

OTDK dolgozat
Zana Roland

Hardver és szoftver tervezése EKG és pletizmográf jelek szimultán analízisére

Zana Roland

II. évf. Mérnök informatika MSc

Témavezető: Mingesz Róbert, egyetemi adjunktus

SZTE TTIK Műszaki Informatika Tanszék

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék	3
Bevezetés	4
1. Irodalmi áttekintés	5
1.1 Pletizmográfiás mérési elv	5
1.2 EKG mérési elv	5
1.3 Műszererősítők tulajdonságai	7
1.4 Szívfrekvencia-variabilitás analízis	9
2. Hardver tervezése	12
2.1 Az adatgyűjtő eszköz blokkvázlata	12
2.2 Áramkörtervezés	12
2.2.1 C8051F410 áramköri terve	13
2.2.2 Pletizmográf szenzorok áramköri terve	13
2.2.3 EKG jelet mérő szenzor áramköri terve	15
2.3 Paneltervezés	16
2.4 Elkészült hardver	18
3. Szoftverek tervezése	19
3.1 Mikrovezérlő szoftver	19
3.2 LabVIEW szoftver	20
3.2.1 Pletizmográf szenzorjelen végzett csúcsdetektálás	21
3.2.2 EKG jelen végzett csúcsdetektálás	23
3.2.3 A szoftver működés közben	25
3.3 Android szoftver	27
3.3.1 Online funkciók	27
3.3.2 Az adatbázis	30
3.3.3 Offline funkciók	32
4. Összegzés	35
4.1 Eredmények	36
4.2 Továbbfejlesztési lehetőségek	36
Köszönetnyilvánítás	37
Irodalomjegyzék	37

Bevezetés

Az informatika rohamosan fejlődik, életünk szerves részévé váltak az olyan eszközök, amelyeknek köze van az informatikához. Mind hardver és szoftver szinten is segítik az életünket, egyszerűbbé, gyorsabbá teszik a munkavégzést, vagy éppen szórakoztatnak minket.

Az orvosi területen is megjelent az informatika, akár a diagnózis felállítását segítve, vagy csak a jelek monitorozását tekintve is. Az elektronika fejlődésével egyre több alkatrészt integrálnak egy adott integrált áramkörbe, így egyre kompaktabb hardverek készíthetők el. Az igények azt mutatják, hogy a felé az irány felé tolódnak el a fejlesztések, hogy olyan eszközöket hozzunk létre, amelyek kompaktak, széles tudásúak, megbízhatóak és pontos működésűek. Egy elhanyagolhatatlan szempont még az ára az eszköznek, itt törekedni kell az alacsony ár, de minél magasabb tudás kompromisszumára.

A non-invazív mérés során nem szükséges a betegbe való külsőleges beavatkozás, ezek közé sorolható az általam elvégzett mérések is. A szív- és érrendszer vizsgálata során a pletizmográfias mérések rég óta elterjedtek, megbízhatóak. Az EKG jellel pedig a szív működéséről kaphatunk információkat. Számos szívbetegségre, rendellenes működésre fényt deríthet e két jel alkalmazása. A pletizmográf és EKG jel szimultán, vagyis közös használata még tovább erősítheti a helyes diagnózis felállítását. A mért jelekből kiszámolható a pulzus tranzitidő, vagyis az az idő, amíg a szívkamra összehúzódásából adódó pulzushullám elér a kéz ujjába, ezáltal az érhalózat megbetegedései is felderíthetőek. A jeleken elvégezhető a szívfrekvencia-variabilitás analízis is, amely hasznos információkkal szolgál a szívről.

A piacon található eszközökkel számos probléma adódik: nem megbízhatóak, drágák, kevés tudással rendelkeznek, nem pontosak, mobilitásuk alacsony. Ezekre mintegy megoldást találva terveztem meg a szimultán EKG és pletizmográf jelet mérő adatgyűjtő eszközömet, hardver és szoftver szinten is.

További igény merült fel, hogy a felhasználó szeretne otthon is információt kapni az állapotáról anélkül, hogy az orvosával találkozna. A hardverhez írt Android szoftverrel lehetséges az otthoni mérés elvégzése, majd az adatok továbbítása az orvos számára.

