

SZOTE Központi Kutató Laboratórium Számítástechnikai Központ  
és II. Belgyógyászati Klinika

Vektor-elektrokardiogramok számítógéppel történő  
feldolgozása során nyert tapasztalataink

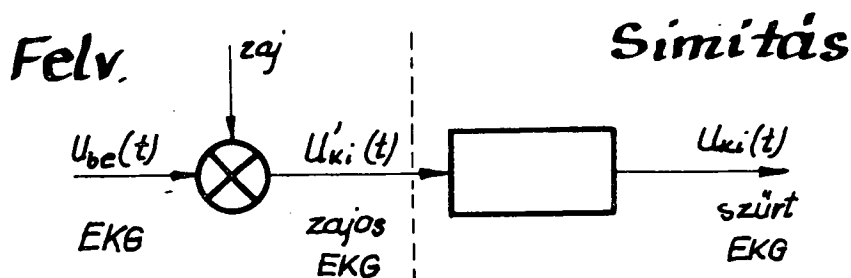
Kasza Ferenc, Csanády Miklós és Kalapis István

Az elektrokardiográfia a szív akciós potenciálját grafikusán ábrázolja az idő függvényében. Ebből a feszültség - idő függvényből a diagnosztizáló orvos következtetéseket vonhat le a szív normális, illetve kóros működésére vonatkozóan. A vektorkardiográfiai eljárás során, amely viszonylag új vizsgálati módszer, lehetővé válik a szív működésből keletkező feszültségkülönbségek térbeli ábrázolása és kvantitatív értékelése. Mivel a vektor-elektrokardiogramok részletes adatainak értékelése meglehetősen nagyszámu, azonos jellegű számítást igényel, ezért világszerte történtek törekvések számítógép alkalmazására e témában. Jelen előadásunkban a QRS komplexus analízisének egy lehetséges számítógépes változatát ismertetjük.

A Szegedi Orvostudományi Egyetem II. Belgyógyászati Klinikáján egy Hewlett - Packard vektorkardiográfival, Frank szisztémával vesszük fel a három ortogonális elvezetés bioelektromos jeleit. Ezeket a jeleket egy Tesla gyártmányú sztereomagnetofonon rögzítjük. A mágneses jeltárolón rögzített szinkron elvezetések digitalizálása egy analóg - digitál konverter segítségével történik. Egy-egy betegről előre kiválasztott intervallumot digitalizálunk, kb. 4 másodperc hosszúságú, ez átlagosan öt szívütést jelent. Az analóg - digitál konverter mintavételezési idejét 2 msec-nak választottuk, azaz 500 mintát veszünk másodpercenként és elvezetésenként. A bemenő feszültség  $\pm 1$  V-os határok között változhat, s ez a tartomány 256 kvantálási szintnek felel meg. Az így digitalizált jelet bináris kódban 8 csatornás lyukszalagon tároljuk.

A QRS komplexus vizsgálata során az egyik legnagyobb problémát az analóg jelre a rögzítéskor szuperponálódó 50 Hz-es hálózati zaj okozza. Feladat tehát az, hogy ezt a zajt úgy szűrjük ki, hogy a vektor-elektrokardiogram a lehető legkisebb torzulást szenvedje el. Leggyakrabban zajszűrés céljából átlagolási módszereket alkalmaznak, ezért először mi is egyszerű három pontos mozgó átlagolással próbálkoztunk. A simítás során nyert görbéket vizuálisan az oszcilloszkóp ernyőjén ellenőriztük, ezenkívül számított értékek alapján is következtettünk arra, hogy megfelelő volt-e a szűrés. Az eredmények nem voltak kielégítőek, ezért az eljárás finomítása vált szükségessé. Erre az irodalomban Pipberger, illetve Macfarlane által ajánlott módszer látszott a legalkalmasabbnak.

