

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola
Számítástechnikai Tanszék

Mintafelismerő algoritmus

Molnár Ervin, Ivanyos Lajos, Tóth János és Kőrö László

A KKVMF Számítástechnikai Tanszékén 1971 óta foglalkozunk biológiai jelek (elsősorban EEG és izopotenciál jelek) számítógépes kiértékelésével. Eddigi kutatómunkánkat hármass cél jellemezte. Ezek a következők:

- a.) a szükséges hardware megteremtése,
- b.) az egyes biológiai jelek jellemző paramétereinek meghatározása,
- c.) a szükséges software megteremtése.

Az egyes kutatási témákon jórészt egyidejűleg dolgoztunk, és eredményeinkről az (1), (2), (3), (4) irodalom számol be. Pillanatnyilag a jelfeldolgozás legfontosabb hardware eszközei (A/D átalakítók, plotter-vezérlés, digitális input-output perifériák, stb.) rendelkezésünkre állnak, és a hardware-eszközök elkészítésével egyidőben kidolgoztuk az egyes perifériák kezeléséhez szükséges alapsoftware-t is (5), (6). Ez a software-rendszer a TPA-i kisszámítógépre épül.

A hardware elkészítésével közel azonos nagyságrendű probléma az egyes biológiai jelek orvos számára jelentéssel bíró paramétereinek kiválasztása, ami főleg a mérés technikai nehézségek és a nem egységes orvosi vélemény miatt bonyolult. Munkánk során számos jelet statisztikai kiértékelésnek vetettünk alá, és a kapott eredményeket szakorvosok bevonásával vizsgáltuk át. Ily módon sikerült a vizsgált paraméterek számát elfogadható szintre csökkenteni. Ebben a dolgozatban egy jelkiértékelést megkönnyítő új algoritusról kívánunk beszámolni.

Az ismertetésre kerülő algoritmus a mintafelismerő algoritmusok

csoportjába tartozik. A mintafelismerő algoritmusok a lényegkiemelő-osztályozó algoritmusokkal előállított vagy a felhasználó által megadott mintát (jelsorozatot) az adatsorozat egyes részhalmazaihoz hasonlítják, és az algoritmustól függő hibafeltétel teljesülése esetén jelzik a két minta - valószínűségelméleti értelemben vett - egyezőségét. A mintafelismerő algoritmusok a biológiai jelek vizsgálatánál számos előnyös tulajdonsággal rendelkeznek:

- mivel a biológiai jelek kiértékelésének első (és pillanatnyilag legjelentősebb) fázisa a vizuális kiértékelés, ezért a kiértékelő személyben az adott tünetcsoportokra jellemző jelalakok rögződnek. Ezek a jelalakok a számítógépes kiértékelés kiinduló adataként hasznosíthatók,
- a keresett minta ismerete folytán már előre sejtjük a várható eredmény jellegét, és ez a feldolgozás állandó kontrollálhatóságát eredményezi,
- a komplex jelek részenként elemezhetők (az egyes részeket minta gyanánt használva) és így a jel jellegzetes szakaszai jól definiált paraméterű (időtartam, gyakoriság, amplitudó, felfutási idő, stb.) görbékkel helyettesíthetők.

A mintafelismerési módszerek hátrányaként két tényezőt kell megemlítenünk:

- az algoritmusok általában nagyon időigényesek, ami gyors számítógépek vagy assembly-szinten írt, futási idő szempontjából optimalizált programok alkalmazásával javítható,
- a szubjektív tényezőkből adódó torzulások (nem jellegzetes vagy hamis minták kiválasztása) veszélye, ami nagy tapasztalattal rendelkező orvosok bevonásával, ill. nagy gonddal (lehetőség szerint számítógépes előfeldolgozással) előállított minták felhasználásával csökkenthető.

Az általunk kidolgozott mintafelismerő algoritmus alapja, hogy az n elemből álló y_i mintasorozathoz és a feldolgozásra kerülő jelből kiválasztott n elemű x_i adatsorozathoz hozzárendeljük az

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad //$$

összefüggéssel definiált hasonlóság-mértéket. Az összefüggésben szereplő \bar{x} és \bar{y} az adat- és mintasorozat elemeinek számtani középértékét jelenti. Az /1/ összefüggés formailag megegyezik az empirikus korrelációs együtthatót definiáló összefüggéssel, és az r hasonlóság-mérték tulajdonságai is nagymértékben hasonlóak a korrelációs együttható tulajdonságaihoz. A két fogalom teljes egyezőségét az x_i és y_i értékek valószínűségi változó voltának értelmezésével kapcsolatos problémák (és ebből adódóan az r paraméter eloszlására tett kikötések teljesíthetetlensége) miatt nem mondhatjuk ki. A mintát és a jelsorozatból kiválasztott szakaszt hasonlóknak tekintjük, ha

$$|r| > \xi(n), \quad /2/$$

ahol $\xi(n)$ a mintaszámtól függő, 1-nél kisebb értékű állandó. Nyilvánvaló, hogy ideális esetben (tökéletesen megegyező minta- és adatsorozat esetén) $r = 1$, viszont minden más esetben $r < 1$. Mi, vizsgálatainknál, elegendőnek tartottuk a /2/ egyenlőtlenség teljesülését, és ilyen esetekben az adatsorozatot a mintához hasonlóknak tekintettük. A hasonlóság annál nagyobb, minél jobban megközelíti r értéke az egységet.

