

GODA MÁRTON ÁRON

Beágyazott rendszerek fejlesztése szívdiagnosztikai célokra

Konzulens: Dr. Osztheimer István és Tihanyi Attila!

Bevezetés

A beágyazott rendszerek az elektronikának és a nano-elektronikának egy kiemelt fontosságú területe, melyek számos alkalmazási feladatot látnak el pl.: MP3 lejátszók, digitális kamerák, háztartási gépek és eszközök, telekommunikáció stb. Az egyes hardvertípusok specifikus programozást igényelnek.

A beágyazott rendszerek megértéséhez elengedhetetlen magasabb szintű szoftverek és interfészek tervezése. Az ezt követő szint a nyomtatott áramkörök világa, melyben milliószoros tranzisztorok építenek fel egy chipet. A beágyazott rendszer magán a chipen található. Az ezen alapuló rendszerek jövőbeli alkalmazása meghatározó lesz a bioelektronikai iparban. Számos inspirációs területe van a klinikai alkalmazások területén pl.: magas vérnyomás, elhízás, vesebetegségek, cukorbetegség, ortosztikus intolerancia vagy akár pangásos szívelégtelenség diagnózisa.

A beágyazott rendszerek alappillére a valós idejű jelfeldolgozás. Ezen a területen jelenleg probléma a feldolgozás során keletkezett túl sok adat és ennek feldolgozása, valamint továbbítása. Ehhez szükség van sokkal hatékonyabb algoritmusokra, és ezek implementálására a megfelelő eszközön. A beágyazott rendszer második fő alappillére, hogy autonóm legyen. Azaz, egy önálló feldolgozó egységként képes legyen a külvilággal is kommunikálni, valamint egy szabályozási folyamatot irányítani. Ehhez viszont alacsony fogyasztású, de nagy számítási kapacitású eszközre van szükség. Alacsony programozási nyelven, mint például VHDL, párhuzamos műveletek segítségével növelhető a feldolgozás hatékonysága. Az alacsony fogyasztású eszközök, mint az FPGA-k és mikrokontrollerek, kielégítik az alacsony fogyasztás és magas számítási kapacitás igényét.

BSc. szakdolgozatomban Elektrofiziológiai jelek feldolgozásának gyorsítása FPGA-n címmel írtam meg.¹ Mivel az algoritmusok fejlesztése és tervezése egy sokkal lassabb folyamat hardverközeli környezetben, ezért a szakdolgozatom megírása után úgy döntöttem, hogy mikrokontrolleren kezdem a pontos algoritmusok fejlesztését. Ezek után sokkal könnyebb implementálni az algoritmust akár FPGA-n is. A dolgozathoz egy STM32F373VC mikrokontrollert használtam, mely rendelkezik saját EKG bemenettel, illetve egy LCD kijelzővel. Ez lehetővé teszi a feldolgozott adatok megjelenítését. A magas környezeti zajok elkerülésére egy előre felvett egycsatornás EKG jelet közvetítettem egy HAMEG hullámforma jelgenerátorral.

¹ GODA MÁRTON ÁRON: *Elektrofiziológiai jelek feldolgozásának gyorsítása FPGA-n*. Budapest, 2013, PPKE ITK Molekuláris bionika - BSc. Szakdolgozat

NEUROBIOLÓGIA ÁTTEKINTÉS

Ebben a fejezetben a vegetatív idegrendszer, illetve a szív ingerületvezetési rendszerének alapvető elektrofiziológiai háttere kerül bemutatásra. Ez elengedhetetlen ahhoz, hogy később értelmezni tudjunk az EKG hullámgörbe alapú alkalmazási területeket. Ezt követően egy konkrét esetet tárgyal a fejezet, amelyet egy mikrokontroller rendszer segítségével lett feldolgozva és kiértékelve.

Autonóm idegrendszer

Az autonóm, más néven vegetatív idegrendszer felelős a homeosztázis fenntartásáért. Szoros kapcsolatban áll az a belső elválasztású mirigyek rendszerével. A vegetatív idegrendszer a központi és a környéki idegrendszer szabályzásáért felelős. Fontos szerepe van a szervek és szövetek működésének szabályzásában, amelybe beletartoznak a szívizom, simaizom és külső elválasztású mirigyek is.

