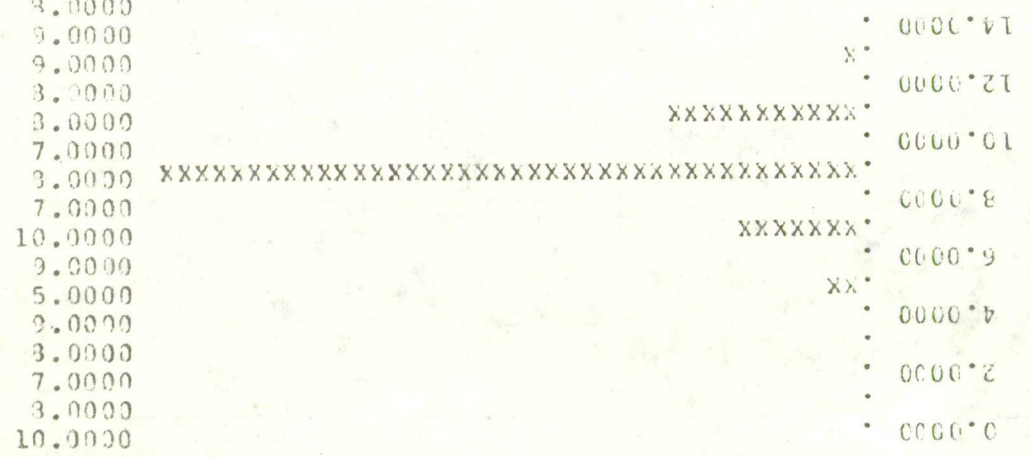
ISTOGRAM
 OFFSET= 1
 CELL WIDTH = 2
 DATA

0000.6
0000.8
0000.10
0000.11
0000.12
0000.13
0000.14
0000.15
0000.16
0000.17
0000.18
0000.19
0000.20
0000.21
0000.22
0000.23
0000.24
0000.25
0000.26
0000.27
0000.28
0000.29
0000.30
0000.31
0000.32
0000.33
0000.34
0000.35
0000.36
0000.37
0000.38
0000.39
0000.40
0000.41
0000.42
0000.43
0000.44
0000.45
0000.46
0000.47
0000.48
0000.49
0000.50

CELL#	LOWER LIMIT	NO. OF OBS	%RELATIVE FREQ
1	0.0000	0	0.0000
2	2.0000	0	0.0000
3	4.0000	1	2.0000
4	6.0000	6	12.0000
5	8.0000	32	64.0000
6	10.0000	9	18.0000
7	12.0000	2	4.0000