Az algoritmus kidolgozásánál fontos szempont volt, hogy az r paraméter kiszámítása a lehető legkevesebb időt igényelje. Ezért a kiinduláskor megadott n elemű y_i mintasorozatot az

$$Y_i = \frac{y_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i)^2}} \quad /3/$$

transzformációval átalakítottuk. Az új, Y_i elemekből álló minta előnye, hogy

$$\bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i = 0, \quad \text{és} \quad /4a/$$

$$S_Y = \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2} = 1 \quad /4b/$$

Igy, a transformált minták felhasználásával, az /1/ összefüggés az

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}} \quad /5/$$

egyszerűbb alakra hozható. Az /5/ tovább egyszerűsödik, ha a nevezőben, a négyzetgyök alatti kifejezést átalakítjuk és a számlálót felbontjuk. Az így kapott végső, futási idő szempontjából optimális összefüggés

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n x_i Y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2}} \quad /6/$$

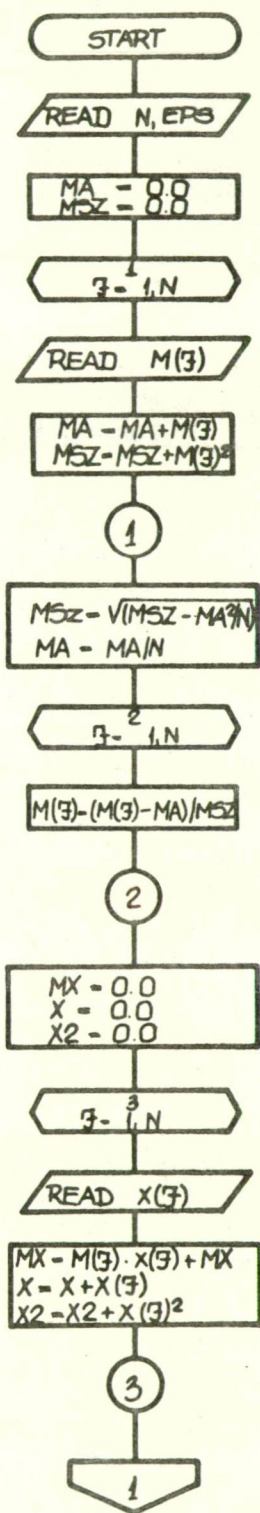
alaku lesz.