Az autonóm idegrendszer nagy része nem tudatosul. A preganglionáris neuronjai a központponti idegrendszerben helyezkednek el. A postganglionaris neuronok sejttestei vegetatív idegdúcokat, más néven ganglionokat alkotnak a központi idegrendszeren kívül. Szabályozó működése gyors, ugyanakkor az egész testen belül kiterjedt, ugyanis egy preganglionaris neuron számos postganglionaris neuronnal képezhet szinapszist. A szimpatikus, és a paraszimpatikus idegrendszernek ellentétes hatása van a legtöbb szervet tekintve, azonban egymással összekapcsoltan működnek, és az aktivitásuk közötti egyensúly az, ami fenntartja a homeosztázist.

A **szimpatikus** idegrendszer a stresszes folyamatokat kezeli: „küzdj vagy menekülj” tipikus esete. Hatására a szívritmus fokozódik, így több vér kerül az agyba, a szívbe és a vázizmokba. Továbbá megfigyelhető, hogy a bőr és a belek arteriolái összehúzódnak, ellenben a hörgők és pupilla kitágulnak. A hirtelen fizikai teherre való felkészülés érdekében csökken az izom fáradtság stimulálása, az inzulin kiválasztás fokozódik, ami magas vércukorszintet eredményez, kielégítve a fellépő energia szükségleteket.

A **paraszimpatikus** idegrendszer működése az energia megőrzésére és újratermelésére irányul. A szívritmus lassul, a pupilla és hólyag összehúzódnás figyelhető meg. Emellett pedig fokozódik az emésztőrendszerek mobilitása és szekréciója. „Pihenni vagy emészteni” tipikus esete.

A szív ingerületvezetése

A szív ingerületvezetése szabályozza az akciós potenciál generálását és terjedését, mely a szívizom összehúzódnását eredményezi a vér pumpálásának céljából. Ez az elektromos aktivitás a bőr bizonyos pontjairól elvezetett potenciál különbségből számítható ki. Ezt nevezzük Elektrokardiogramnak (EKG). A szív elektromos aktivitása jól mérhető, mely több akciós potenciál együttes eredményeként képződik. A jobb pitvarban, a szinusz csomótól (SA) indul az akciós potenciál terjedése. Ez a szív természetes pacemakere. Az ingerület tovaterjed mindkét oldalra, mert a szívizom-sejtek depolarizálódnak az összehúzódnás során. Ez serkenti a pitvari szisztolét. Az EKG görbén ez a depolarizációs szakasz a P hullámot képviseli. Az EKG PR szegmense jelöli a pitvari szisztolé és a kamrai összehúzódnás közti fiziológiás időközleltetést. A

P hullámot egy lapos szakasz követi. Miután az ingerület elhagyja a pitvarokat, az AV csomón keresztül (itt átmenetileg lelassul az ingerületvezetés sebessége) belép a kamrákba, majd a His-köteg kerül ingerületbe. Ez követően tova terjed az ingerület a nagy átmérőjű Purkinje rostokon keresztül a szívizomzat minden egyes munkaizom sejtjéhez. Miután az ingerület tovaterjed a kamrákra, a myocardium sejtek gyorsan depolarizálódnak és összehúzódnak, mely kamarai szisztolét vált ki.

Az EKG QRS komplexe reprezentálja ezt a gyors ingerület terjedését és összehúzó-dást. Közben a pitvari repolarizáció is végbemegy, ez azonban elhanyagolható hullám-görbe szempontjából. Végül pedig a jel áthalad a kamrákon, melyet a kamrák falának relaxációja követ és a sejtek visszatérnek a kezdeti nyugalmi, diasztolés állapotba. Az EKG görbe T hulláma ezt a kamrai repolarizációt jelöli. Az EKG ST szakaszán figyelhe-tő meg a kamrák repolarizációja. A QT intervallum az akciós potenciálok összességét jelöli a szívizomra igen jellemző hosszú repolarizációs idővel, melyet refrakter fázisnak nevezünk. Minden egyes szívverésre folyamatosan ismétlődnek ezek az események. Az EKG görbe nem egyet, hanem több akciós potenciál összegének az eredménye, amely a szív elektromos potenciálját képezi.

