X. FIATAL MŰSZAKIAK TUDOMÁNYOS ÜLÉSSZAKA

Kolozsvár, 2005. március 18-19.

MOBIL EKG MÉRÉS ÉS RITMUSANALÍZIS

László Sándor Elek, Szilágyi Sándor Miklós

Abstract

The goal of this paper is to develop a system, which is able to perform circadian EKG signal measurement and analyzes. During development process the hardware and software had to be developed side by side. The hardware includes analog signal conditioner and pre-processing circuits that are connected to the main signal-processing tool. The software consists of a PC and microcontroller level programs and a serial communication interface. The final purpose is to realize a standalone microcontroller based rhythm analysis application. In this case, signal-processing desires optimized, high performance algorithms and implementation.

Összefoglaló

A dolgozat témája egy olyan rendszer kifejlesztése, amely alkalmas a hosszabb ideig tartó EKG jel mérésére és ritmusanalízisére. A rendszer fejlesztése során a hardver és szoftver elemek párhuzamos kidolgozására volt szükség. A hardver rész a jel begyűjtő és feldolgozó áramköröket, míg a szoftver a mikrovezérlőn illetve a számítógépen futó programokat és a PC – mikrovezérlő közti kommunikációs modult tartalmazza. A digitális szűrés után a mért jel karakterisztikáját a PC és a mikrovezérlő oldalon egyaránt tanulmányoztuk. Végző célkitűzés a vizsgálatokat önállóan végző mikrokontrolleres eszköz megvalósítása, amely egyszerű, optimalizált algoritmusok használatán alapszik.

I. Bevezető

A dolgozatban egy általam fejlesztett, mikrovezérlő alapú, EKG jel begyűjtő és feldolgozó eszközt ismertetek. Célom egy komplex analízisre alkalmas rendszer fejlesztése. A hardware mellé kommunikációs, adatfeldolgozó és megjelenítő szoftvert is készítettem. A digitalizált jelet egy diszkrét idejű Fourier transzformáción alapuló (DTFT) algoritmus felhasználásával szűröm, majd megjelenítem a jel spektrumát és a szűrt jelet.

Az A/D konverzió hatékonyságát jel-kondicionáló áramkörökkel és túl-mintavételezéssel biztosítom.

A begyűjtött adatokat kétféle úton dolgozhatom fel:

- Külső memóriában tárolom, majd számítógéphez továbbítom, és ott végzem el a kiértékelést és vizualizálást.
- A mikrokontroller feldolgozza az adatokat és preferencia szerint a teljes adatmennyiséget, vagy csak a releváns információt tárolja és továbbítja a számítógéphez.

A fejlesztést az a) ágon indítottam mivel így könnyebb a rendszer szoftverének fejlesztése. A legkritikusabb funkciókat biztosító programot és a már jól működő eljárásokat átviszem a mikrovezérlőre.

Az analóg-digitális átalakításhoz egy PIC18F452-es mikrovezérlőt használok. Ez egy 10 bites A/D konvertert tartalmaz, amely 60dB jel-zaj viszonyt biztosít. Ez elégséges a hardver- és a szoftver-elemek funkcióinak tesztelésére és fejlesztésére. Az orvosi eszközök fejlesztésére készített analóg komponensek (szűrők, erősítők) 90dB feletti jel zaj viszonyt biztosítanak, amely a továbbiakban egy nagyobb felbontású A/D konverter kihasználását teszi lehetővé.

A használt soros kommunikáció 19600 baud adatátviteli sebességre képes. Ez elegendő ahhoz hogy az 500Hz-en végzett 10 bites A/D konverzió eredményét valós időben a számítógépre továbbítsam. A kontroller képes ellenőrizni a valósidejű adatátvitelt. A számítógépen egyidejűleg négy másodpercnyi adatott dolgozok fel és jelenítek meg.

II. Módszer ismertetése

A készülék ismertetése a következő blokkrajznak megfelelően történik.