E módszer lényege a következő: ha feltesszük, hogy a következő átviteli rendszer lineáris, ahol a bemenőjel a szivről elvezetett EKG és a kimenőjel a zajos EKG, akkor nyilvánvalóan olyan lineáris átviteli rendszert kell tervezni, amely bemenetére a zajt tartalmazó jelet vezetve, kimenetén a zajnélküli jelet jelenik meg.



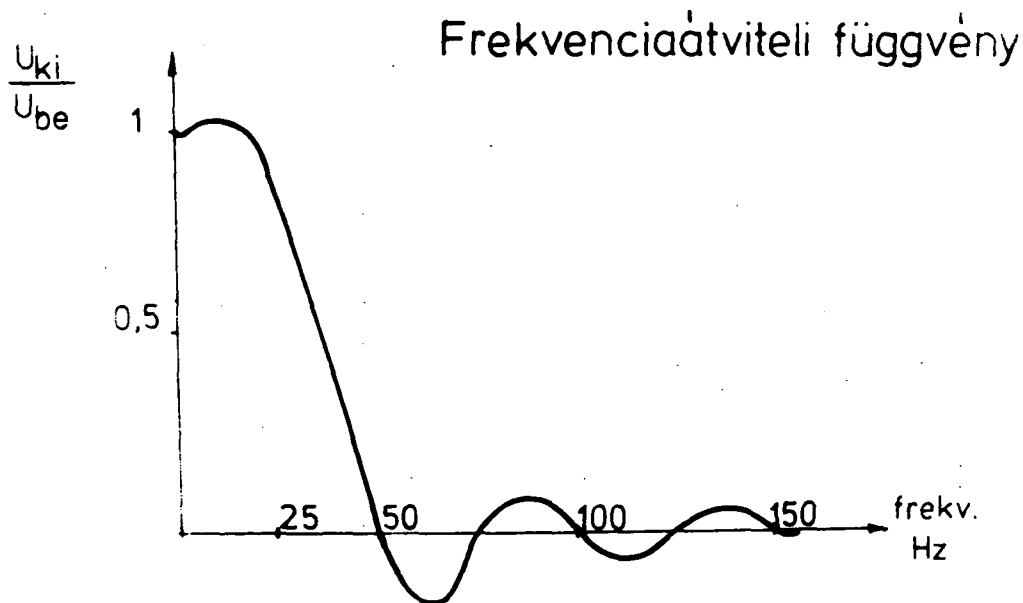
Lineáris átviteli rendszerek esetén, ha a be- és kimenőjelek folytonosak, akkor a kimenő és bemenő jel közötti kapcsolatot egy konvolúciós integrál határozza meg. Abban az esetben, ha mindkét jel diszkrét, akkor a zajt tartalmazó  $u(t)$  jelből a zajnélküli  $v(t)$  jelet a következő összeg adja meg:

$$v(t) = \sum_{\tau=-N}^N u(t - \tau) \lambda(\tau) \quad /1.1/$$

Ez az összeg egy súlyozott mozgó átlag, probléma a  $\lambda(\tau)$  súlyok meghatározása. Macfarlane abból a megfontolásból, hogy az 50 Hz-es zaj eliminálódjon és a kisebb frekvenciájú EKG jelek torzítás mentesek maradjanak, az N-t 10-nek és  $\lambda(\tau)$ -t a következő összefüggésnek megfelelően választotta:

$$\lambda(\tau) = \begin{cases} \frac{1}{20} \left( 1 + \cos \frac{\pi}{10} \tau \right); & \tau = 0, \pm 1, \dots, \pm 9 \\ -\frac{1}{40} & ; \tau = \pm 10 \end{cases} \quad /1.2/$$

Ha ezzel a súlyfüggvénnyel ábrázoljuk a kimenő és bemenő jelek viszonyát (1. ábra), akkor látható, hogy az 50 Hz frekvenciájú jelek elnyomódnak, míg a 25 Hz-nél kisebb frekvenciájú EKG komponensek amplitúdója változatlan marad, illetve kismértékben megnő, ugyanakkor a 25 Hz felettiek erőteljesen gyengülnek.