Pulzusszám variabilitás

A pulzusszám variabilitás (Heart Rate Variability/HRV)² egy non-invazív módszer, mely az autonóm idegrendszer működését vizsgálja. Az ezzel kapcsolatos tanulmányok és kutatások több, mint 30 évre nyúlnak vissza. Az autonóm idegrendszer nem kiegyensúlyozott működésének számos patológiai következménye van: hirtelen halál, koszorúér betegségek, szívelégtelenség stb. Az autonóm idegrendszeri aktivitás mérésére klinikai gyakorlatban a pulzusszám variabilitás alkalmas. Éppen ezért a pulzus-szám variabilitásnak kiemelt szerepe van a klinikumban, melynek segítségével elő-rejelzéseket lehet tenni az egészséges és patológiás esetekben is. Korábban szó esett arról, hogy a vegetatív idegrendszer szabályozza a zsigeri funkciókat a szimpatikus és paraszimpatikus idegrendszeren keresztül. A kardiovaszkuláris idegrendszer eltérő aktivitása a szívverések fluktuációját eredményezi, melyet pulzusszám variabilitásnak hívunk. Ennek a vizsgálta segít megmagyarázni számos patológiai elváltozást.

Pulzusszám variabilitás analízise

A HRV analízis két részre osztható: idő, illetve a frekvencia tartomány analízisére. Általános szabályként elmondható, hogy a rövid idejű (5 perc) felvételek szolgálnak a frekvencia analízishez, míg az idő tartományban általában egy 24 órás analízisre van szükség. A probléma a rövid idejű analízissel, hogy az alacsony frekvenciájú rezgések zavart okoznak. Ezzel szemben a hosszú lefutású analízisnél zavaró tényező lehet a környezeti hatás.

² XHYHERI, BOREJDA, MANFRINI, OLIVIA: *Heart rate variability today*. Bologna, 2012, Progress in Cardiovascular Diseases, 321-331. o.

Időtartomány analízise

Ez egy folyamatos EKG felvétel, amely alkalmas szívritmus vizsgálatára, vagy pedig QRS komplexek távolságának mérésére. Az idő tartomány az alábbi paraméterekkel értéklehető:

- Az R-R intervallumok normál szórása (SDNN)
- Az átlag R-R intervallum szórása (SDANN)
- A négyzetes középértéke az egymást követő R-R intervallumok különbségének (RMSSD)
- A százalékos értéke az 50 ms-nál hosszabb R-R intervallumok különbségének (pNN50)

Jól látható hogy az utolsó paraméter kivételével mindegyik idő tartományban adható meg, melynek a mértékegysége ms. A Holter vizsgálat egy 24 órás EKG felvétel. Ezzel a módszerrel mutatható ki a legjobban az SDNN, mely a HRV teljes varianciáját jelöli. Az SDNN szerepet játszik abban, hogy myokardiális infarktus esetén előre jelezze a beteg halandósági esélyeit.

Frekvenciatartomány analízise

A HRV rövid idejű vizsgálata esetében két komponensre oszthatjuk a spektrumot: magas frekvenciás (HF) komponensekre (0.15-0.40 Hz), és alacsony frekvenciás (LF) komponensekre (0.04-0.15 Hz). Melyek rendre a paraszimpatikus és az szimpatikus idegrendszer szabályozásában játszanak szerepet. A nagyon alacsony (VLF és ULF) frekvenciás komponensek szerepe egyelőre pontosan még nem ismert. Az egyes frekvencia komponensek teljesítménye az alábbi páraméterekkel korrelálnak:³

- HF: RMSSD és pNN50
- VLF és LF: SDNN
- ULF: SDNN és SDANN

Azaz ebből jól látható a korábban említett összefüggések alapján, hogy az RMSSD és pNN50 paraméterek mérésével a paraszimpatikus, míg a SDNN paraméter a szimpatikus aktivitást tükrözi. Hiszen a magas frekvenciás komponensek a paraszimpatikus, míg az alacsony frekvenciás komponensek a szimpatikus válaszként felelősek. Azonban további kutatásokban kimutatták,⁴ hogy a SDNN és az SDANN, mely az ultra alacsony frekvencia (ULF) tartománnyal korrelál, ugyancsak tükrözi a szívnek mind a paraszimpatikus, mind pedig a szimpatikus szabályozását. A szív pulzus változásának spektruma parametrikus és nem-parametrikus módszerekkel is közelíthető.

Autoregresszív modell: akár rövidebb (1-5 perc) vizsgálatokra is alkalmas, a szívritmus hirtelen változásainak észleléséhez.

Nem-parametrikus modell: Fourier analízisen alapszik, mely során az R-R intervallumhoz tartozó adatokat a frekvencia spektrumba kell konvertálni. Ez azonban kevésbé érzékeny a hirtelen és átmeneti HRV változásokra.

³ BIGGER, J.THOMAS JR., FLEISS,, JOSEPH L. STEINMAN, LIND. RICHARD C.: *Correlations among time and frequency domain measures of heart period variability two weeks after acute myocardial infarction*. Culombia, 1992, The American Journal Of Cardiology, 894. o.