Az algoritmus gyakorlati megvalósítása

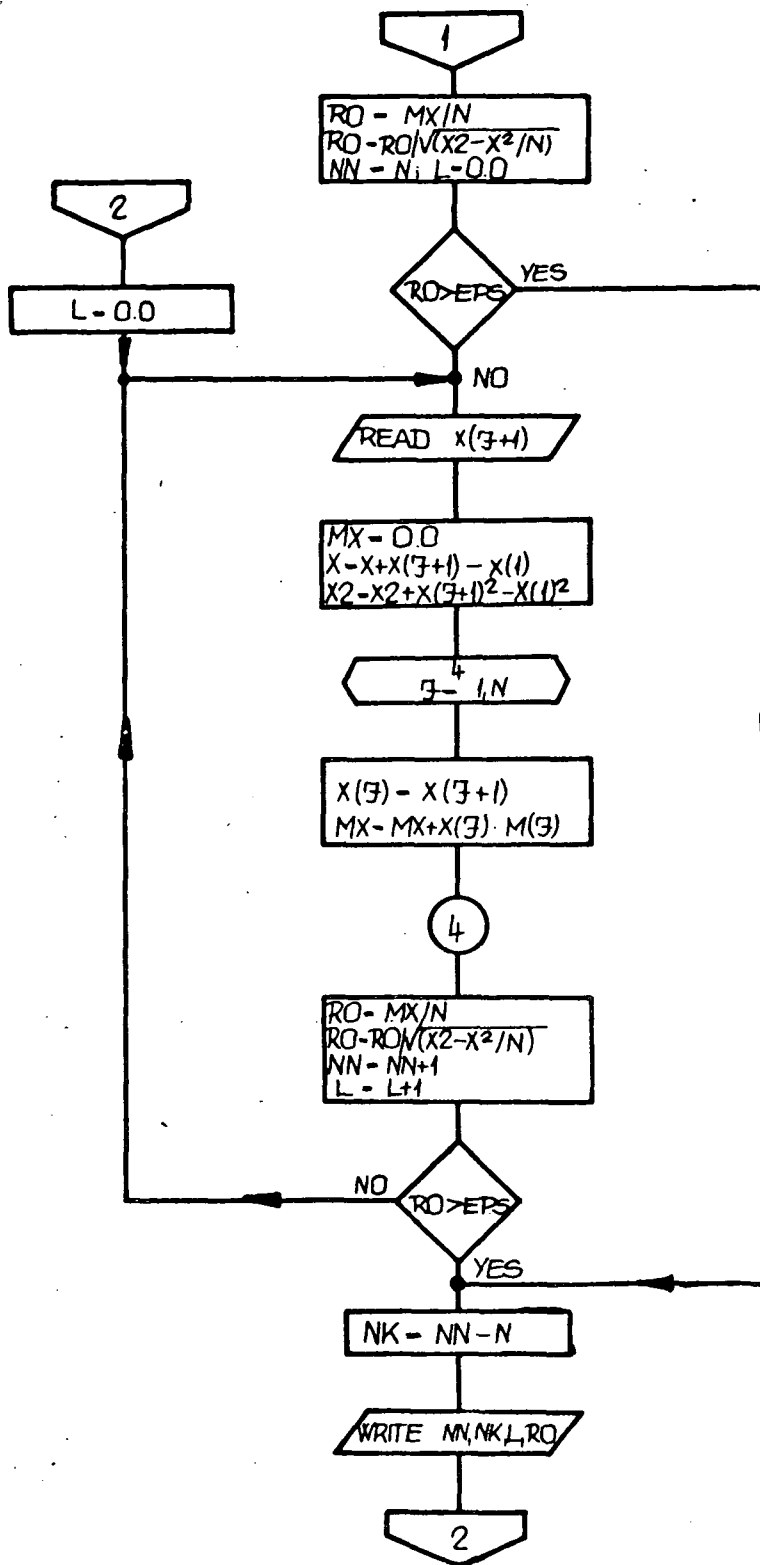
Az algoritmust kétféle programváltozattal valósítottuk meg. Mindkét változat lényegileg megegyezik, blokkvázlatuk az 1/a, illetve 1/b. ábrán látható.

Az első változat FOKAL konverzációs programnyelven íródott. Ezt a változatot az algoritmus kipróbálásához, finomításához és futási idő optimalizálásához használtuk. A FOKAL nyelvű program 8 K operatív táru TPA-i számítógépen fut, gyors szalagolvasóból és kezelői írógépből álló (alapkiépítésű) gépet igényel, és lyukszalagon adott jelek off-line kiértékelésére alkalmas.

A második változat a már kellően kipróbált algoritmus assembly nyelvű variánsa, amely az időközben felmerült speciális



1/a. ábra



1/b. abra

IV.

V.

igények (pl. közvetlen A/D konverter kezelés, tetszőleges input-output periféria kiválasztása, stb.) kielégítésére alkalmas. Ez a program jelenleg a belövés stádiumában van, helyfoglalása kb. 3000 gépi szó (a minta és a feldolgozás alatt álló jelszakasz tárolóterület igénye nélkül), és input-perifériaként LABORHIBRID-et, CAMAC-ot, gyorsolvasót, mágneslemezt vagy mágnesszalagot használhat. A program megírásakor minimális futási időre törekedtünk, és ezt a program speciális szervezésével, valamint a mindenkori adatformátumhoz illeszkedő egy- vagy kétszavas, fixpontos aritmetikai rutinok mutatják, hogy ez a program nem túlságosan nagy (128 vagy esetleg 256 minta $\cdot \text{sec}^{-1}$) mintavételi frekvencia és kis elemszámú minta esetén on-line feldolgozásra is alkalmas lesz.

A programváltozatok blokkvázlata 5 fő részre osztható. A programok n elemű minta esetén az első n db adat beolvasása után a további adatokat egyenként kéri be, ezzel mintegy végigcsuszátják a mintát a feldolgozandó adatsorozaton.