1. ábra

A módszert az előbb vázolt jó tulajdonságai miatt alkalmasnak ítéltük a felvételre került vektor-elektrokardiogramok zajszűrésére. Ennek a szűrés eljárásnak programját a CII 10010 számítógép FORTRAN reprezentánsán írtuk meg. A program futási ideje 6048 pontból álló görbére 16 perc. A kimenő jelet bináris formában lyukszalagon kapjuk.

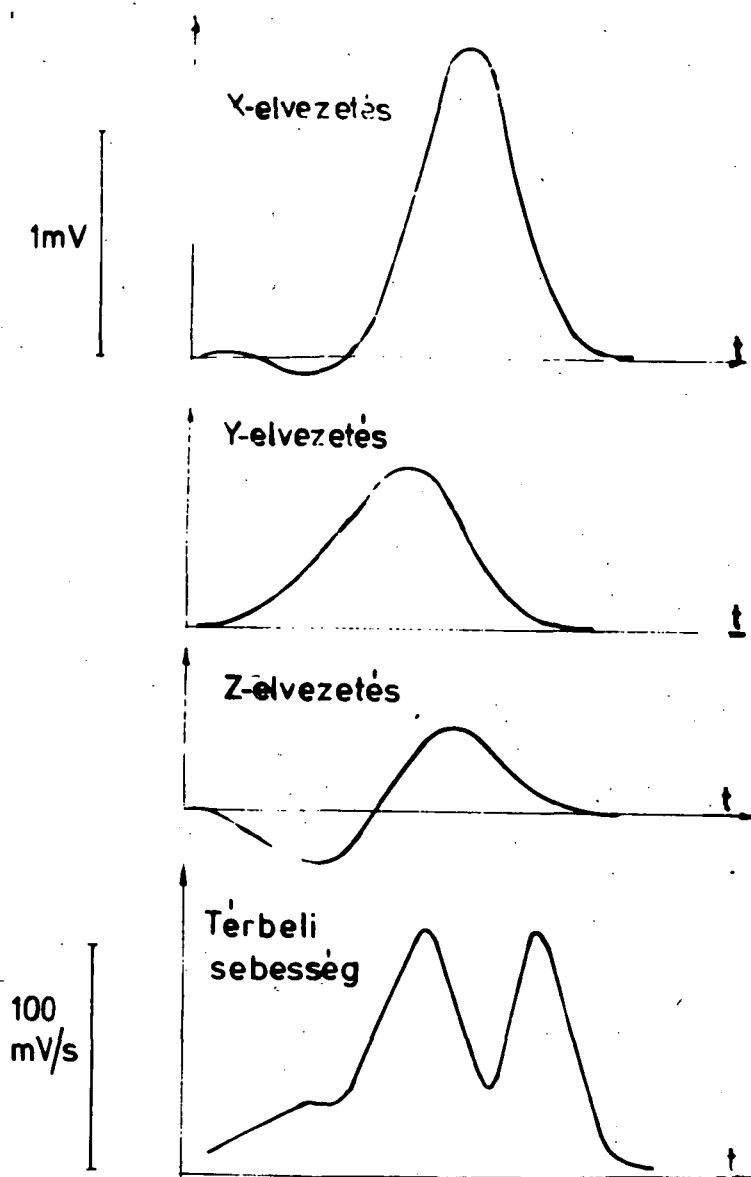
Mivel a zajszűrést a fentiek szerint számunkra megnyugtató módon sikerült megoldani, lehetővé vált fő célkitűzésünk, a QRS komplexus analízise.