1. Irodalmi áttekintés

1.1 Pletizmográfias mérési elv

A pletizmográf szenzorok általában nagyon egyszerű felépítésűek, az általam használt szenzor egy infravörös fényt kibocsátó LED-ből, és egy fotódiódából áll. A működése azon az elven alapul, hogy az infravörös fény a lágyabb szöveteken, mint például a bőrön átjut, és a keményebb szöveteken, mint a csontokon visszaverődik, elnyelődik. Ezen tulajdonsága miatt a szenzor elhelyezése kötött, általában az ujjakra helyezik el, mandzsetta formájában. A LED közvetlen közelében elhelyezett fotódióda fogja venni a visszaverődött infravörös fényt, amelyet a helyes jelkondicionálás után felhasználunk.

A szenzor segítségével a változó, lüktető véráramlást érzékelhetjük. A szív működése során pulzushullámok formájában vért pumpál az egész testben, így az ujjakba is, ahol a mérés helye van. Az infravörös fénnel átvilágított ujjban lévő hajszálerek vértelítettségétől, vagyis az átvilágított erek térfogatától függ, hogy az infravörös fény mekkora mennyiségben halad át, illetve verődik vissza. A fotopletizmográfias mérési elv (photoplethysmography-PPG) alapján az ujj vértelítettségével közel arányos jelet kaphatunk és az ujj vértelítettségének időbeli változását is vizsgálhatjuk [3]. Ez egy non-invazív beavatkozási módszer, mivel a mérés során nincs szükség a testbe való vágás, vagy szúrás általi behatolásra.

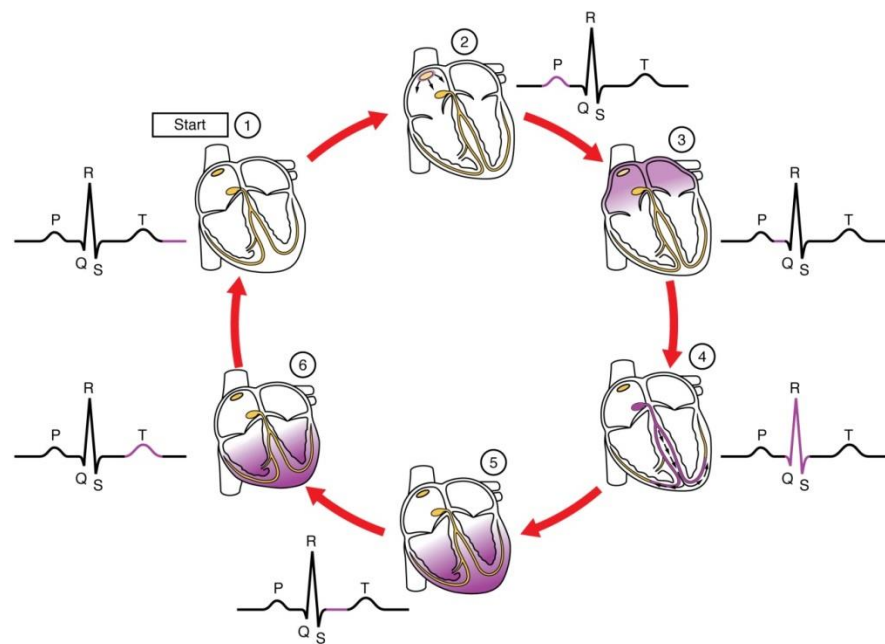
A szenzor analóg jelét egy mikrovezérlő egység segítségével feldolgozhatjuk, majd szoftveresen meghatározhatjuk a szisztolés vérnyomás csúcspontjait, így meghatározható a pulzusszám és elvégezhető ezek után a szívfrekvencia-variabilitás analízis is.

1.2 EKG mérési elv

Az EKG jel a szív elektromos működéséről ad információt [4]. Az elektrokardiográfia (EKG) non-invazív diagnosztikai eljárás. Megállapodás szerint az EKG jel felosztható hullámokra, amelyeknek nevei a következők: P, Q, R, S, T és U [4]. Az egyes hullámok a szív egy meghatározott részének a depolarizációját (elektromos kisülését) vagy repolarizációját (elektromos újratöltődését) jelenti. Az észlelt feszültségváltozások igen kicsik, millivoltos nagyságrendűek, a hullámok mérete arányos az azt kiváltó feszültség nagyságával. Az orvoslásban gyakran használatos, az úgynevezett 12 pontos

EKG mérés, amely a végtagokra és a szív köré elhelyezett szenzorok által mért jelekről ad információt. Az emberi bőrön keresztül is észlelhető és továbbítható a szív által keltett elektromos feszültség, ezeket elektródák segítségével jelfeldolgozó egységbe vezetve vizsgálhatjuk. Dolgozatom során 2 pontos EKG mérést hajtok végre, a két elektróda a két ujjhoz csatlakozik.

