FIATAL MŰSZAKIAK TUDOMÁNYOS ÜLÉSSZAKA

Kolozsvár, 1997, március 21-23

AZ EKG JEL TOMORITESE GENETIKAI ALGORITMUS ALKALMAZASÁVAL

Szilágyi László és Szilágyi Sándor Miklós

A hagyományos módszerek rövid ismertetése

Az irodalomban fellelhető EKG jel tömörítő algoritmusok három egymástól teljesen eltérő módszert alkalmaznak:

- direkt módszerek: AZTEC, CORTES, SLOPE,
- transzformációs módszerek: FOURIER transzformáció, K-L transzformáció, Walsh, Wavelet transzformáció,
- paraméterbecslő módszerek: neurális hálózatok [2], szintaktikai módszerek, lineáris és nemlineáris predikció [1], [6].

Bármely tömörítési algoritmus használata esetén a közvetett paraméterek a tömörítési hányados (Cr), valamint a reziduális hiba (RE). A direkt módszereket a 70-es években kezdték alkalmazni, napjaikban legtöbbjük elavult. Az elérhető tömörítési arány 8 bites vételezés esetén 1:3. Ez ugyan meghaladja az elterjedt általános célra készített adattömörítő programok hatékonyságát (1:2 a legújabb RAR, ZIP és ARJ esetében), de messze elmarad a transzformációs módszereken vagy a paraméterbecslő módszereken alapuló algoritmusok hatékonysága mögött. Ez a tömörítési nyilvánvalóan nem elegendő, mivel 24 órán át tartó, 200 Hz-es mintavételezési frekvenciával történő mérés esetén a keletkező adatfájl hossza tömörítés nélkül megközelítőleg 18 Mbyte. A hiba nélküli tömörítés után kapott fájl mérete körülbelül 3.14 Mbyte. Amennyiben a tömörítés bitvesztéses algoritmussal történik, ez akár 470 Kbyte-ig csökkenhet.

Miután a nagy reményeket tápláló Wavelet transzformáció [5] nem váltotta be a hozzá fűzött reményeket, napjainkban egyértelműen a paraméterbecslő módszerek a leghatékonyabbak. Ez érthető is, mivel a transzformációs módszerek nem képesek a vizsgálandó beteg állapotának a becslésére. A paraméterbecslő módszerek fő hátránya [3] a magas számítási igény, amelyet ha megpróbálunk lerövidíteni, elveszítjük a becslés pontosságát, rosszabb esetben a becsült paraméterek már nem lesznek képesek a rendszer jellemzésére. Most helyszűke miatt nem lehetséges a módszer működésének pontos

ismertetése, de ismertetnünk kell a különböző módszerek és hatékonyságuk közötti összefüggést, összefoglalva a tanulságokat.

Az algoritmus leírása és eredményei

Rövid bevezetesként ismertetjük a lineáris predikció képletét, ahol az X a becslendő, az R pedig a reziduális jelet jelenti. Az a , b , c , d -vel jelölt együtthatók tartalmazzák a tárolandó információt, ezek jellemzik a tanulmányozandó rendszer

$$\begin{aligned}\bar{X}(n) = & a_1 \cdot X(n-1) + a_2 \cdot X(n-2) + \dots + a_{2i-2} \cdot X(n-2i-2) + \\ & + b_1 \cdot X(n-k+i) + b_2 \cdot X(n-k+i-1) + \dots + b_{2i} \cdot X(n-k-i+1) + b_{2i-1} \cdot X(n-k-i) + \\ & + c_1 \cdot R(n-1) + c_2 \cdot R(n-2) + \dots + c_{2i} \cdot R(n-2i) + c_{2i+1} \cdot R(n-2i-1) + \\ & + d_1 \cdot R(n-k+i) + d_2 \cdot R(n-k+i-1) + \dots + d_{2i} \cdot R(n-k-i-1) + d_{2i+1} \cdot R(n-k-i)\end{aligned}$$

A kísérletek során nyilvánvalóvá vált, hogy a becslési pontosság növekszik a kiszámítandó paraméterek számának az emelésével, valamint a felbontás növelésével. A további eredmények az eddig vizsgált 50 mérést legjobban tükröző mérések eredményeit tartalmazzák. A mért értékek 8 biten vannak tárolva.

A felbontás szerepe gyakorlatilag $1/128$ után szinte megszűnik. A próbaképpen alkalmazott $1/2^{20}$ felbontás ugyancsak 4,8-as tömörítési arányt adott. A paraméterek számának növelése hatékonyságnövekedést 7-8 paraméterszámig hozott. A költségfüggvény értékének csökkenését eredményezte a nullszintet jelképező érték szerepét meghatározó paraméter bevezetése.

Ez a becslési módszer már alkalmasabb a mérés kis helyen való tárolására. Abban az esetben, ha a becsléshez felhasznált paraméterek időben a becslendő paraméter után is lehetnek a becslési hiba drasztikus csökkenése figyelhető meg (10-15 a tömörítési arány). Ebben az esetben a nullszintet jelképező érték szerepét meghatározó paraméter bevezetése nem eredményezi a becslés pontosságának a növekedését. Sajnos ez a módszer tömörítésre nem alkalmas, de szűrési feladatokra megfelelő. Az optimális megoldás a jel szűrése és a következő lépésben való tömörítése. Ha a tömörítéshez fel akarjuk használni a fenti információt, szükségszerűen hosszú távú lineáris predikciót kell alkalmazunk. Ez nagyságrendileg megnöveli a számítások volumenét.