A blokkvázlat főbb részei a következők:

- I. A minta elemszámának (N) és a hasonlóságra jellemző mérték alsó határának (EPS) beolvasása után az eljárás beolvasza a minta N elemét és ezzel egyidőben kiszámítja a

$$\sum_{i=1}^n y_i, \quad \text{illetve} \quad \sum_{i=1}^n y_i^2$$

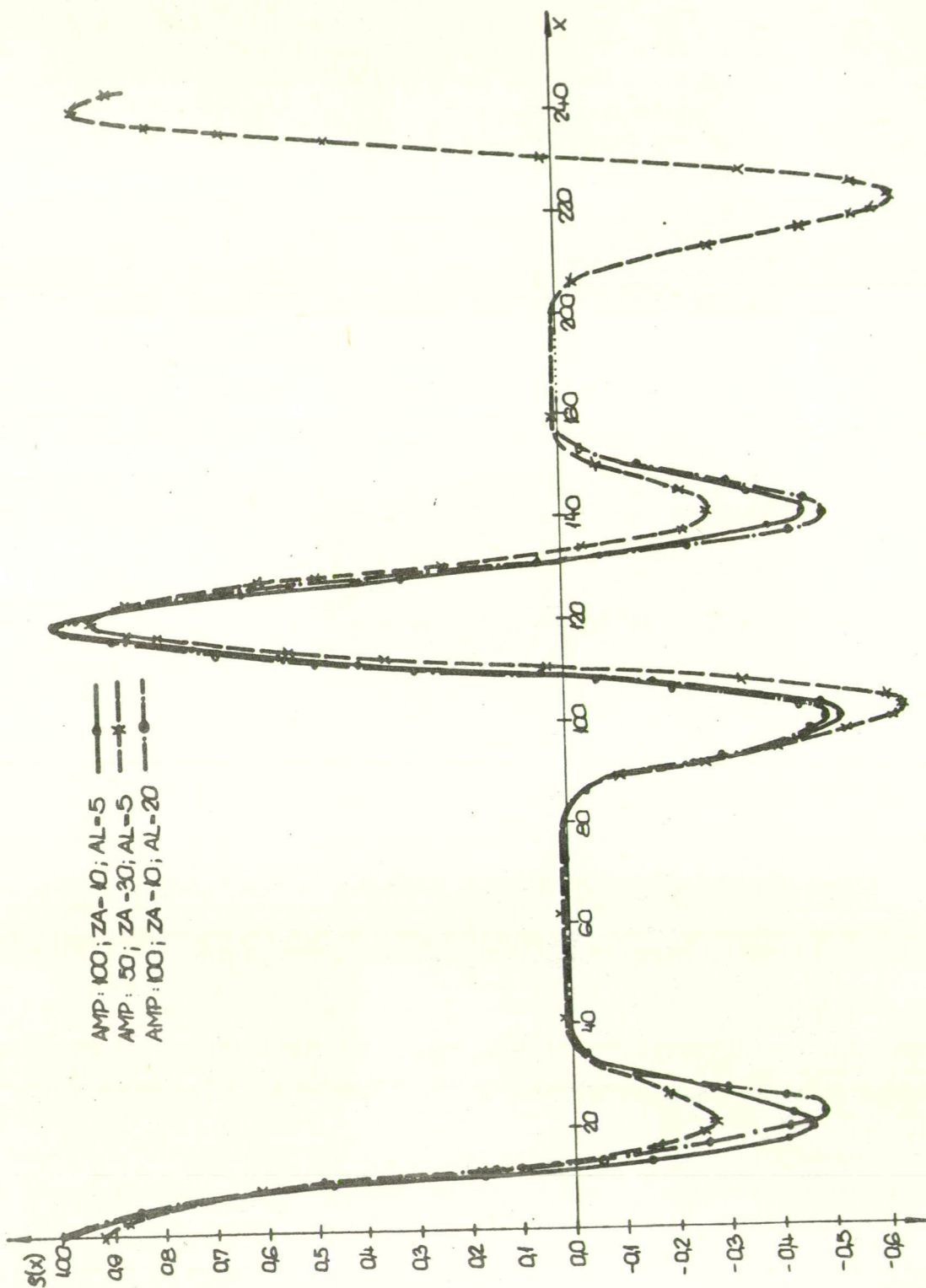
értékeket.

- II. A minta elemeinek a /3/ összefüggéssel megadott transzformációja.

- III. Az első N db adat beolvasása, valamint a

$$\sum_{i=1}^n x_i, \quad \sum_{i=1}^n x_i^2 \quad \text{és} \quad \sum_{i=1}^n x_i y_i$$

alakú összegek kiszámítása után ez a programrész kiszámítja az r értéket, és összehasonlítja EPS értékével.



2. ábra

IV. A következő r paraméter kiszámítása a már meglévő

$$\sum_{i=1}^n x_i \quad \text{és} \quad \sum_{i=1}^n x_i^2$$

módosításával (az első elem járulékának elhagyásával és az $n+1$ -edik elem járulékának figyelembevételével) és a

$$\sum_{i=1}^n x_i Y_i \quad \text{tipusu}$$

összeg újbóli kiszámításával.

V. Az eredmények kiírása. A program a /2/ feltétel teljesülésekor kiírja a mintához hasonló szakasz mintaszámában megadott kezdő- és végértékét, az előző kiírás óta feldolgozott adatok számát, valamint az r paraméter értékét.