⁴ ua.

A kóros paraméterek következményei

Mielőtt patológiás eseteket kezdenénk el tárgyalni, fontos hogy megértsük és átlássuk az összefüggéseket a vegetatív idegrendszer és szívműködés között. A paraszimpatikus idegek acetilkolint használnak neurotranszmitterként, amely gyorsan hat és gyorsan le is bomlik. Azonban a szívműködés lelassulását eredményezi. Ezzel szembe a szimpatikus idegrendszer noradrenalin (esetleg adrenalin) használ neurotranszmitterként, amely lassan hat és lassan is bomlik le. Ez viszont felgyorsítja a szívműködést. Tehát elmondható az, hogy veszélyhelyzetben a szimpatikus idegrendszer gátolja az acetilcolin szekrécióját és serkenti az noradrenalin, illetve adrenalin kiválasztását. Fontos látni, hogy a szimpatikus és paraszimpatikus idegrendszeri változások különböznek egészséges, illetve kóros esetben. A HRV analízis a vegetatív idegrendszer szívműködésre gyakorolt hatását segít meghatározni. HRV analízis a szimpatikus és bolygóideg aktivitás gyors fluktuációján alapszik. Amennyiben a $PNN50 < 3\%$ és az $RMSSD < 25$ ms, akkor a bolygóideg aktivitásának gyengülésével van összefüggésben. Ehhez hasonlóan, ha az $SDANN < 50$ ms és az $SDNN < 100$ ms, akkor a szimpatikus szabályozásban figyelhető meg abnormális aktivitás.⁵

Az LF és HF aránya visszavezethető a szimpatikus és bolygóidegi kölcsönhatásra is. Az LF/HF arányát csökkentve a szimpatikus reflex egyensúlya felborul, és túlsúlyba kerül a bolygóideg aktivitás. Tehát ezek alapján elmondható, hogy az alacsony HRV értékek általában szimpatikus dominanciára utalnak, ami vagy a magas szimpatikus és/vagy az alacsony paraszimpatikus aktivitás eredménye. Fontos megjegyezni, hogy a klinikai esetben pontos következtetéseket csak a beteg állapotának ismeretében lehet mondani. Így meghatározó tényezők az életkor, a nem, az etnikai gyökerek, és amennyiben van, akkor a betegség típusa (cukorbetegség, érlemeszesedés, szívelégtelenség stb.). Emellett az is közrejátszik, hogy a vizsgálat mikor készül, kora délelőtti, vagy kora délutáni időpontban. Ugyanis egy egészséges középkorú embernél a pulzusszám variabilitása csökken délelőtt, mely kora délutáni órákban éri el a minimumát, majd ezt követően folyamatosan növekszik ennek értéke egészen reggelig. Éppen ezért az LF/HF illetve az pulzusszám ismeretében leírható a szimpatikus moduláció.⁶

JELFELDOLGOZÁS BEÁGYAZOTT RENDSZEREN

Ebben a fejezetben részletesen szó lesz a jelfeldolgozásról, mely négy különálló részre bontható. Elsőnek is a 24 órás Holter vizsgálat során rögzített jeleket .csv vagy .mat fájl formátummá kell alakítani ahhoz, hogy a későbbiekben tudjunk dolgozni az EKG mintával. A mérések során egy HAMEG⁷ hullámforma jelgenerátor segítségével közvetítettük a jeleket a Mikrokontroller bemenő lábaira. A mikrokontroller lábain a bejövő jeleket egy ADC segítségével a processzorhoz, hogy feldolgozza a jeleket. A feldolgozás

⁵ BIGGER, J. THOMAS JR.: *Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. New York, 1996, European Heart Journal, 157-161. o.

⁶ LI, XIAN: *The circadian pattern of cardiac autonomic modulation in a middle-aged population*. Hershey, 2011, Clinical Autonomic Research, 143-150. o.

⁷ GMBH, H. I.: *25 / 50 mhz arbitrary function generator hmf 2525 / 2550*. Mainhausen, 2009, HAMEG Instruments GmbH, 1-34. o.

egy beágyazott ARM processzoron történik. Maga a feldolgozás is több fázisra, melyről részletesebben a következő fejezetekben lesz szó. A végső fázisban a feldolgozott jelek eredményei a mikrokontroller LCD kijelzőjén jelenítettem meg.