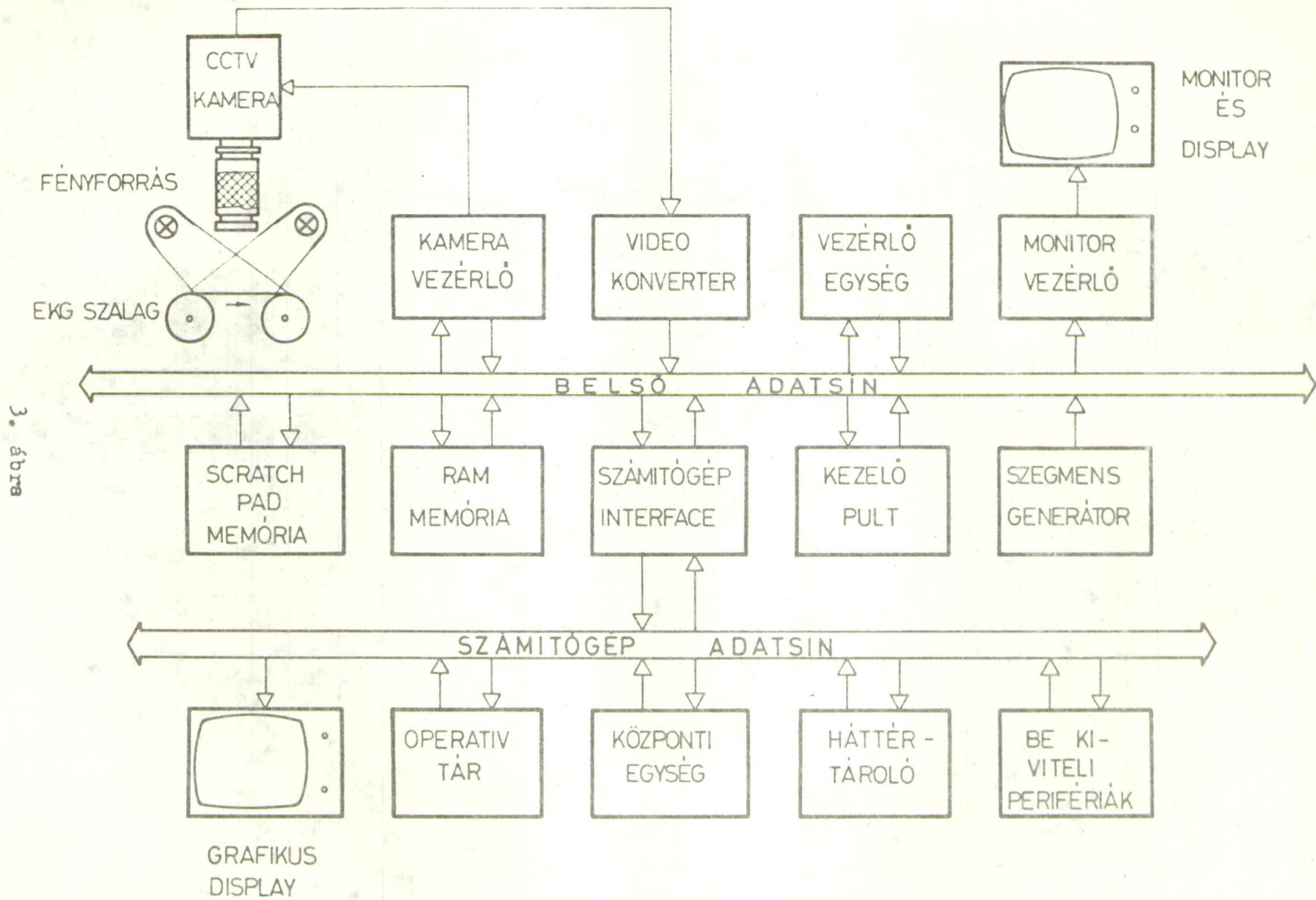
EACH X = 1.60 PERCENT



EACH X = 1.60 PERCENT

N = 50
 MEAN = 9.5800
 STD. DEV = 1.3566
 SKEWNESS = 0.3391
 KURTOSIS = 3.6203
 XMIN = 5.0000
 XMAX = 12.0000
 RANGE = 7.0000

2. brra



3. ábra

gépes feldolgozó egység perifériákkal. A moduláris felépítésű IPS gyors szimultán A/D konverziót lát el, 16 egyedileg állítható és letiltható szürkeségi szinttel. A felbontóképesség 192x144 és 768x576 között változhat, a képmező software uton tovább szegmentálható. Az IPS moduljai a nagysebességű INTEL 8080-orientált belső adatsinre csatlakoznak. A letapogatás során az adatok soronként alternálva átmenetileg 2 db scratch-pad memóriába kerülnek, innen jutnak át a visszafutás ideje alatt a 16 Kbyte-os puffer-tárba. A monitoron megjeleníthető az analóg kép, és a monitor vezérlő segítségével a real-time digitalizált kép, illetve a puffer-tár tartalma. Az IMPRO off-line üzembn saját kapcsoló-soráról vezérelhető. Folyamatos feldolgozásnál /on-line üzem/ az indítást és a puffer-tár tartalmának a számítógép operatív memóriájába történő átvitelét a számítógép vezérli, itt futnak a feldolgozó programok is /3. ábra/.

Software

Az IMPRO software rendszere két részből áll.

/i/ A rendszerprogramok teszik lehetővé a képfeldolgozóknak, mint intelligens perifériának a használatát. Ezek biztosítják a képbeviteli paraméterek felhasználói programból, illetve inter-

aktiv uton display-ról történő megadását, és hibás vezérlő parancsok, illetve paraméterek esetén figyelmeztető jelzéseket szolgáltatnak.

A digitalizált kép a felhasználói program által kijelölt memória területre kerül. A képátvitel szegmenseként /max. 16/ is történhet, alkalmazkodva a rendelkezésre álló tárcapacitáshoz. A CPU-ba történő adatátvitel sebessége több, mint 400 Kbyte/s.

/ii/ A konkrét feladatok megoldását speciális programcsomagok teszik lehetővé. Az EKG görbék feldolgozására szolgáló ECG Classification /ECLA/ elnevezésű programrendszer R-10-es számítógépre, assembly nyelven készült. A felhasználói program interaktív eszköz az orvosi tapasztalatok és korábbi statisztikák által meghatározott kritériumok alapján körvonalazott algoritmusok realizálására, éspedig úgy, hogy a futtatások során további finomításokat is lehetővé tesz.

A vizsgálati módszer lényege, hogy az EKG görbéken rendelkezésre álló információk által definiált mintához hasonlítva pusztán az illeszkedés alapján képes elkülöníteni a normális és kóros eseteket. Bizonyos felvilágosításokat is képes adni az abnormalitás mibenlétéről. A mód-

szer előnye, hogy egyszerű, gyors, mivel nem tűzi ki célul a paraméterek pontos meghatározását, ilymódon a zajszűrés és hihetőségvizsgálat leegyszerűsödik. A program felépítését a 4. ábra szemlélteti.