Az algoritmus felhasználásával kapott eredmények

I. Az algoritmus kipróbálásához az

$$y_i = a_0 + a_1 z_i ; \quad (0 \leq i < 40 \quad \text{és} \quad 80 < i \leq 120), \quad /7a/$$

ill.

$$y_i = a_0 + a_1 z_i + a_2 \sin\left(\frac{2\pi}{40} i\right); \quad (40 \leq i \leq 80) \quad /7b/$$

összefüggéssel generált jeleket használtuk (ahol y_i az i -edik minta-elem, a_0 az alapvonal eltolódás, a_1 a zajamplitúdó, z_i egyenletes eloszlású véletlenszám-generátorral előállított, nulla és egy közé eső szám és a_2 a jelamplitúdó). A mintát a jel egy 120 elemű periódusa alkotta. A vizsgálatokat különböző a_0 , a_1 és a_2 paraméterekkel végeztük. Az r paraméter mintaszám függvényében mért értékének egy szakaszát a 2. ábra mutatja.

A vizsgálatok eredményeit a következőkben összegezhettük:

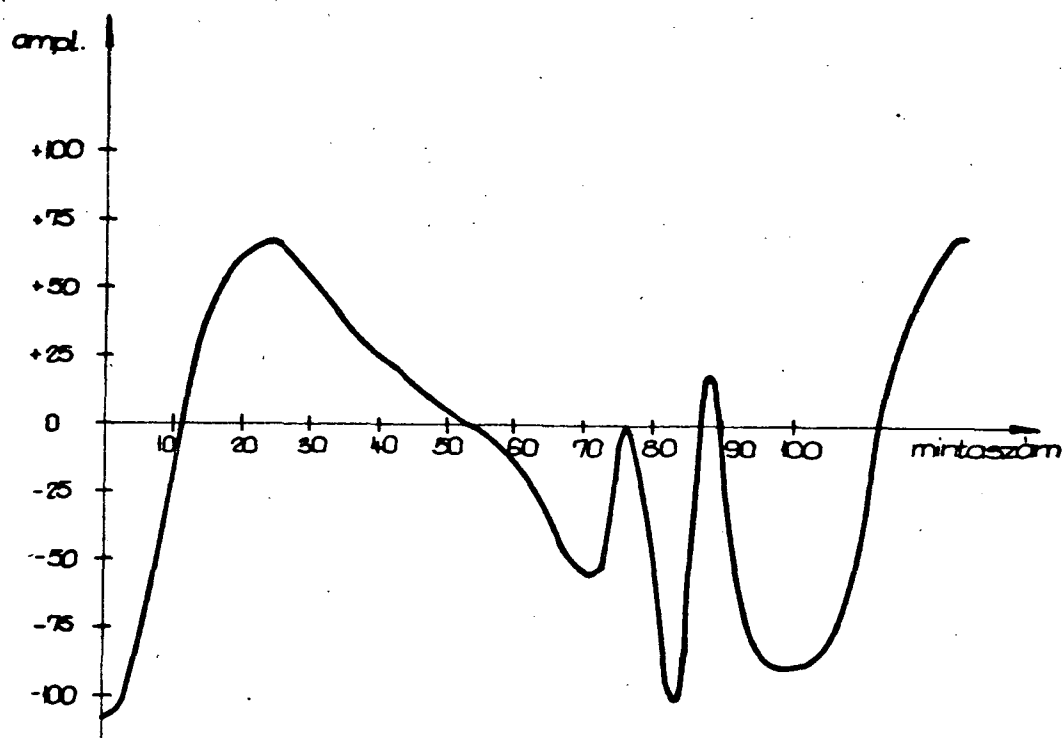
a.) A mintaszám függvényében mért r paraméter a jel 120 mintás periódushosszának megfelelően periódikusan változik, és az r értéke független a minta- és az adatsorozat amplitúdóinak arányától.

b.) Az r paraméter pozitív csúcsai zaj nélküli esetben ($a_1 = 0$) egy értékűek, és a jel periódushosszának egészszámu többszöröseinél helyezkednek el.