A jelgenerátor jelátvitelle

A feldolgozás során valódi EKG jelekkel dolgoztunk. A hullámforma jelgenerátor használatának egyszerűen magyarázható okai vannak. Mivel a vizsgált adathalmaz egy 24 órás Holter vizsgálat eredményei, ezért csupán kényelmi szempontból helyettesítettük az élő szervezetet egy hullámforma jelgenerátorral. Másik praktikus oka a jelgenerátor használatának, a nemkívánatos zajok mellőzése. A hullámforma jelgenerátor csak adatközvetítésben játszik szerepet. Így tisztán azokat a jeleket továbbítja a mikrokontrollerre, melyek a vizsgálat során keletkeznek. Elkerülve azonban az egyéb elvezetési hibákból származó zajokat. A jeleket MATLAB-ban alakítom át a megfelelő formátumra és kiterjesztésű fájlra. Ezt követően a jeleket a HMExplorer program segítségével beolvastam, az adatokat lenormáltam a programban, végül pedig USB kommunikáció segítségével feltöltöttem az hullámforma jelgenerátorra.

STM3240G-EVAL board

Az EKG jelek feldolgozásának céljából egy multifunkcionális mikrokontrollert, egy STM3240G-EVAL board-ot⁸ alkalmaztam. Az STLINK/V2 beépített áramkör JTAG, illetve SWD1 interfészen keresztül kommunikálnak. LCD kijelzőjén az ARM processzoron feldolgozott adatokat meg lehet jeleníteni. Az adatkommunikáció céljából az említett perifériás interfészek támogatása mellett EKG bemenet is definiálva van, amely szükség esetén tovább bővíthető többcsatornás elvezetés esetén. A mikrokontroller bemeneti lábaira érkező jelek egy analóg-digitál konverteren keresztül kerülnek az állatpotgép bemeneti buffer-ébe. A négy állapot (adatvárás, adatbetöltés, számítás, adatkiemenet) után a jelek megjelenítése történik az LCD panelen.

Az alkalmazott algoritmus áttekintése

A Pan-Tompkins algoritmus az egyik legnépszerűbb QRS detekciós eljárás, mely valós idejű jelfeldolgozáshoz használják.⁹ A tüskedetekció 5 jól elkülönített részre bontható: alul és fül áteresztő szűrés, differenciálás, négyzetre emelés, simítás, küszöbbeállítás és csúcskeresés.

- Alul-áteresztő szűrő: A jel átviteli függvénye az alábbi módon adható meg.

$$H(z)_{tp} = \frac{1(1 - z^{-6})^2}{32(1 - z^{-1})^2}$$

⁸ S. GROUP OF COMPANIES, *User Manual - STM3240G-EVAL evaluation board*. STMicroelectronics, 2012, 1-66. o.

⁹ RANGAYAN, RANGARAJ M.: *Biomedical Signal Analysis: A Case Study Approach*. Canada, 2002, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 187-193. o.

A kimeneti $y(n)$ függvény az alábbi kapcsolatban áll a bemeneti $x(n)$ függvénnyel.

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + \frac{1}{32}[x(n) - 2x(n-6) + x(n-12)]$$

200 Hz – es mintavételezéssel az alul áteresztő szűrő vágási frekvenciája $f_c = 11\text{Hz}$

• Felül-áteresztő szűrő: A felül áteresztő szűrő átviteli függvénye pedig:

$$H(z)_{hp} = z^{-16} - \frac{1}{32} H_{lp}$$

és a kiment-bement kapcsolata:

$$y(n) = x(n-16) - \frac{1}{32}[y(n-1) + x(n) - x(n-32)]$$

A felül-áteresztő szűrő vágási frekvenciája 5 Hz.

• Differenciálás: A jel szűrését követően a jel differenciálása következik, mely lehetővé teszi QRS-ek dominanciájának megjelenítését, egyben a P és T hullámok elnyomását eredményezi.

$$y(n) = \frac{1}{8} [2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)]$$

• Négyzetre emelés: A négyzetre emelés két szempontból is különösen fontos. Egy részről, pozitív lesz a jelalak, másfelől a QRS komplexek felerősödnek.

• Simítás: A simításhoz egy egyszerű mozgó átlag szűrőt alkalmaz az algoritmus. Amennyiben a jel nem eléggé sima, érdemes ezt a folyamatot még egyszer megismételni. Erre szükségem volt mind az implementáció, mind pedig a MATLABOS tesztelés során. A mozgó átlag szűrése az alábbi módon írható le:

$$y(n) = \frac{1}{N} [x(n-(N-1)) + x(n-(N-2)) + \dots + x(n)]$$

200 Hz mintavételezés mellett a $N=30$ mintás ablakméret a legalkalmasabb.

• Küszöb beállítása és csúcskeresés: A küszöb beállításnak több lehetséges változata van. Általában egy adaptív küszöböt alkalmaznak a csúcsok detektálásának céljából. Azaz, a csúcsok bekövetkezését kell vizsgálni, és ennek függvényében változtatni a küszöb értékét.