A becslési hiba felhasználása gyakorlatilag nem eredményez költségfüggvény csökkenést, a hiba gyakorlatilag a paramétereknek egy nulla összegű kombinációját jelenti. A mérési eredmények alapján kijelenthető, hogy szerepe a paraméterszám redukálásánál van. Gyakorlatilag a 8 paraméterrel elért

pontosság megvalósítható 3 paraméter és 3 becslési hiba paraméter felhasználásával. Sajnos a további paraméterszám növelés nem eredményez javulást.

A jelre rátevődő zaj szerepe tanulmányozható a mért és az előzőleg szűrt jel becslése során kapott paraméterek értékeiből és a becslési hiba négyzetösszegéből. Zajos jel esetén a becslési pontosság már 4-5 paraméter esetén eléri a maximumot, szemben a szűrt jel esetén kapott 7-8 paraméterrel. A paraméterek értékeinek tanulmányozásából az derül ki, hogy az információ nagy része az első paraméterekben koncentrálódik. Ez hatványozottan igaz a zajjal pertubált jel esetén.

Ha a becslendő értékeket egy kis periódusidejű szinuszos jel szolgáltatja, melynek periódusideje nem egész számú többszöröse a mintavételezési ciklus idejének és a paraméterek száma nagyobb, mint a periódus és a mintavételezési idő hányadosa, a kapott paraméterek jellemezni fogják a becslendő jelet. Ez felfogható egy transzformációnak is. Bizonyítása úgy lehetséges, hogy egy rövid jelszakaszra elindítva a becslést, majd egy bizonyos ponttól kezdve a jelet megszüntetve és a továbbiakban nulla becslési hibát feltételezve a kapott jel nem cseng le, hanem egy megadott (nem nulla) középérték körül fog az eredetinel kisebb (de időben állandó) amplitúdóval oszcillálni.

Természetesen egy valódi EKG jel [4] esetén ez gyorsan lecseng, bizonyítva azt a tényt, hogy egy pontosabb becsléshez jóval magasabb számú paraméterre van szükség (több száz). Ezek a paraméterek információt kell hordozzanak a megelőző RR komplexusról. Mivel a mintavételezés minimum 200 Hz-el történt, és az RR komplexus ideje néhány tizedmásodperc, a szükséges paraméterek száma minimum 200 kell legyen. Ezek kiszámítása rendkívül időigényes. Átlagban 17-18 paraméter szükséges ahhoz, hogy a paraméterek leírassák az R hullám alakját. Ezen paraméterek meghatározása szintén genetikus algoritmussal lehetséges, mivel viszonylag kevés számítással eljutunk egy megfelelő szuboptimális megoldáshoz.

Mivel a becslési hiba nagy részéért az R hullám a felelős, a becslés pontossága növelhető abban az esetben, ha a jelből kivonódik az átlagos R hullám alakja. Ez természetesen jobb eredményt ad, ha az R hullám csoportok azon eleme vonódik ki, amely az illető R hullámra a legjobban hasonlít. Ez esetben a hullámok csoportját és a pozíciókat valamilyen módon tárolni kell. A pozíciók tárolásának egy hatékony módja a reziduális jelre felvitt speciális alakzatok elve.

Amennyiben a paraméterek nem konkrét értékek, hanem időbeni függvények, akkor nem szükséges az R hullám kivonása, vagy a reziduális jel módosítása. Minden egyes pillanatban létezik egy állapot. Az állapotok összessége határozza meg az állapotteret. Az állapotterben való elmozdulás "folytonos" jelleget mutat. Amennyiben az algoritmus által minden egyes pillanatban szolgáltatott megoldáshalmazból nem a "folytonos" jelleget követő megoldást választjuk, a rendszer instabillá válik.

IRODALOM

- [1]G. Nave, A. Cohen - *ECG Compression Using Long-Term Prediction* - IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40, SEP 1993, pp 877-885.
- [2]Quizhen Xue, Yu Hen Hu, W. J. Tompkins - *Neural-Network-Based Adaptive Matched Filtering for QRS Detection* - IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 39, APR 1992, pp 317-329.
- [3]S. C. Tai - *An Extensive Markov System for ECG Exact Coding* - IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, FEB 1995, pp 230-232.
- [4]V. Krishnamurthy, R. Elliott - *A Filtered EM Algorithm for Joint Hidden Markov Model and Sinusoidal Parameter Estimation* - IEEE Trans. Signal Processing, vol. 43, JAN 1995, pp 353-357.
- [5]Ciuwei Li, Chongxun Zheng, Changfeng Tai - *Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms* - IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, JAN 1995, pp 21-27.
- [6]Kang-Ping Lin, W. H. Chang - *QRS Feature Extraction Using Linear Prediction* - IEEE Trans. Signal Processing, vol. 36, OCT 1989, pp 1050-1054.

Szilágyi László, egyetemi hallgató,
hallgató,

Petru Maior Egyetem, Marosvásárhely

Cím: Str. Liszt Ferenc Nr. 8, 4300 Marosvásárhely,

Telefon: 40-65-164490, E-mail: lszilagyi@uttgm.ro

Szilágyi Sándor Miklós, doktorandusz

Budapesti Műszaki Egyetem,

Folyamatszabályozási Tanszék,

E-mail: sandor@seeger.fsz.bme.hu