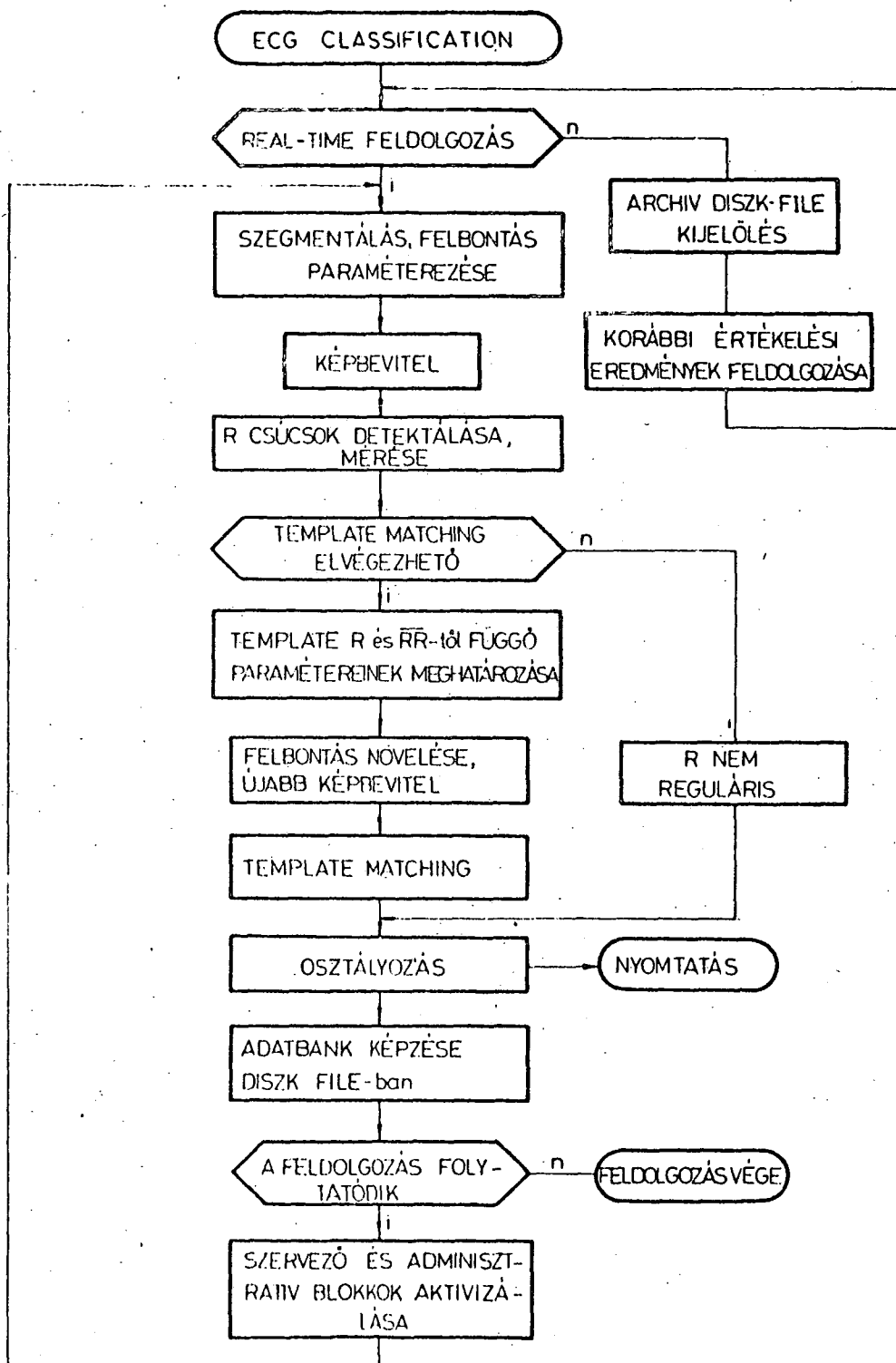
A feldolgozás első lépése két szomszédos R csucs meghatározása /ehhez a 144x192-es felbontás megfelelőnek bizonyult/. A csucok meghatározása az abszolút maximum helyek megkeresésével történik. Ha itt a görbe felfutási meredeksége nem elegendően nagy, a program az R csucot nem tekinti detektálhatónak. A meredekség számításához az egyszerű differenciaképzés elegendőnek bizonyult, mivel az R csucs felfutó éle általában zajmentes.

Az R amplitudója és két szomszédos R csucs közötti távolság segítségével határozhatók meg a template változó paraméterei /S hullám szélső értéke, QT távolság/.