Esetünkben nem volt indokolt az adaptív küszöb módszernek a használata, sem a

MATLAB-ban, sem pedig az implementálás során. Azonban fontos megjegyezni, hogy szívritmuszavarral vagy egyéb szívélgtelenséggel élő betegeknél ez gyakorta használt módszer.

EREDMÉNYEK ÉRTÉKELÉSE

A feldolgozássorán valós EKG jelekkel dolgoztam. Azonban, amíg a mérési eredmények nem készültek el, addig <http://physionet.org/> online adatbázis jeleit alkalmaztam. Egy szkript segítségével az oldalon található .mat fájlból kinyertem az adatokat.

Klinikai elemzések

A klinikai elemzés során az eredményeimet konzulensem segítségével összevettem szakirodalmi adatokkal. A vizsgálat során egy egészséges EKG felvételt, illetve egy kóros pitvarfibrillációs EKG-t hasonítottam össze. Mielőtt azonban saját eredményeimet kiértékelném, röviden tekintsük át, hogy milyen eloszlása van a HRV paramétereknek korosztályi szinten (4.1. táblázat). A SDNN, SDANN és RMSSD paraméterek sokkal magasabbak a fiatal korosztályban, mint az idősebb korosztályok esetében. Ez azzal magyarázható, hogy a bolygóidegi aktivitás sokkal jobb fiatal korban. Ennek eredményeként a pulzus szám variabilitás sem megfelelően változik egyre idősödő korban.

Kor	RMSSD (ms)	SDNN (ms)	SDANN (ms)
20-29	41±16	151±37	134±36
40-49	27±10	125±33	112±35
60-59	20±10	114±33	106±34
80-99	30±21	109±30	99 ±29

HRV paramétereknek összehasonlítása korosztályi szinten¹⁰

A vegetatív tónus meghatározásához szükséges az intervallumok közti különbségek Fourier transzformáltját venni. Ezek alapján meghatározható a magas, illetve az alacsony frekvenciás komponensek. A magas frekvenciás komponensek (0.15 - 0.4 Hz) már korábban említett R-R intervallumok közti különbséget (2.5 - 6.5 s), míg az alacsony frekvenciás (0.04 - 0.15 Hz) komponensek R-R intervallumok hosszú idejű (6.5 - 25 s) változását jelölik. Saját méréseim során egy normál EKG jelet használtam. A vizsgálathoz 300 másodperces (5 perc) frekvencia analízist végeztem. A Pan-Tompkins algoritmus után meghatároztam a HRV analízishez szükséges paramétereket. EKG jel esetében nagyon alacsony, míg a pitvarfibrilláció (4.4. ábra) esetében

¹⁰ ZULFIQAR U, G. W., JURIVICH DA, *Relation of high heart rate variability to healthy longevity.* , Chicago, 2010, The American Journal of Cardiology, 1183. o.

a túl magas pNN50 aránya, ami kóros elváltozásra utal. Tehát az 50 ms-nál nagyobb intervallumok különbségek száma aránya túlsúlyban van pitvarfibrilláció esetében, míg egészségeseknél ez alacsony.

Azonban túl alacsony pNN50 érték esetén a bolygó idegi aktivitása gyengül (2.3.4.). Ehhez azonban nem elegendő az EKG görbe egy rövid idejű analízise, hanem egy hosszabb időintervallumban kell megvizsgálási, hiszen alacsony frekvenciás változások időben elnyúlnak. Ennek értelmében valóban egészségesnek mondható az általunk vizsgált normál EKG görbe (4.3. ábra), ugyanis az $pNN50 > 3\%$. A második mérés során egy kóros pitvari fibrilláció esetét vizsgáltam meg. Ebben az esetben a P hullámok hiányoznak, emiatt az R-R intervallumok távolsága lecsökken. A pitvari fibrilláció eredményeként az R-R intervallumok változása abnormalis lesz.

A beágyazott rendszer erőforrásigényei

Az eszköz teljes memória kapacitását tekintve az implementációhoz szükséges memóriaszükséglet elenyészik. Az 4.2. táblázatban foglaltam össze a program futásához szükséges rendszerigényt (ebbe beletartozik az adatok LCD kijelzőjén való megjelenítése is).