A mérési intervallumon belül a QRS komplexusok kijelölésére legalkalmasabbnak a térbeli sebesség vizsgálata látszik, ugyanis a QRS komplexusra a hirtelen és viszonylag nagy mértékű változások a jellemzőek. Definiáljuk a térbeli sebességet a következő módon:

$$s = \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{\Delta t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta y}{\Delta t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta z}{\Delta t}\right)^2} \quad /2/$$

itt  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$  rendre az X, Y, Z elvezetésekben két mérési pont amplitúdó-eltérése mV-ban, a  $\Delta t$  esetünkben 2 msec. Egy periódust vizsgálva az tapasztalható, hogy a térbeli sebesség görbéjének a QRS ideje alatt határozott maximuma van, előtte, ill. utána meredeken csökken közel a nulla szintig. A 2. ábrán csak a térbeli QRS komplexus X, Y, Z elvezetésének képe, valamint az ezeknek megfelelő sebességgörbe látható.

Az ideális vizsgálati módszer az lenne, hogy egy elegendően nagy intervallumon a térbeli sebességgörbe maximumától az idő tengelyen előre, illetve hátra olyan függvényértékeket keressünk, melyek egy kiválasztott küszöb fölé esnek, s ezeknek megfelelő mérési pontokat tekintjük a QRS komplexusnak. Ez a módszer számítógépünk kis operatív memóriája miatt nem valósítható meg. Ezért olyan sebességérték küszöböt kerestünk, amelynél a QRS sebessége biztosan nagyobb. A mérési intervallum kezdetétől szekvenciálisan vizsgálva a sebesség értékeket, a küszöb fölé esők csak QRS "gyanus" pontoknak tekinthetők, mert a P és T hullámoknál is lehet ennél nagyobb a térbeli sebesség. Ha a nagy se-



2. ábra

bességű intervallum 44 msec-nél hosszabb és középső részén a sebességek átlaga valamely empirikusan választott számnál nagyobb, akkor ténylegesen egy QRS komplexust találtunk meg. A küszöbértékek függnnek a felvételkor beállított osztás mértékétől, a lehetsé-

ges 0.5, 1, 2, 5-ös osztók esetén 5.6, 8.83, 12.4, 31.2 mV/sec értékek adódtak. A QRS komplexus terminális részén a jel futása lelassulhat, ezért a 22-ik megtalált QRS ponttól kezdve egy küszöb alá esést is megengedünk. Ha két egymásutáni sebesség kisebb ennél a kritikus értéknél, akkor az egész QRS komplexust kijelöltük. A QRS komplexus legelső elemét tekintjük alapvonalnak, ezen pont három elvezetésbeli komponenséhez viszonyítjuk a többi pontot.

A megtalált térbeli QRS komplexus síkvetületeinek képét egy 80 pozíciós sornyomatón kapjuk meg. A 3, 4, 5. ábrákon a három síkvetületnek megfelelően frontális, horizontális és bal szagittális siku Lissajous-hurkok láthatók. A nemzetközi konvencióknak megfelelően a frontális síkban az X tengely jobbra az Y tengely lefelé pozitív, horizontális síkban az X tengely jobbra, Z felfelé pozitív, míg a szagittális síkban Z jobbra, Y pedig lefelé irányított. Természetesen lehetőség van a fentiekől eltérő tengelyirányítások melletti Lissajous-görbék kinyomatására is.

Míg az előző program csak egy QRS komplexust használ beemelő paraméterként, addig a most ismertetésre kerülőnél az összes megtalált komplexus szerepel kiindulási adatként.