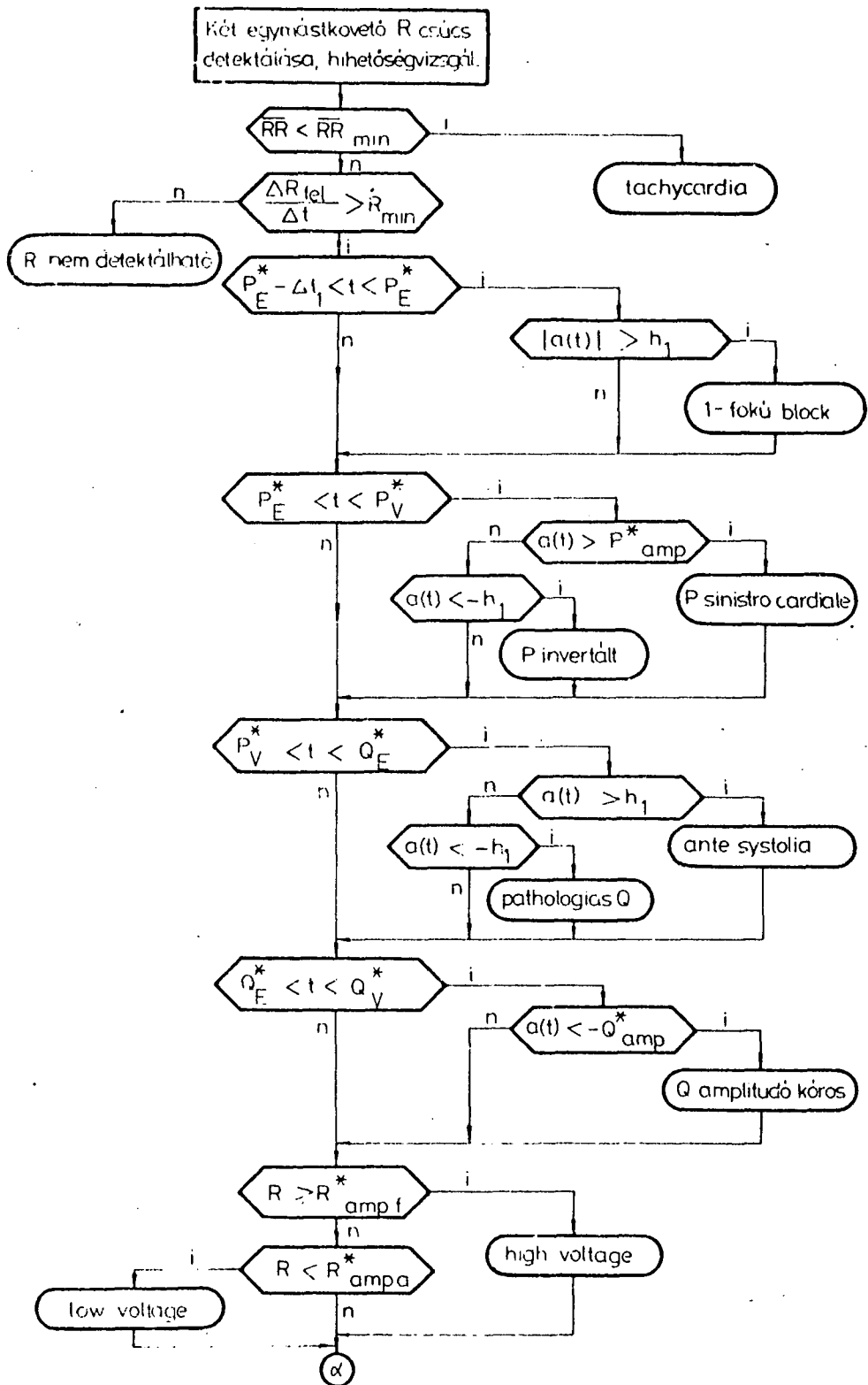
A feldolgozás következő lépése egyetlen ciklusnak az előbbihez képest kétszeres felbontású bevitele, és a mintához való illeszkedés vizsgálata /5. ábra/.

A görbe egyéb szakaszain fellépő zajokból adódó esetleges hibás detektálások száma tapasztalataink szerint minimálisra csökkenthető, ha statisztikusan értékeljük ki a mintához való illeszkedést.

Az egyes sávok paramétereitől függően határozzuk meg



4. ábra



5/a. ábra

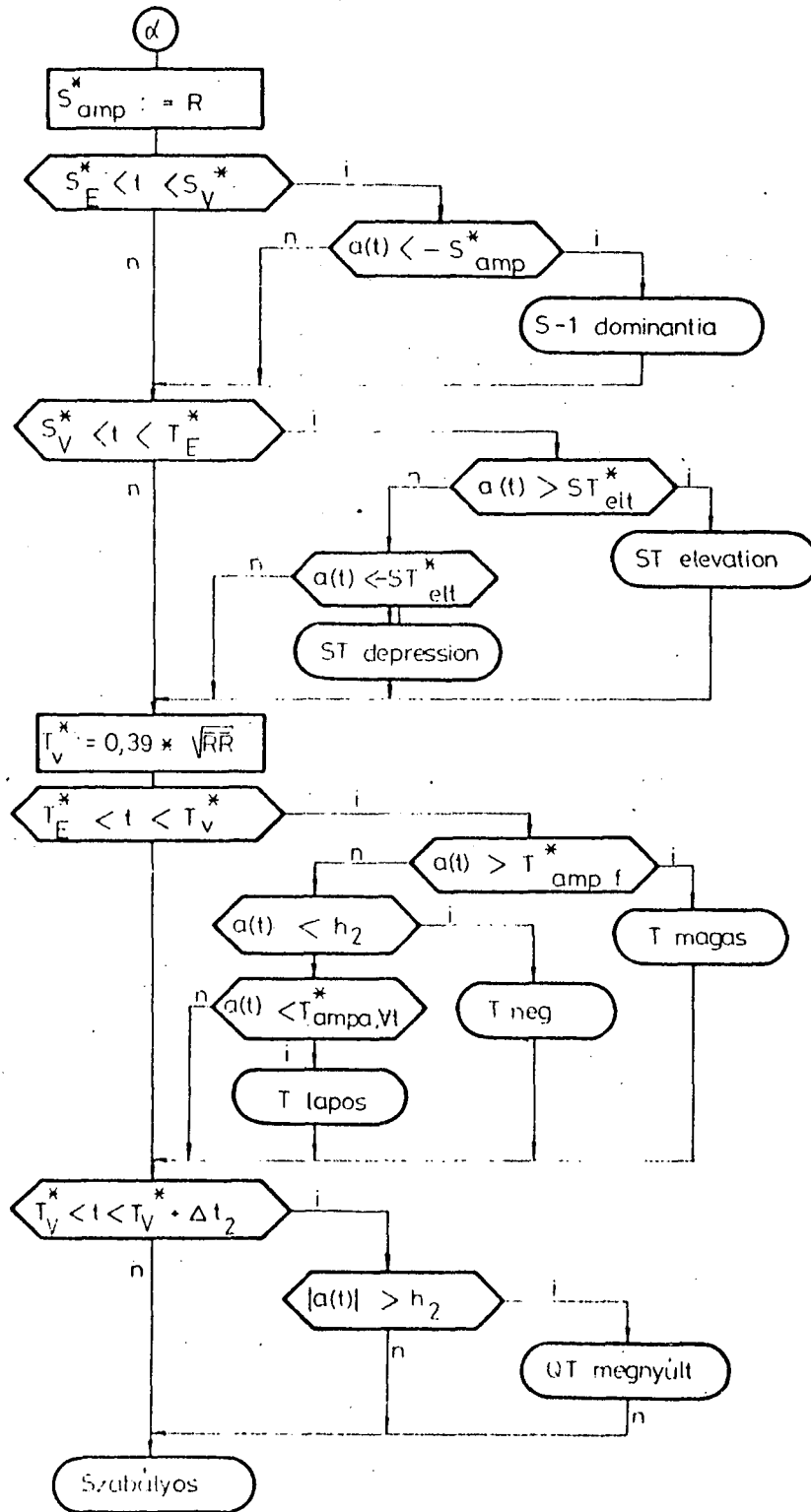
azt, hogy hány pont kiesése jelentsen valóban abnormitást.