A következőekben röviden ismertetem az EKG hullámok és a szív működése közötti kapcsolatokat, melyet az 1. 1. ábrán láthatunk.



1. 1. ábra: Az EKG hullámok és a szív működése közötti kapcsolatokat [Forrás: 9]

Az ábrán látható egyes fázisból indulunk ki, amikor a szív nyugalmi állapotban van. Minden egyes szívütés a jobb pitvar felső részén található sinoatrialis (SA) csomó kisülésével (depolarizációjával) kezdődik (normális körülmények között). Az első EKG hullám, a P hullám, akkor jön létre amikor, az SA-csomóból kiinduló elektromos kisülési hullám depolarizálja a pitvart. Mivel a pitvar izomtömege viszonylag kicsi, ezért a pitvari depolarizáció által keltett feszültség is alacsony. Ez után az ingerület eléri a jobb pitvar alsó részén található atrioventricularis (AV) csomót, ezen a helyen történhet meg az elektromos hullám áterjedése a kamrára. Ez az áterjedés nem látható az EKG jelen, de késleltető szerepe már igen, ez határozza meg a P és az utána következő Q- illetve R-hullám között eltelt időintervallum hosszát. Az ingerület AV-csomón történő áthaladása után, egy ún. His-kötegbe kerül, amely a kamrai septumon keresztül bal és jobb (ún. Tawara-) szálakra oszlik. A QRS-komplexus első negatív

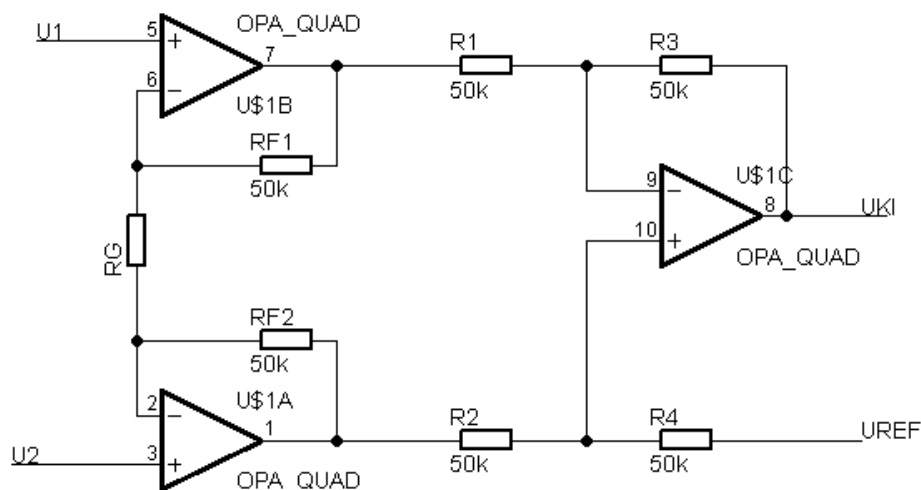
irányú kitérését Q-hullámnak nevezzük. Az első pozitív irányú kitérést R-hullámnak nevezzük, függetlenül attól, hogy követi-e a Q hullámot vagy sem. Az R-hullámot követő negatív kitérést pedig S-hullámnak nevezzük. Mivel a dolgozatom során a felhasznált műszererősítő pozitív bemenetére csatlakozik a bal ujj elektródája, ehhez képest vizsgálja a jobb ujj elektródáját, ezért általában az R-hullám pozitív irányú és domináns lesz. Ez azzal magyarázható, hogy a bal kamra izomtömege jóval nagyobb, mint a jobbé, ezért a depolarizációjakor keletkező feszültség meghatározó a QRS-komplexus képeinek kialakításában. Az ábrán ötössel jelzett fázisban, az ST-szakasz látható, ez ábrázolja azt az átmeneti állapotot, amikor a szívizom nem képes további ingerület átvezetésére. A T-hullám a szívizom nyugalmi stádiumban történő repolarizációját jelzi (újrátöltődés). Az U-hullám jelezheti az interventricularis septum repolarizációját vagy a kamrák lassú újrátöltődését.