1. ábra: Készülék felépítése

EKG erősítő

Egy egyszerű elvezetéses EKG erősítőt készítettem. A beépített INA121 mérőerősítő differenciál kapcsolásban van. A zajok kompenzálására szolgál a jobb lábra (RL) kapcsolódó visszacsatolás. Az INA121 adatlapjában megadott rajztól annyiban tér el az általam készített erősítő hogy R_G -helyén potenciométer van.

2. ábra: EKG erősítő

Jelkondicionálás

Az EKG erősítő kimeneti feszültségét a 0-5V tartományba kell skálázni, mivel az A/D konverter ebben a tartományban üzemel. Ez nagyon fontos, mert a konverzió pontossága nagymértékben függ a mérendő jel és a mérő skála viszonyától (pl: nem jó ha 100mV -os jelet mérek 100V-os skálán, tekintettel arra, hogy a lehetséges tartománynak csak töredékét használom ki, ezáltal nagyobb relatív hibát kapok).

Az EKG jel tartalmaz olyan egyenfeszültségű komponenseket, amelyek a légzés, elmozdulás és más élettani folyamatok miatt jelennek meg és zavaró lehet, hogy ennek az ingadozásnak a mérő skálán tartalékokat kell biztosítani, ami a mérés pontosságát csökkenti. Az ingadozást valós időben meghatározott feszültséggel kompenzálom. A mikrokontroller egy D/A átalakítón keresztül végzi a szabályozást.

A mérések során figyelembe vett legnagyobb frekvencia 100Hz. Ezt a korlátot egy negyedfokú alul-áteresztő szűrő biztosítja. A mérés pontosságát növeli, hogy 500Hz-en mintavételezem a jelet.

A Jel digitális feldolgozása

Mivel a mikrokontroller viszonylag lassú, ezért mért jel valósidejű feldolgozása a számítógépen történik. Az 50Hz-es hálózati feszültség által okozott zajt digitális úton távolítom el, mivel így teljesen el lehet távolítani egy adott frekvenciakomponenst és annak felharmonikusait a jelből. Felhasználva a Fourier transzformációt meghatározom a jelben szereplő egyes frekvenciakomponensek súlyozóját. Ha egy adott frekvenciájú komponenshez és a felharmonikusaihoz tartozó súlyzókat zéróra csökkentem, akkor az inverz Fourier transzformáció után a zavaró frekvencia teljesen hiányozni fog a jelből.

Felhasználva az alábbi ismert képletet, a DTFT implementálása relatíve egyszerű, amennyiben nincs megszorítás az eljárás futási idejére nézve.

$$X[w] = \sum_{k=1}^N x[k] * e^{jkw} = \sum_{k=1}^N x[k] * (\cos(kw) + j \sin(kw))$$

Alkalmazva a C++ matematikai függvénykönyvtárában található cos, sin függvényeket a transzformáció 1000 elemre 1.6 másodpercet igényelt egy P4-es (1600) számítógépen. Ez nagyon lassú és távol áll a valós idejű feldolgozástól. A megoldást táblázatok használata jelenti amelyek meghatározott mintavétellel tartalmazzák a cos, sin értékeit a $[0, 2\pi]$ intervallumban. A cos, sin táblázatokban az index meghatározására a következő:

$$idx = \left(\frac{k * w * M}{N} \right) \div M$$

A fenti képletben N a minta hossza, M pedig a cos, sin táblázat elemeinek a száma. A modulo M a periodikusságot biztosítja. A cos, sin értékek megadásánál legalább a jel mintavételezésénél használt mintaszámot kell biztosítani. Ha $N=M$ akkor a kifejezés egyszerűbbé válik, gyorsítva ezzel a számítást. A kapott numerikus módszer már jóval gyorsabb. A végrehajtási idő 1.6 másodpercről 0.04 másodpercre csökkent.