A feldolgozás egyes lépései a monitoron és a grafikus display-en nyomon követhetők; 6. ábra: Eredeti EKG görbe az IMPRO monitorán; 7. ábra: Zajos digitalizált kép a monitoron; 8. ábra: Digitalizált, szűrt kép az RR meghatározáshoz; 9. ábra: Nagyított kép a feldolgozáshoz; 10. ábra: A görbe képe szűrés és lényegkiemelés után a grafikus display-en; 11. ábra: A görbe a template-tel összevetve.

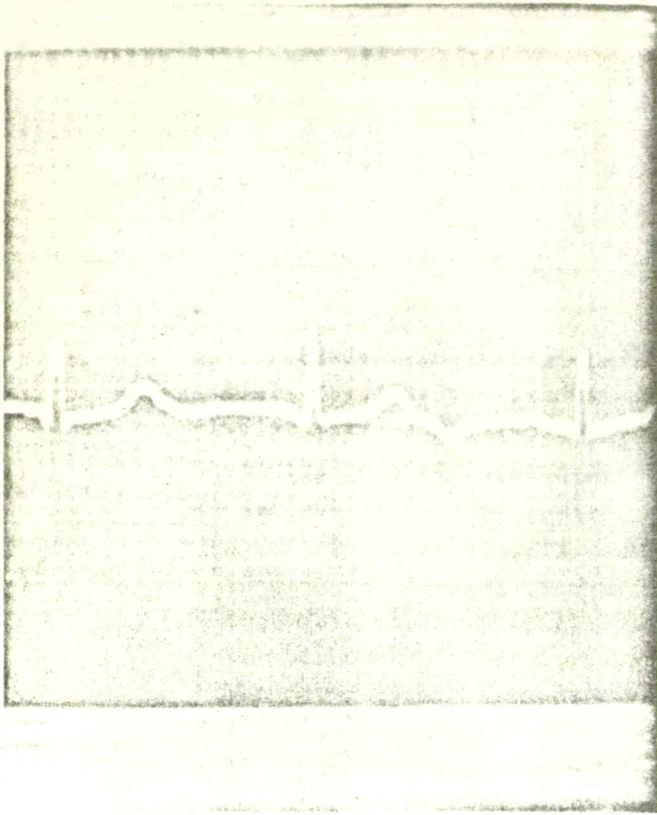
Az orvosnak így módjában áll az algoritmus döntését a sajátjával összevetni, sőt az esetleges eltérések okait megállapítani. Az algoritmust ezek alapján korrigálni lehet.

A módszer gyorsaságánál és interaktivitásánál fogva lehetőséget biztosít arra, hogy nagyszámu görbe kiértékelésével a "tanulási fázis" egyes lépéseinek program által történő realizálásával a tömeges szűrővizsgálatok céljaira megfelelő eljárást szolgáltatasson. Annyi már a kísérletek jelenlegi stádiumában is határozottan kijelenthető, hogy a normális esetek közel 100 %-os biztonsággal kiszűrhetők.