A kamrai frekvencia mérését, szokták szívfrekvencia mérésnek is nevezni, amelynek eredménye megegyezik a pulzusszámmal. A kamrák depolarizációja QRS-komplexusokat hoz létre az EKG-n, ezért a szívfrekvencia meghatározásához, a QRS-komplexusokat kell meghatározni. Ezek meghatározása céljából kihasználom azt, hogy ez a komplexus rövid ideig tart, és nagy mértékű amplitúdó változást mutat az EKG hullámok között, melynek mérési elvét a későbbiekben ismertetem. A szívfrekvencia megegyezik hatvan és két szomszédos QRS-komplexus csúcsai között eltelt idő (RR idő) percben kifejezett hányadosával.

A csúcsok megtalálása után következhet a heart rate variability (HRV) analízis, mely még több információt közöl a szív működéséről.

1.3 Műszererősítők tulajdonságai

A műszererősítő (instrumentation amplifier) egy összetett áramkör, amely három műveleti erősítőt foglal magába [11]. A sematikus áramköri rajza látható a 1. 2. ábrán. Műszererősítőket integrált áramkörbe szerelik be, ott a sematikus felépítését nem észleljük, de fontos róla tudni.



1. 2. ábra: Műszererősítő áramköri terve

A műszererősítőt számos kedvező tulajdonsága teszi olyan népszerűvé. Alacsony bemeneti feszültségű jelek, nagy bemenő impedancia esetén használják, valamint csak a két bemeneti feszültség különbsége kerül erősítésre. Az ábrán látható R1, R2, R3, R4 ellenállások általában 50 Ω-osak, míg az RF1 és RF2 ellenállások az erősítés beállításában is szerepet játszanak. Az erősítés egyetlen ellenállás értékével állítható be, a dolgozatom során én 330-szoros erősítést használtam fel, így az RG ellenállás értéke 330 Ω-ra adódott. A kimeneti feszültség kiszámolása a következő:

$$U_{ki} = U_{ref} + \Delta U \left(\frac{2 \cdot R_f}{R_G} + 1 \right) = U_{ref} + (U_1 - U_2) \cdot G, \quad (1.1.)$$

ahol G (Gain) az erősítést jelenti.

A következőekben röviden bemutatom a műszererősítők fontosabb tulajdonságait, azon belül is az általam felhasznált AD623 integrált áramkörre [2] specializálva.

- Erősítés skálája: 1-1000-szeres erősítés érhető el az AD623 műszererősítő esetén.
- Bemeneti ofsztet áram (Input offset current): A bemeneti áramok különbsége, azzal a feltétellel, hogy a kimenő feszültség értéke 0 V legyen. Tipikus értéke: 0,25 nA (nanoAmper).
- Bemeneti munkaponti áram (Input bias current): A műszererősítő bemeneti munkaponti bázisáramainak számtani középértéke. Tipikus értéke: 17 nA (nanoAmper).

- Bemeneti ofszet feszültség (Input offset voltage): Mivel a műveleti erősítők sem teljesen szimmetrikusak, így azonosan 0 V bemeneti feszültség esetén is véges kimenő feszültség van, annak érdekében, hogy ez a kimeneten eltűnjön a bemenetekre megfelelő feszültségkülönbséget kell adni. Ezt a különbséget nevezzük ofszet feszültségnek. Tipikus értéke: 25 μV (microVolt).
- Közös módusú elnyomás (CMRR-Common Mode Rejection Ratio): A műveleti erősítők gyártása során törekednek arra, hogy a két bemenetén egy időben azonos feszültségre ne legyen érzékeny. Tipikus értéke: egyszeres erősítés esetén 80 dB (decibel), míg százszoros erősítés esetén 110 dB.
- Slew Rate: A jel változási sebességet adja meg, hogy a kimeneti feszültség 1 μsec alatt hány Volt-ot változik. Tipikus értéke: 0,3 V/ μsec .
- Sávszélesség (Bandwidth): Az a határfrekvencia, ahol a nyílthurkú erősítés értéke egységnyi. Tipikus értéke: 800 kHz (kiloHertz) egyszeres erősítés esetén, míg százszoros erősítés esetén 10 kHz.
- Beállási idő (Settling time): A műveleti erősítő beállási idejét adja meg, a pontosság függvényében. Tipikus értéke: 30 μsec (microszekundum) 10-szeres erősítés esetén, 0,01 % pontosságra.
- Bemeneti zajfeszültség (Input voltage noise): A műveleti erősítő számos zajforrással rendelkezhet, származhat a zaj a bemenetekről, de az erősítő belsejéből is. Tipikus értéke (bemenet okozta zajokból- RTI noise): $35 \frac{nV}{\sqrt{Hz}}$.

