ÚJ LEHETŐSÉGEK AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN AZ EKG JELEK FELDOLGOZÁSA TERÉN

Szilágyi Sándor Miklós, Moldován István Zoltán és Szilágyi László

Dolgozatunk bemutat egy saját koncepciójú és kivitelezésű számítógépes ritmusanalizáló rendszert, annak hardver és szoftver elemeit és alkalmazásának potenciális lehetőségeit. A rendszer elvégzi az EKG jel beolvasását, valós idejű monitorizálását és feldolgozását, automatikus szűrését és elemzését, a különböző jelenségek felismerését és osztályozását, a követett paraméterek kiszámítását, illetve tetszőleges megjelenítését. A bemutatott rendszer képes on-line monitorizálási funkció mellett az elmentett regisztrátumok különböző hosszúságú részének vagy egészének többszintű osztott feldolgozására ritmusanalízis céljából. Ez a rendszer egy központi számítógépből és a páciensekhez kötődő jelbevitt és előfeldolgozást biztosító mikrovezérlőkből áll.

A rendszer elemei és működése

A klinikai és kutatási vonalon egyaránt alkalmazható rendszer lehetővé teszi a beteg EKG jelének napi 24 órán történő mérését, miközben a beteg szabadon mozoghat egy meghatározott területen. E rendszer elemei egy mikrovezérlős adatgyűjtő kártyát tartalmazó központi számítógép és a betegek derekára erősített mintavételező készülékek. A beteg mellkasára helyezett érzékelők által szolgáltatott jelet egy nagy közös módusú elnyomású differenciál erősítőt követően egy 80535-ös mikrovezérlőbe beépített A/D konverter digitális formába alakítja. Miután a mikrovezérlő elvégzi az adatok tömörítését, egy kis hatótávolságú rádió adó-vevő segítségével tömbök formájában elküldi a számítógépbe épített mikrovezérlő memóriájába, ahonnan megfelelő pillanatokban a PC memóriájába kerül át. Az adattovábbításhoz frekvenciamodulációt alkalmaztunk. Az adatok egyenkénti helyességét Hamming-kódon alapuló bitjavító algoritmussal, az adatcsomagok integritásának ellenőrzését pedig CRC-CCITT szabvány szerint valósítottuk meg. Mivel a mintavételezés nem a számítógép feladata, az adatok biztonságosan elmenthetőek a háttértárolóba. A leírt rendszer előnyei a valós idejű Holter monitorizálás megvalósíthatósága viszonylag alacsony előállítási költségek mellett.

Zajszűrés

A mért jel elválaszthatatlan a zajtól. Ezek nagy része az EKG jelet beolvasó, az átalakítást elvégző kártyától, illetve közvetlenül a környezetből származnak. Ilyenek például a környező elektromos hálózatok által okozott 50 Hz-es alapharmonikus és ezek felharmonikusai által gerjesztett zavarok. Sajnos ezek minden kis jelű elektromos berendezésben jelen vannak és hatásukat megfelelő árnyékolással csak csökkenteni lehet, teljesen megszüntetni nem. Mivel az 50 Hz-es alapharmonikus benne van a hasznos EKG jel frekvenciaspektrumában, a kiszűrését a következő műveleteket alkalmazó algoritmussal biztosítottuk :

- az EKG jelre elvégezzük az FFT-t, periódusnak tekintve a teljes mérési időtartamot [10],
- a környező frekvenciatartományt leginkább jellemző amplitudóértékekből felbecsüljük az aktív EKG jelet alkotó 50 Hz-es frekvenciakomponens amplitúdóját,
- elvégezzük a jel spektrumában a szükséges módosításokat (50 Hz-es komponens amplitúdójának és fázisának módosítása),
- az IFFT transzformációval megkapjuk a becsült aktív EKG jelet.

Az EKG jel ekvivalens áramköri zaja, valamint a mérőrendszerekben létrejövő zajok által előidézett telítődés okozta zavar szűrése nem lehetséges. A normális mozgás, izom-összehúzódás vagy légzés okozta zavarokat [11,12] a program az alábbi ábrákon látható módon szűri ki:

A magas frekvenciájú komponenseket tartalmazó zajok szűrése a túlmintavételezést, valamint egy IIR szűrőt alkalmaztunk. A zavarok szűrésére a sztochasztikus rendszerelméletben kifejlesztett szűrőalgoritmus is alkalmazható abban a megközelítésben, hogy a bemeneti gerjesztő jelet nem ismerjük. A legismertebb ilyen típusú algoritmus a Kálmán szűrés, a genetikai algoritmus, illetve a Markov sorokkal való becslés [2,3,4,5].