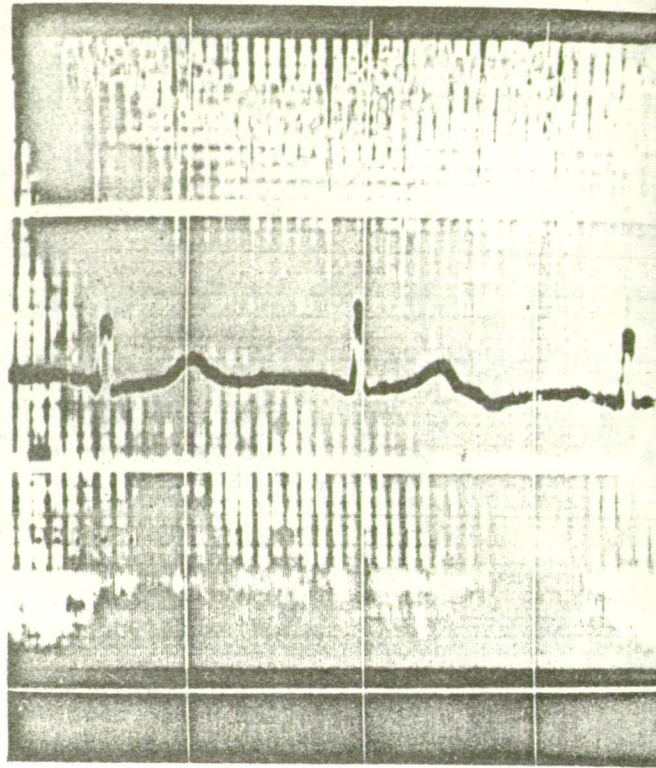
A program által szolgáltatott eredmény formátuma a 13. ábrán látható. A program szervezése biztosítja a "leletek" háttértárolón történő - esetleg megadott szem-