A páciens hosszabb időn át való megfigyelése céljából a mikrovezérlő által önállóan elvégezhető eljárást kell kidolgozni, amellyel legalább 36 órán keresztül lehetséges információt gyűjteni és tárolni. A begyűjtött információt egy memória tárolja, amelyet további elemzés céljából számítógépre továbbíthatunk. Az említett információ nem más, mint az R hullámok közti távolság. Az R hullámok meghatározása nem mindig triviális. A megoldás kidolgozása során fontos szempont, hogy egyszerű és gyors algoritmusokat használjak.

A feldolgozás módszere

Az EKG jel minden pontját megpróbálom felbecsülni adott számú szomszédos pont segítségével. A becült érték és a valódi érték különbsége akkor nagy, ha az adott pont körül a jelben ugrásszerű változás van.

$$X[n]_{számolt} = \frac{1}{2P+1} \sum_{k=n-P}^{n+P} X[k]$$

A 3. ábrán jól láthatóak az EKG jel és a kiszámolt MA (Moving Average) függvény értékei. Ha a két jel közti különbségeket veszem alapul, akkor nagyon könnyen megtalálom az R hullámokat a jelben. Ez természetesen az elő-feldolgozás utáni fázisban érvényes.

A fenti képletben P a megválasztásával befolyásolhatom, a számolt és a valódi érték közti eltérés mértékét. Ha P nő, akkor az MA függvény folyamatosan kisimul. Az R hullámot jelző négyszögjel a következő kifejezésből származik.

$$RX[n] = \begin{cases} 1 \rightarrow X[n] - X[n]_{számolt} > \varepsilon \\ 0 \rightarrow X[n] - X[n]_{számolt} \leq \varepsilon \end{cases}, \text{ ahol } \varepsilon > 0$$

3. ábra: EKG, MA, RX karakterisztikák

Az EKG jelben található R hullámok közti távolság mérése az RX jelben egymásután következő felfutó élek közti távolság mérésére vezethető vissza.

A fenti algoritmus PIC18F452-es vezérlőn van implementálva, amely támogatja az egész számok szorzását. Az MA függvényben szereplő osztás egyszerű biteltolássá alakul ha a $2P+1$ számot 2 valamely hatványával közelítem meg. A P megválasztása függ a mintavételezési és a keresett hullám frekvenciájának arányától (konkrétan a $P=16 \Rightarrow 2P+1=33$ amelyet 32-re kerekíttek).

A számolt értékeket egy külső EEPROM-ban tárolom. Az R hullámok közti távolságból számolt pulzus pillanatnyi értékét egy LCD kijelzőn jelenítem meg.

III. Következtetések, további célok

A legnagyobb problémát a digitális szűrés okozza, mivel az igényelt számítási kapacitás meghaladja a mikrokontroller kapacitását. A megoldást dsPIC használata jelentené, amelyen implementálható az FFT algoritmus.

IV. Könyvészet

- [1] Dennis L. Rollins*, Cheryl R. Killingsworth, Gregory P. Walcott, R. Kyle Justice, *A Telemetry System for the Study of Spontaneous Cardiac Arrhythmias*, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 47, NO. 7, JULY 2000 887
- [2] Martin J. Burke* and Denis T. Gleeson, *A Micropower Dry-Electrode ECG Preamplifier*, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 47, NO. 2, FEBRUARY 2000 155
- [3] E. I. Gaura, R. J. Rider, N. Steele, and R. N. G. Naguib, Senior Member, IEEE, *Neural-Network Compensation Methods for Capacitive Micromachined Accelerometers for Use in Telecare Medicine*, IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL. 5, NO. 3, SEPTEMBER 2001, 248

László Sándor Elek – hallgató

EMTE Sapientia – Marosvásárhely, Piata Trandafirilor 61

Tel.: 0265-257412 E-mail: sankoboy@yahoo.com

Szilágyi Sándor Miklós – egyetemi Adjunktus

EMTE Sapientia – Marosvásárhely, Piata Trandafirilor 61

Tel.: 0265-264490 E-mail: szsander@hotmail.com