1.4 Szívfrekvencia-variabilitás analízis

A szívfrekvencia-variabilitás analízis, angolul heart-rate variability analysis (röviden: HRV analysis) során a szív működését, egészségét vizsgálhatjuk meg [12]. Gyakran a pletizmográf és EKG jelek vizsgálata mellett, az orvosnak szüksége van közvetett mérések elvégzésére is, amelyek ezekből a jelekből adódnak. Ezt az analízist rég óta használják, és elég megbízható eredményeket szolgáltat a szívről. A szívverések között eltelt idő alapján vizsgálódik és ennek a változását követhetjük nyomon az idő függvényében. Számításokat végezhetünk idő-, illetve frekvencia tartományban is, a dolgozatomban csak az időtartománybeli analízissel foglalkoztam. Itt adom meg az általam kiszámított és a munkám során felhasznált HRV analízis paramétereit és ezeknek a kiszámolási módját.

- **RR:**

A két szívverés között eltelt idő. EKG jel esetén ez azt jelenti, hogy a két egymást követő R hullám között eltelt idő, míg a pletizmográf jelek esetén a két egymást követő szisztolés vérnyomás csúcs (SBP-systole blood pressure) között eltelt idő. Mértékegysége: ms (milliszekundum).

- **mRR (mean RR):**

Az RR intervallumok hosszának átlaga. Mértékegysége: ms (milliszekundum).
Kiszámolása:

$$\overline{RR} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n RR_i \quad (1.2.)$$

- **sdRR (standard deviation RR):**

Az RR intervallumok szórása megmutatja, hogy az ismert, RR intervallum értékek átlagosan mennyivel térnek el az átlagtól. Mértékegysége: ms (milliszekundum). Kiszámolása:

$$sdRR = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (1.3.)$$

- **NN50:**

Azoknak a szomszédos RR időintervallumoknak a száma az egész mérésre nézve, amelyek különbsége nagyobb, mint 50 milliszekundum. Mértékegysége: darab számban fejezzük ki.

- **pNN50 (proportion of adjacent RR more than 50 msec different):**

Az adatsoron kiszámolt NN50 értékét osztjuk le, az RR intervallumok számával. Megmutatja, hogy milyen százalékban van jelen az NN50-es tartományok az egész mérésre vonatkozóan. Mértékegysége: % (százalék).

- **RMSSD (root-mean squared of difference of successive RRs):**

Egymást követő RR intervallumok különbségének effektív értéke. Mértékegysége: ms (milliszekundum). Kiszámolása:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (RR_i - RR_{i-1})^2} \quad (1.4.)$$

- **HR (heart rate):**

A pulzusszám, amelyet megkapunk, ha hatvanat leosztjuk az adott, percben kifejezett RR intervallummal. Mértékegysége: 1/perc.