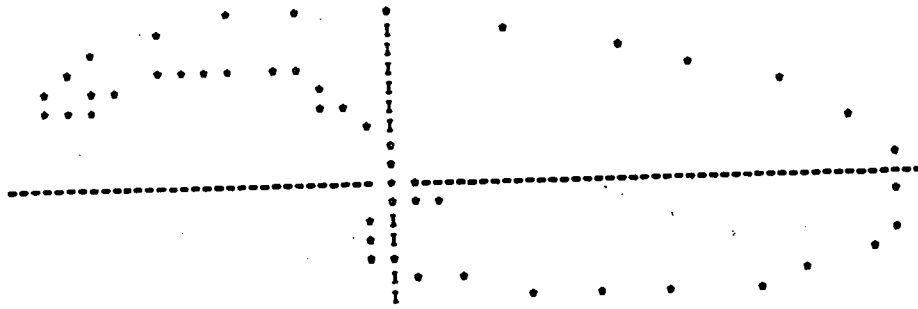
A program lényegében egy átlagos QRS komplexust állít elő, úgy, hogy az egyes komplexusok időtartamát nyolc egyenlő részre osztja, majd az osztáspontok megfelelő koordinátáit átlagolja. Változó alapvonalal dolgozik, azaz minden QRS legelső pontjának X, Y, Z elvezetésbeli értékét veszi arra a komplexusra vonatkozóan alapvonalnak. Ez a megoldás lehetőséget ad arra, hogy a vizsgált személy felvétel közbeni esetleges mozgásából, légzéséből származó alapvonal elmozdulást kiküszöböljünk. Ezenkívül meghatározza a program mindegyik QRS komplexusban a legnagyobb abszolútértékű vektor komponenseit, és az egymásnak megfelelő komponenseket is átlagolja. Az átlagos QRS komplexusból különböző szögértékeket számít ki. Kiszámítja:

a.) az azimutot (azaz a horizontális siku oldalszöget)

$$\varphi = \begin{cases} \pi - \operatorname{arctg} \frac{z}{x} & ; \quad x < 0 \text{ és } z < 0 \\ -(\pi + \operatorname{arctg} \frac{z}{x}) & ; \quad x < 0 \text{ és } z \geq 0 \\ -\operatorname{arctg} \frac{z}{x} & ; \quad x > 0 \end{cases} \quad /3.1/$$