Paraméterek becslése és jeltömörítés

A szív paramétereinek becslése [6], valamint az EKG jel tömörítése megvalósítható a lineáris predikció alkalmazásával. Az EKG jel tömörítése két, egymástól lényegesen eltérő elven valósítható meg. A hiba nélküli tömörítést érdemes alkalmazni az EKG jelek archiválására, mivel ez esetben lehetőségünk van az eredeti jel későbbi tanulmányozására. Hátránya, hogy a tömörített jel viszonylag sok helyet foglal (az eredeti jel 15-20%-át). Mobil EKG-vel rendelkező mentők, valamint a hosszú távon megfigyelés alatt levő betegek esetén alkalmazzuk a visszaállítási hibával járó tömörítő algoritmust. Ez esetben az eredeti jelet csak megközelítőleg kapjuk vissza, de egy megfelelő "codebook" adatbázis segítségével a jel megfelelő minőségben visszaállítható. A tömörítési arány a hiba függvényében változik, általában a tömörített jel az eredeti hosszának 1-10%-át éri el. A hiba maximális értékét úgy kell megválasztani, hogy a követett paraméterek lehetőleg ne változzanak meg.

Jelen pillanatig az EKG jel hiba nélküli tömörítési algoritmusán dolgoztunk. Megfelelő körütekintés után a paraméterbecslő módszereken alapuló algoritmusokat találtuk a leghatékonyabbaknak, az általunk írt program a lineáris predikción alapszik [1,9]. A lineáris predikció segítségével meghatározhatjuk a követett paraméterek pontos értékét. A program iteratív módon közelíti meg a kiszámítandó paraméterek pontos értékeit. Az első lépésben egy ritka "hálóval" igyekszik lefedni az előre meghatározott értelmezési tartományt. A generált megoldások egy kis hányada, amely a legjobb értékeket szolgáltatja, változatlanul megmarad, majd ezeket egymással kombinálva (az eredeti értékek megőrzése mellett) létrehoz egy előre meghatározott számú megoldást. A gradiens módszeren alapuló becslés szolgáltatja megoldások kiegészítik az előbb kapott megoldáshalmazt.

A "háló" módszer igyekszik a jó megoldások közelében kisebb lépésközzel választani a megoldásokat. A tapasztalat azt mutatja, hogy körülbelül 40 iteráció szükséges az optimális közel álló megoldás értékéhez 11 kiszámítandó paraméter esetén. A kísérletek bebizonyították, hogy a becslési pontosság növekszik a kiszámítandó paraméterek számának az emelésével, valamint a felbontás növelésével. A jelre rátevéődő zaj érezhetően rontja a megoldás pontosságát, valamint a kiszámított paraméterértékek megbízhatóságát. Emiatt szükséges a jel megfelelő szűrése a paraméterbecslés előtt.

Az EKG jel feldolgozása

Az EKG jel analízise a jel értelmezéséből és a diagnosztika elvégzéséből áll. Az EKG jel értelmezése során szükséges a jel karakterisztikáinak az azonosítása. Ez szükséges az amplitúdó és a periódus kiszámításakor. Az EKG modell automatikus felismerése szükségszerűen matematikai módszereket igényel. A megfelelő diagnosztikai pontosság érdekében szükségszerű a következő jelfeldolgozási feladatok optimális megvalósítása: a jel-zaj viszony javítása, az alapvonal meghatározása, a hullámok kijelölése és a döntési algoritmus kidolgozása [7,8].

A programunk által alkalmazott feldolgozási módszerek három csoportba sorolhatóak: speciális feldolgozás, grafikus feldolgozás (hisztogram, scattergram, tachogram) és statisztikai feldolgozás. Ezek

kidolgozása orvosok segítségével és igényei szerint történt. Az algoritmusok kifejlesztéséhez felhasznált regisztrátumokat a marosvásárhelyi III-as klinikán vételeztük e rendszer egy korábbi, jelenleg üzemben levő változatával.

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] D. A. Coast, R. M. Stern, G. C. Cano, S. A. Briller - An Approach to Cardiac Arrhythmia Analysis Using Hidden Markov Models, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37, OCT 1990, pp 826-836.
- [4] S. C. Tai - An Extensive Markov System for ECG Exact Coding, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, FEB 1995, pp 230-232.
- [5] 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.
- [6] C. W. Therrien, C. H. Velasco - An iterative Prony Method for ARMA Signal Modeling, IEEE Trans. Signal Processing, vol. 43, JAN 1995, pp 358-361.
- [7] G. M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadallah, S. L. Yates, S. R. Quint, H. T. Nagle - A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37, JAN 1990, pp 85-97.
- [8] 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.
- [9] Kang-Ping Lin, W. H. Chang - QRS Feature Extraction Using Linear Prediction, IEEE Trans. Signal Processing, vol. 36, OCT 1989, pp 1050-1054.
- [10] J. M. Rius, R. de Porrata-Doria - New FFT Bit-Reversal Algorithm, IEEE Trans. Signal Processing, vol. 43., APR 1995, pp 991-993.
- [11] A. K. Barros, M. Yoshizawa, Y. Yashuda - Filtering Noncorrelated Noise in Impedance Cardiography, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 42, MAR 1995, pp 324-327.
- [12] P. Strobach, K. Abraham-Fuchs, W. Harer - Event-Synchronous Cancellation of the Heart Interference in Biomedical Signals, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 41, APR 1994, pp 343-350.

Szilágyi Sándor Miklós, Moldován István Zoltán és Szilágyi László egyetemi hallgatók,
Marosvásárhelyi Egyetem

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

Telefon: 00-40-65-164490

Email: sziszi@uttgm.ro