Kód	ROM terület	RAM terület	Nulla kezdeti értékű RAM
36560	17108	1956	20852

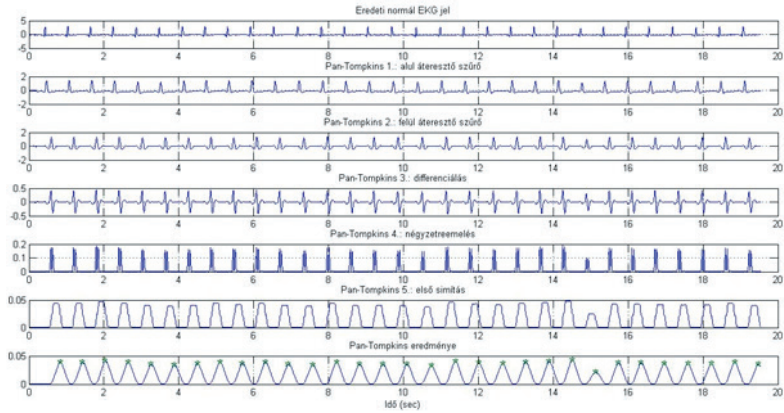
Memóriaszükséglet

A program energiaszükségletének meghatározásához megmértem az USB kábel tápfeszültség vezetékén átfolyó potenciálkülönbséget. A program futása közben mért áram 123 ± 2 mA volt, ami kellően alacsony egy beágyazott eszközhöz képest, így további fejlesztéseknek ad lehetőséget.

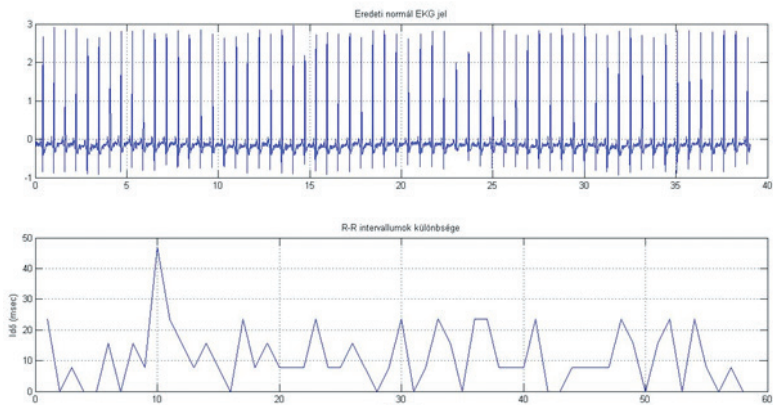
Konklúziók

Az adott mikrokontrollerre tervezett és implementált algoritmus alkalmas szívdiagnosztikai célokra. Az eszköznek számos alkalmazási területe lehet a HRV analízis segítségével. Azonban klinikai használathoz még további fejlesztésekre is szükség van. A program optimalizálása mellett a pontosabb és komplexebb diagnosztikai célok eléréséhez újabb algoritmusok implementálására van szükség. Mindemellett terveim közt szerepel a komplett HRV analízis implementálása hardverközeli környezetben, melyre FPGA alkalmas lehet. Amennyiben ez sikerül, további neurális folyamatokkal lehet összekapcsolni a HRV analízist. A fejlesztés során sokkal lassabban lehet haladni a hardverközeli környezetben, azonban a feldolgozási sebesség nagyságrendeket javul. Ez a dolgozat segített rávilágítani a főbb klinikai diagnosztikához szükséges fejlesztésekre. Sikeres fejlesztések esetén az eszköz alkalmas lehet akár hétköznapi használatra, többek közt szívedzetség mérés meghatározására sportolók vagy egészséges emberek számára.