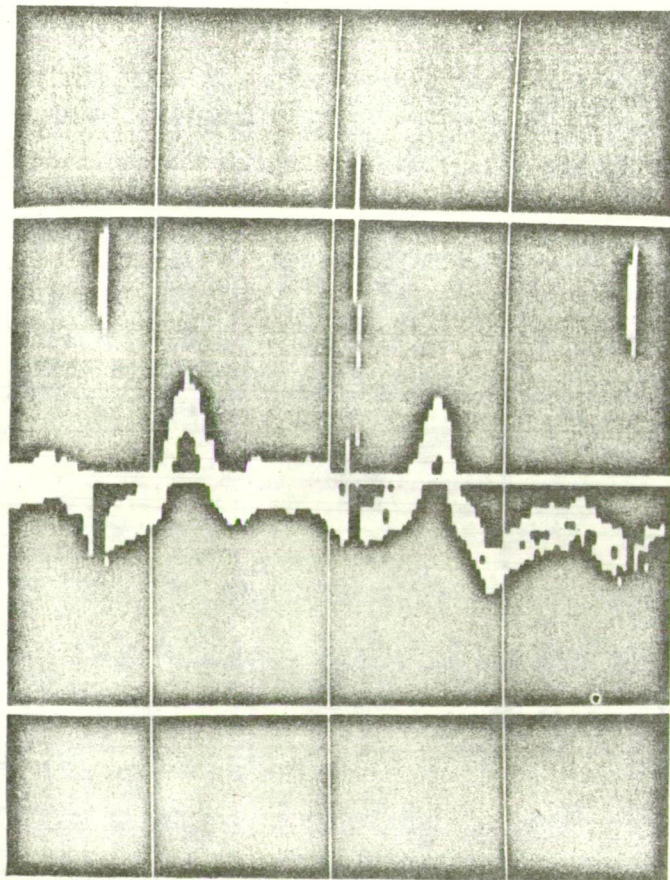
5/b. ábra



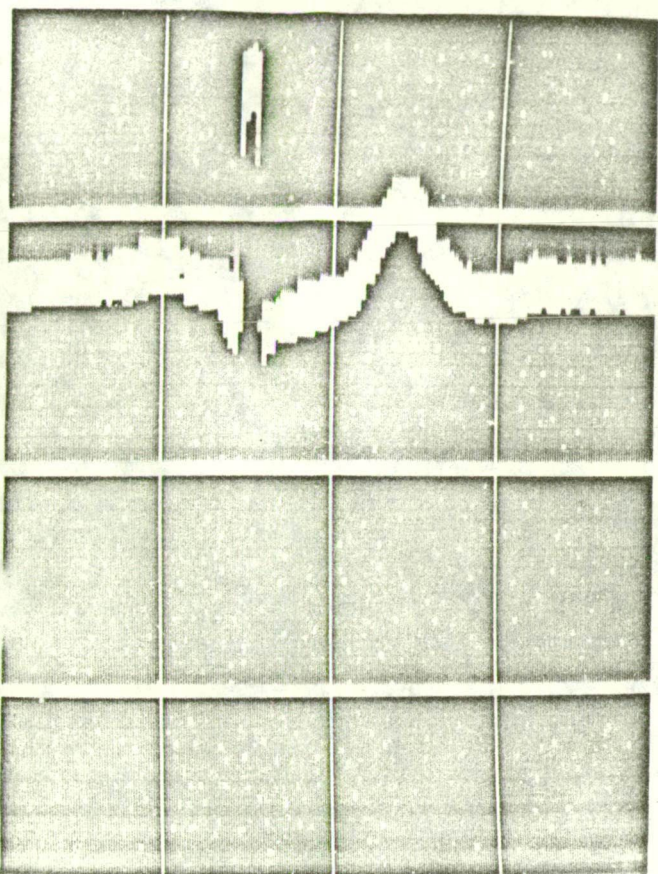
6. -ábra



7. ábra



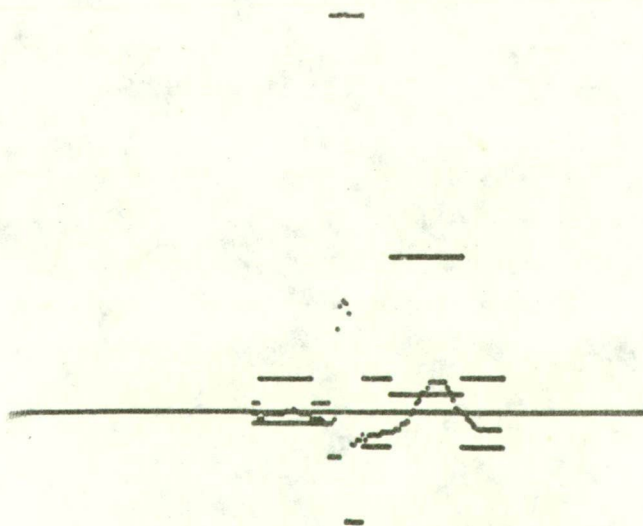
8. ábra



9. ábra

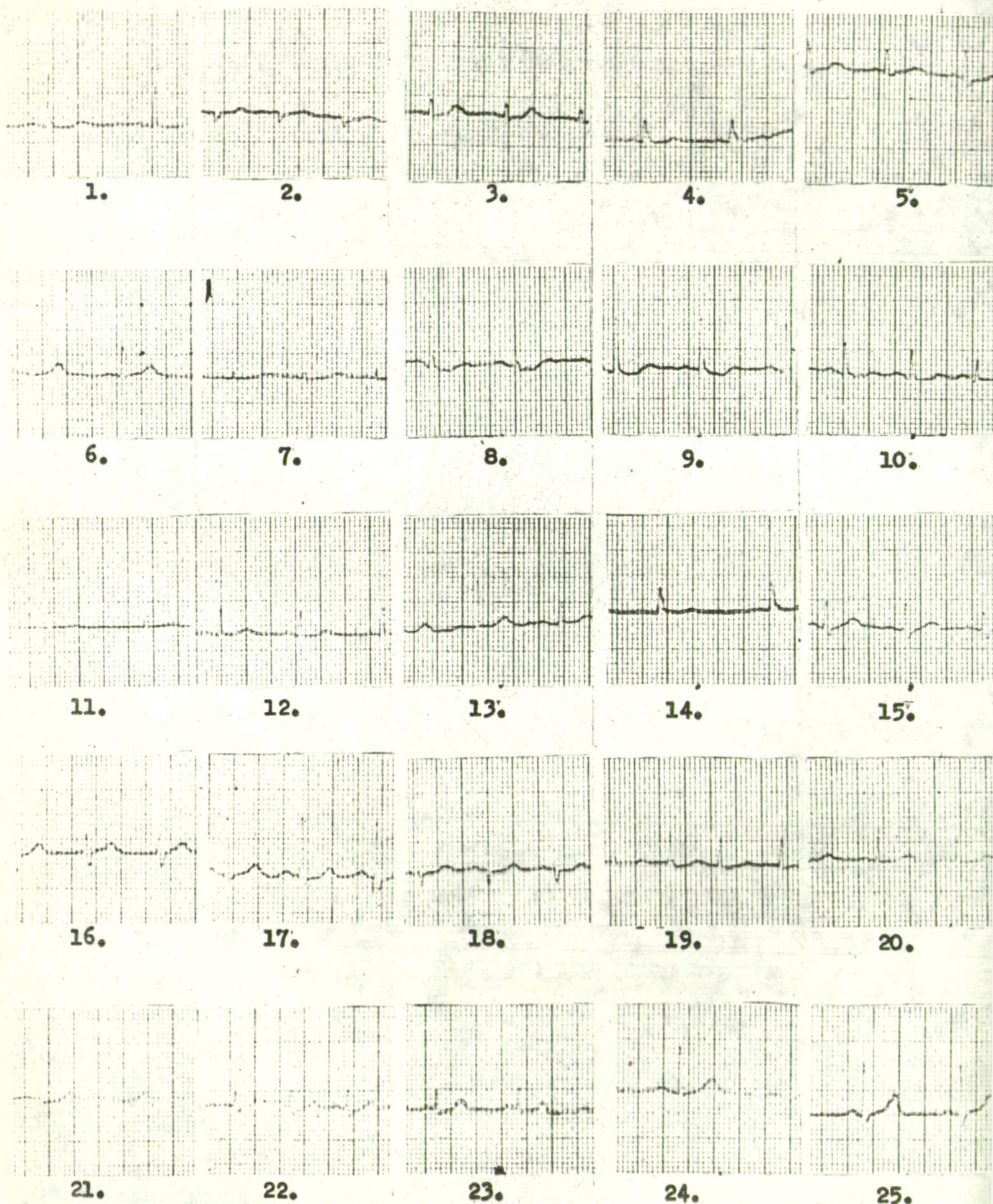


10. ábra



11. ábra

IMPRO -val osztályozott EKG görbék szűrővizsgálatból.