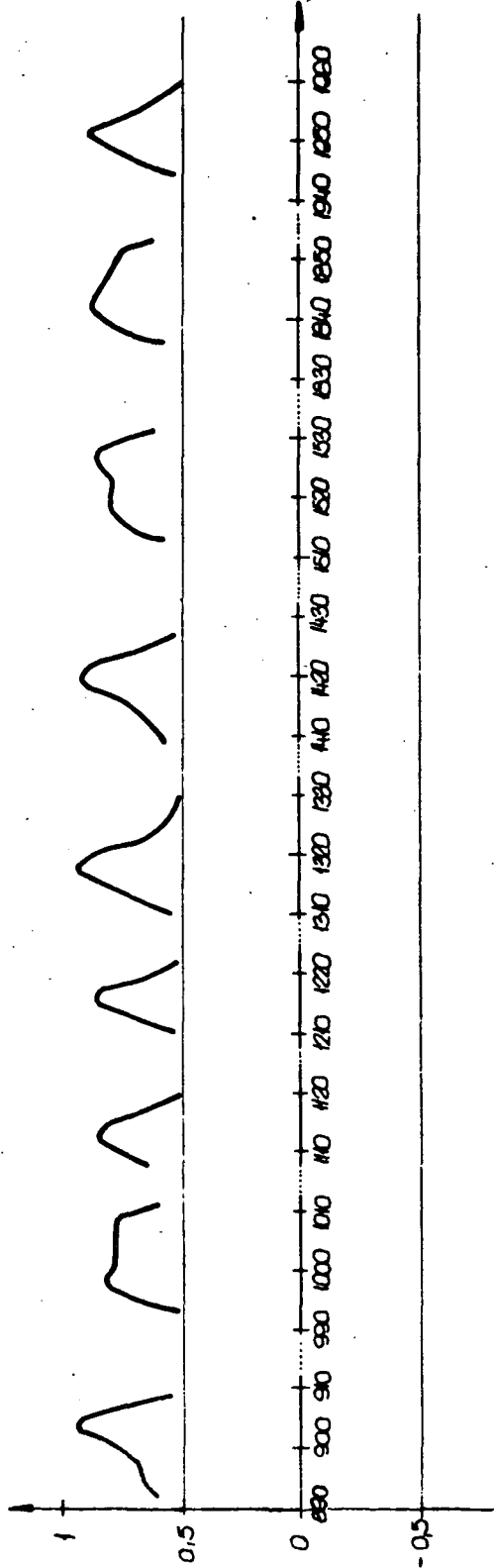
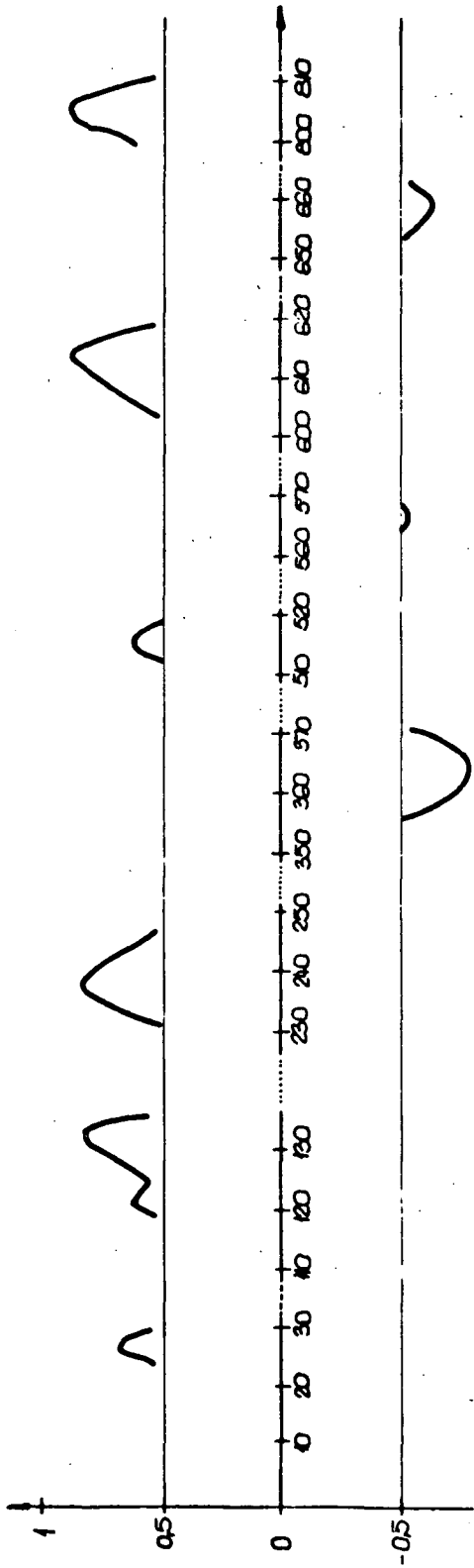
c.) Mint elméletileg várható volt, az alapvonal eltolódás (a_0) nem befolyásolja r értékét.

d.) Zaj hatására az r paraméter pozitív és negatív csúcsainak amplitúdója csökken, de ez a csökkenés viszonylag nagy jel/zaj viszony esetén ($\text{SNR}=10$) nem túl jelentős (a pozitív csúcsok 0,98-nál nagyobbak adódtak). Kis jel/zaj viszony esetén ($\text{SNR}=1,66$) az r érték csökkenésével együtt a csúcsok helyzete is eltolódik, és az eltolódás mértéke a zajamplitudó növelésével növekszik.

e.) A nulla jelamplitudójú zajos jelhez hasonlított minta esetén az r értéke jó közelítéssel nulla (0,05-nél kisebb).