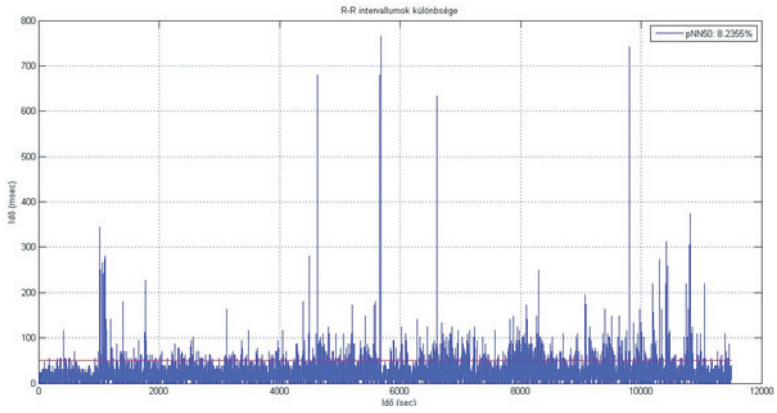
Melléklet



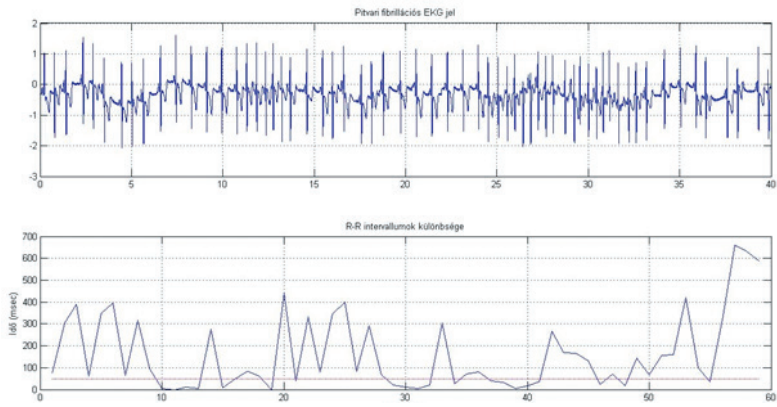
Pan-Tompkins algoritmus



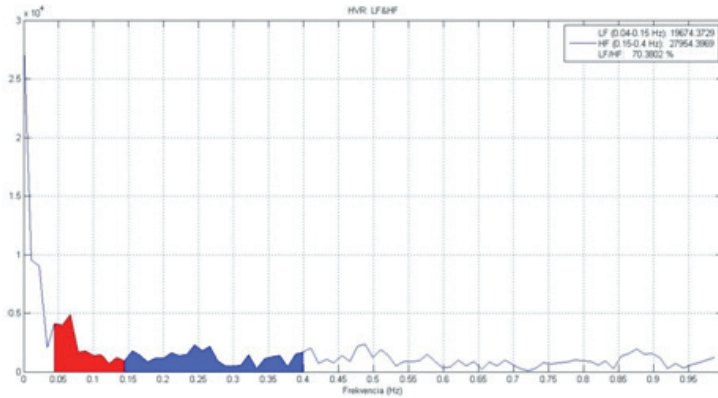
Normál EKG jel és R-R intervallumainak különbsége



Normál EKG R-R intervallum-különbségeinek hosszú idejű analízise



Pitvarfibrillációs EKG és R-R intervallumainak különbsége



A saját eredményeim alapján kiszámolt normál EKG jelek R-R intervallumváltozásának Fourier transzformáltja figyelhető meg, melyből meghatározható vegetatív tónusoz szükséges alacsony és magas frekvenciás komponensek aránya

Irodalomjegyzék

- BIGGER, J. THOMAS JR.: *Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. New York, 1996, European Heart Journal, 157-161. o.
- BIGGER, J. THOMAS JR., FLEISS, JOSEPH L. STEINMAN, LIND. RICHARD C.: *Correlations among time and frequency domain measures of heart period variability two weeks after acute myocardial infarction*. Culombia, 1992, The American Journal Of Cardiology, 894. o.
- GMBH, H. I.: *25 / 50 mhz arbitrary function generator hmf 2525 / 2550*. Mainhausen, 2009, HAMEG Instruments GmbH, 1-34. o.
- GODA MÁRTON ÁRON: *Elektrofiziológiai jelek feldolgozásának gyorsítása FPGA-n*. Budapest, 2013, PPKE ITK Molekuláris bionika - BSc. Szakdolgozat
- LI, XIAN: *The circadian pattern of cardiac autonomic modulation in a middle-aged population*. Hershey, 2011, Clinical Autonomic Research, 143-150. o. *longevity.*, Chicago, 2010, The American Journal of Cardiology, 1183. o.
- RANGAYAN, RANGARAJ M.: *Biomedical Signal Analysis: A Case Study Approach*. Canada, 2002, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 187-193. o.
- S. GROUP OF COMPANIES, *User Manual - STM3240G-EVAL evaluation board*. STMicroelectronics, 2012, 1-66. o.
- XHYHERI, BOREJDA, MANFRINI, OLIVIA: *Heart rate variability today*. Bologna, 2012, Progress in Cardiovascular Diseases, 321-331. o.
- ZULFIQAR U, G. W., JURIVICH DA, *Relation of high heart rate variability to healthy*