II. BELKLINIKA KARDIOLOGIAI LABORATORIUM

LAJOS ARANKA 1971. ASD I. (1974. XI. 25.)  
A QRS KOMPLEXUS FRONTALIS VETULETE



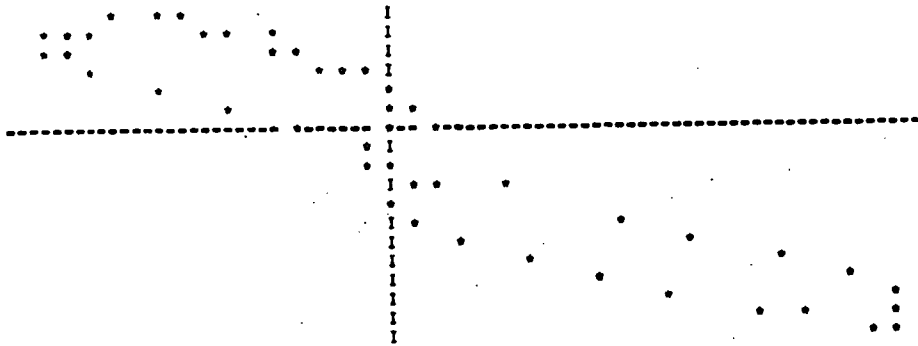
QRS IDOTARATAMI+126MSEC

+63 MERESI PONT

3. ábra

II. BELKLINIKA KARDIOLOGIAI LABORATORIUM

LAJOS ARANKA 1971. ASD I. (1974. XI. 25.)  
A QRS KOMPLEXUS HORIZONTALIS VETULETE



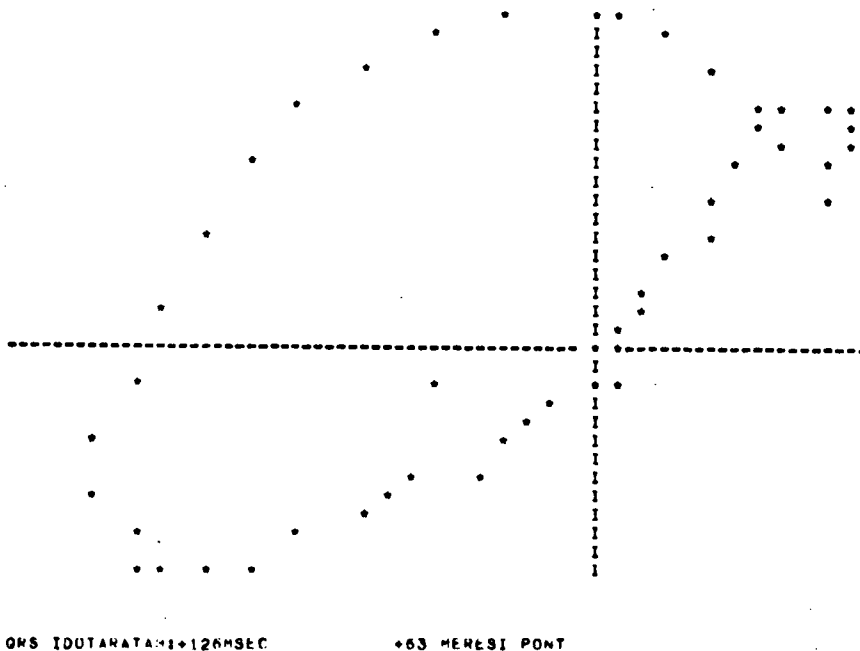
QRS IDOTARATAMI+126MSEC

+63 MERESI PONT

4. ábra

II. BÉLKLYINIA KARDIOLÓGIAI LABORATORIUM

LAJOS ANKKA 1971. ASD I. (1974. XI. 25.)  
A QRS KOMPLEXUS SAGITTÁLIS VETÜLETE



5. ábra

b.) az elevációt

$$\omega = \arctg \frac{Y}{\sqrt{x^2 + z^2}} \quad /3.2/$$

c.) a frontális síkszöveget

$$\alpha = \begin{cases} -\pi + \arctg \frac{Y}{x} & ; \quad x < 0 \quad \text{és} \quad y < 0 \\ \pi + \arctg \frac{Y}{x} & ; \quad x < 0 \quad \text{és} \quad y \geq 0 \\ \arctg \frac{Y}{x} & ; \quad x > 0 \end{cases} \quad /3.3/$$

Mivel a szögparamétereket a nemzetközileg ajánlott referens rendszerben akartuk kiszámítani, ezért kellett az átlagos QRS komplexusból számolni azokat, ugyanis a rendszer sajátosságai miatt az egyes komplexusok osztáspontjaiban meghatározott szögek nem átlagolhatók egyértelműen.



A program eredménylistája tartalmazza a beteg azonosítóját, a feldolgozás idejét, a maximális abszolútértékű vektor, valamint az osztáspontok momentán vektorainak nagyságát és koordinátáit. Tartalmazza ezenkívül ugyanezen pontokban a fent említett szögértékeket. Ezen adatok mellett szerepel az átlagos QRS időtartam és a mérési intervallumba eső komplexusok száma is.

A szív működés vizsgálatok fenti módszerének alkalmazására eddig kb. 150 betegről vettünk fel vektor-elektrokardiogramokat. A vizsgált személyek többsége veleszületett szivbetegségben szenved, de más betegségek is felvételre kerültek. Ezek feldolgozása folyamatosan halad.

Programfejlesztési terveink között elsősorban a meglévő programok futtatási idejének csökkentése szerepel. A futási idő csökkentése a simitást megvalósító program esetén jelentkezik legégetőbben. Elkövetkezendő programjaink pedig a különböző diagnosztikai problémák megoldásának elősegítését célozzák. További terveink között szerepel a digitalizálás technikai feltételeinek javítása, amely lényegében a felvétel - lejátszás automatizálására irányul. Ilyen készülék építése jelenleg folyamatban van.

#### Irodalom

1. Macfarlane, P.W.: ECG waveform identification by digital computer. Cardiovascular Research V.1. 141-146. (1971)
2. Lepschkin, E.: Standardization in vectorcardiography. J. Electrocardiology, 6. (4) 273-278. (1973)