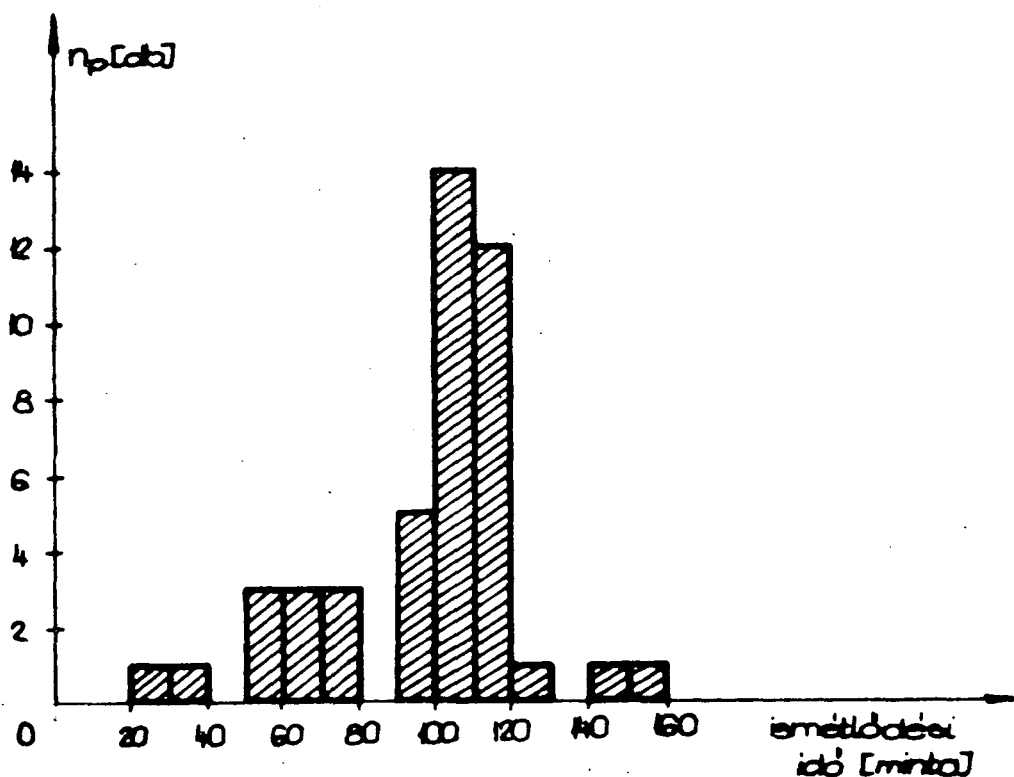


3. ábra



4. ábra

II. A program szinusz-hullámu jelekkel történő kipróbálása után a programmal feldolgoztuk Dr. Tomka Imre (Országos Idegsebészeti Tudományos Kutatóintézet) egyik EEG felvételét. A feldolgozáshoz olyan felvételt választottunk, amelynek regisztrátumán és digitalizált változatának számítógépes visszarajzolásával kapott ábráján a 3. ábrán látható jelhez hasonló, periódikusan ismétlődő jeleket találtunk. A periódikusan ismétlődő jelekből egy idealizált (a zaj okozta ingadozásokat nem tartalmazó, viszonylag sima lefutású) 100 elemű mintát készítettünk, és ezt a 32 sec időtartamu, lyukszalagon rögzített, 256 minta/sec mintavételi frekvenciával digitalizált felvételekhez hasonlítottuk. A hasonlóság ε alsó korlátját 0,5 értékűnek választva megvizsgáltuk az $|r| > 0,5$ értékű csucok nagyságát és eloszlását. Az r paraméter ε korlát fölé eső, mintaszám függvényében felvett értékeit a 4. ábra mutatja (az ábra a felvételnek csak egy kis szakaszát tartalmazza). A 4. ábrán látható csucok ismétlődési idejének eloszlását az 5. ábra mutatja.



5. ábra

A teljes, 32 sec-os felvétel feldolgozásával kapott átlagos ismétlődési idő:

$$T_a = 115 \pm 7 \text{ minta} = 0,44 \pm 0,03 \text{ sec.}$$

Ez az érték jól egyezik a vizuális kiértékeléssel kiválasztott 100 elemű (kb. 0,4 sec hosszúságu) mintával. Az ismétlődési idők közül néhány nagyon nagy (T ≥ 200 minta) vagy nagyon kicsinek (T ≤ 60 minta) adódott. A kis és nagy ismétlődési idejű csúcok környezetét a jel kirajzoltatott ábráján megnézve azt tapasztaljuk, hogy a nagy ismétlődési idejű szakaszon a zaj a jelet teljesen felismerhetetlenné tette. A kis ismétlődési idejű csúcok általában párosával fordulnak elő, és a pár egyik csúcsához negatív r érték tartozik. Ilyen esetekben a visszarájzoltatott felvételen a mintához hasonló jel egy részét a zaj elnyomta. Számos esetben a mintafelismerést az A/D átalakító tulvezérlődése tette bizonytalaná.