12. ábra

I A I I P P A P Q H L S S S T T Q I
I Z I - N A I O - T T M L T I
I U I F S I T A H W 1 E D A P M I
I N I O I N E H M H V D L E P G A M I
I U I K N V . . P . V O L E P G A P M E I
I S I U . . S . . V O L D E P R A G S G I
I I I . . Y Q . O L T M V R S S N I
I T I H C S K L T I N . . Y I
I O I L A T R O T A G E . . I
I I O R . R A G E . I
I I C D U S G E I
I I K . S E I

I 001 I - I - I - I - I - I - I - I + I - I - I - I - I - I + I - I

I 002 I AZ R CSUCS NEM DETEKTALHATO I

I 003 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I + I

I 004 I - I - I - I + I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 005 I - I - I - I + I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 006 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 007 I TACHYCARDIA I

I 008 I - I - I - I + I - I - I + I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 009 I - I - I - I - I - I - I + I - I - I - I - I - I - I - I + I

I 010 I TACHYCARDIA I

I 011 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I + I - I

I 012 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 013 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I + I

I 014 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I + I - I

I 015 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 016 I TACHYCARDIA I

I 017 I - I - I - I - I - I - I + I - I - I - I - I - I - I - I + I

I 018 I TACHYCARDIA I

I 019 I TACHYCARDIA I

I 020 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 021 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I + I

I 022 I TACHYCARDIA I

I 023 I + I - I + I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 024 I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I - I

I 025 I - I - I - I - I - I - I + I - I - I - I - I - I - I - I - I

pontok szerinti csoportokban való gyűjtését, s a lelet azonosíthatóságát. Ilymódon lehetőséget biztosít egyrészt különféle statisztikus vizsgálatok elvégzésére, másrészt valószínűségi alkalmazás esetén az egyéni leletek elkészítésére.

Eredmények

A rendelkezésre álló több, mint ötezer görbe "közepéből" eddig mindösszeg néhány százat használtunk fel. Mint-hogy módszerünket még csupán a tanítási fázisban lévőnek tartjuk, végleges orvos-gép osztályozási teljesítmény összehasonlítására nem vállalkozhatunk. Az a priori megadott határfeltételek futtatás közbeni kisebb korrigálására szükség volt, mert pl.: a vonalvastagság az EKG-n több képpont szélességnyinek bizonyult a felvételek jó részénél. A módosításokat természetesen a program megőrizte, s a továbbiakban azokkal dolgozott. Így az osztályozás egyre javult s egyre ritkábban kellett "tanítani".

Az algoritmus és program működésének illusztrálására mutatjuk be a 12. ábrán 25 egymásután felvett görbe értékelését. /Az eredményeket a 13. ábra mutatja./ A 25-ből eltérés nélkülinek talált 5-öt: 6, 12, 15, 20, 24. Tévesen 1-foku blokknak minősített P inversióval egy P hullám előtti negatív alapvonal kilengést.

Antesystoliát állapított meg 3 helyen: 4, 5, 8. Ezek IGL syndromának felelnek meg, ha a többi elvezetésben is ugyanez van, vagyis tovább vizsgálандók.

Az R hullámot túl magasnak találta 5 esetben: 1, 8, 9, 17, 25.

Lapos T hullámot jelzett 3 esetben: 1, 11, 14.

QT megnyulás jele szerepel 5 esetben: 2, 9, 13, 17, 21.

Ezek egyikét sem gondolta orvos megnyultnak, pedig a Hegglin-Holzmann képlet alapján azok - a szóráson belül.

Nyilvánvaló, hogy a szóráson tuli esetek kiemelésére is lehet utasítást adni. A 100/min frekv. felettieket tachycardia címén emeli ki szintén továbbvizsgálандóként.

Összefoglalva:

Eddigi vizsgálatainkból az állapitható meg, hogy a korábbi módszerektől eltérő, optikai segédeszközökkel és számítógépes feldolgozással működtethető EKG görbe osztályozó eljárásunk tömeges szűrővizsgálat céljaira igéretesnek látszik.

I r o d a l o m

- [1] Pepberger, H. V., Freis, E. D.: Automatische Analyse Kardiologischer Analog-Daten mittels elektronischer Rechenmaschinen. Meg. Dok. 4: 58-61, 1960.
- [2] Caceres, C. A.: How can the wave forms of a clinical electrocardiogram be measured automatically by a computer? IEEE Trans. bio-med. Engin. BME 9: 21-22, 1962.
- [3] Okajima, M., Yasui, S.: The present status of automatic interpretation of the electrocardiogram by the digital computer. Jap. J. med. Electron. 1: 277-289, 1963.
- [4] Reicherta, P.: Computer analysis of the electrocardiogram on the IBM 7090/1910. Arch. Kreisl.-Forsch. 49: 116-131, 1966.
- [5] Gélín, J. et al.: Analyse automatique de l'electrocardiogramme. Arc. Mal. Coeur 61: 188-208, 1968.
- [6] Ghyczy, K. és mtsai: Kézirat /TÁKI tanulmány/
- [7] Antalóczy, Z.: Automatische Bestimmung der räumlichen Herzvektoren mit Hilfe eines Triaxicardiometers. Z. Kreisl.-Forsch. 60: 501, 1971.

- [8] Kenedi, P.: Kandidátusi disszertáció.
- [9] Németh, J. és mtsai: Kézirat 1977.
- [10] Hájnai, M., Kóczy, T., Loványi I., Naszlady, A., Vajta, L.:
A General-Purpose Optical Data Processing System and
Its Biomedical Applications. Proceedings of the
BIOSIGMA'78 International Conference on Signals and
Images in Medicine and Biology /Paris, 24-28,
Avril, 1978/ vol. 2, p. 455-463 /Communication D VII. 1./