Az eddigi vizsgálataink célja a mintafelismerő algoritmus kipróbálása és az r paraméter értékéből, ill. eloszlásából kinyerhető információ meghatározása volt. Mint az eredményekből látszik, a program elsősorban

- egyedi jelek detektálására és
- periódikus jelek ismétlődési idejének meghatározására alkalmas.

A mintafelismerés biztonságát a következőkben

- software uton megvalósított digitális aluláteresztő szűrő beépítésével,
- a kiinduló mintát előállító lényegkiemelő algoritmus alkalmazásával és
- a mintafelismerés adaptív tételével (a lényegkiemelés és mintafelismerés összevonásával)

kivánjuk javítani. A digitális szűrő és lényegkiemelő algoritmusok megvalósítása már folyamatban van, és a mintafelismerő algoritmus-hoz csatolásukat a kipróbálásuk után tervezzük.

A meglévő (ill. a későbbiekben a fentiek szerint módosított) mintafelismerő algoritmust az eddigi EEG-jel kiértékelési munka

(7), (8) folytatásaként, elsősorban a K-komplexum automatikus, on-line érzékelésére kívánjuk felhasználni.

További célunk az algoritmus elektromiográfias jelek kiértékelésénél történő felhasználása. Ezt a vizsgálatot a Lindström-Broman-féle (9) izomrost-modell analóg számítógépes modellezésével és az analóg számítógép szolgáltatta megoldások mintakénti felhasználásával kívánjuk végrehajtani. A vizsgálatok hardware eszközeinek kidolgozásához (az analóg számítógép és a TPA-i illesztéséhez) már hozzákezdünk. A vizsgálatok során a modell érvényességét akarjuk ellenőrizni, és szeretnénk meghatározni a modellben szereplő paraméterek értékét.

Összefoglalás

A Tanszékünkön kidolgozott mintafelismerő algoritmus és annak számítógép-programja jellegzetes jelsorozatokot tartalmazó adatok vizsgálatára alkalmas. A program kipróbálása biztató eredményekkel járt, ezért a programot a közeljövőben az EEG-jel kiértékelési munkában, a későbbiekben pedig a miográfias felvételek vizsgálatánál kívánjuk felhasználni. Az eddigi eredmények utmutatást adnak a program továbbfejlesztéséhez is, és az így elért eredményeinkről az elkövetkező időszakban fogunk beszámolni.

Irodalom

- (1) Ivanyos L.: TPA-i kisszámítógép alkalmazása orvosi mérések adatainak kiértékelésére. 3. Neumann Kollokvium, Szeged, 1972.
- (2) Tóth J.: A LABORHIBRID komplex periféria felhasználási lehetőségei az orvosi, biológiai és pszichológiai kutatásban. KKVMF Tudományos Ülésszaka, 1973.
- (3) Ivanyos L., Tóth J., Molnár E.: Az 1001 TPA-i LABORHIBRID rendszer alkalmazása az EEG-jel feldolgozásban. Magyar EEG Társaság XVII. évi Tudományos Ülése, Szekszárd, 1973.
- (4) Tóth J., Molnár E.: LABORHIBRID elnevezésű komplex periféria orvosi műszerek és számítógép közvetlen kapcsolatának megteremtésére. Orvos és Technika, 12.k., 6.sz., 1974.
- (5) Molnár E.: A FOKAL programnyelv kibővítése analóg és digitális adatgyűjtési, illetve vezérlési feladatok elvégzésére. KKVMF Tudományos Ülésszaka, 1973.

- (6) Molnár E., Ivanyos L., Tóth J.: Konverzációs software LABORHIBRID - TPA-i kissetítőgépés rendszerre. 4. Neumann Kollokvium, Szeged, 1973.
- (7) Ivanyos L., Tóth J., Tomka I.: Alvás közben készült EEG felvétel impulzusspektrumának vizsgálata TPA-i számítógéppel. Magyar EEG Társaság XVIII. évi Tud. Ülése, Szeged, 1974.
- (8) Tomka I., Ivanyos L., Tóth J.: EEG-jelek számítógépes kiértékelése. III. Orvostechikai Konferencia, Budapest, 1974.
- (9) Lindström, L., H. Broman : A model describing the power spectrum of myoelectric signals. Res. Lab. Medical Electronics, 1973., 5., 1974. 8., 9.