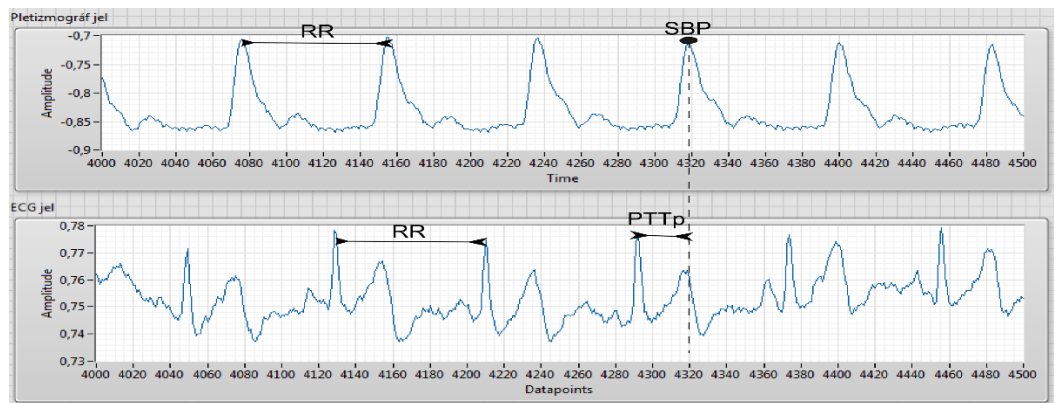
- **sdHR (standard deviation HR):**

A pulzusszám szórása megmutatja, hogy a kiszámolt pulzus értékek átlagosan mennyivel térnek el az átlagtól. kiszámolása megegyezik a fentebb ismertetett sdRR-ével, csak RR helyett HR értékekkel kell számolni. Mértékegysége: 1/perc.

- **PTTp (Pulse Transit Time Peak):**

Pulzus tranzitidő, az az idő, amely alatt a szívkamra összehúzódásából adódó pulzushullám eljut a szívből a kéz ujjába. Kiszámolása úgy történik, hogy veszünk egy EKG jelen mért R hullám csúcsot, és egy pletizmográf jelen mért szisztolés csúcsot, úgy hogy a köztük lévő távolság minimális legyen. Mértékegysége: ms (milliszekundum).

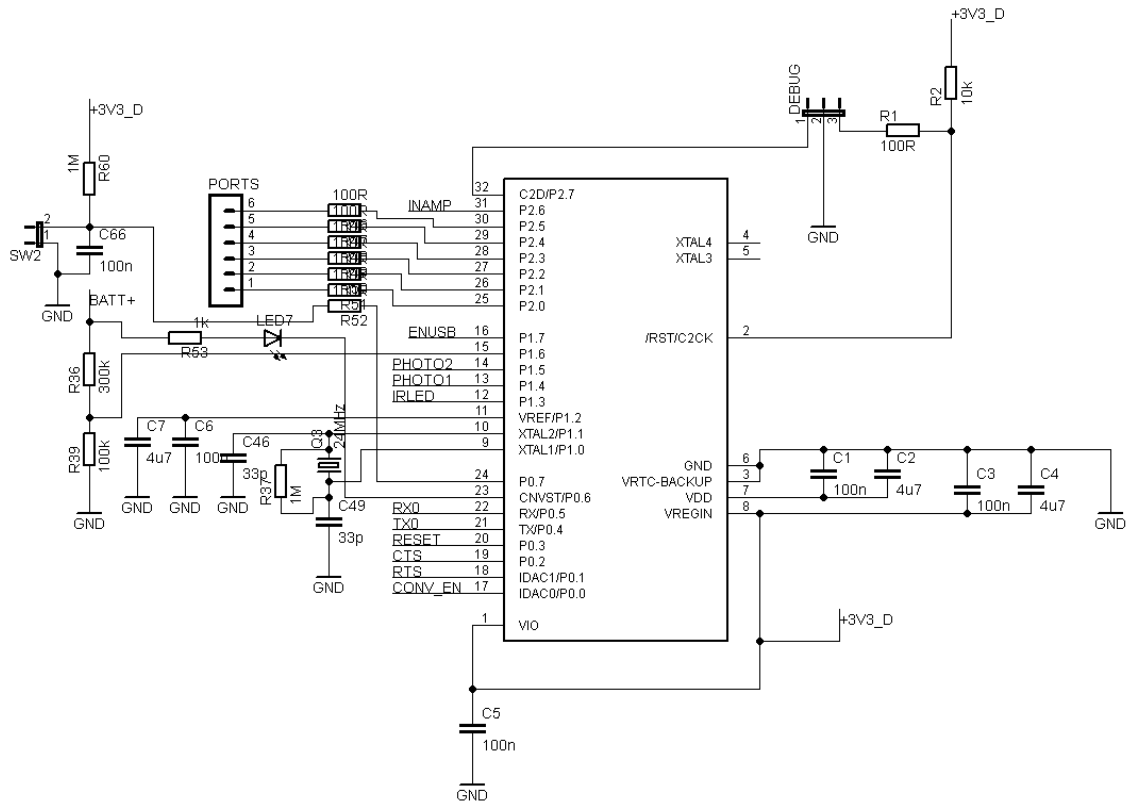
Ezek az időtartományban kiszámolt statisztikai adatok, hozzájárulnak a helyes diagnózis felállításában. Az 1. 3. ábrán láthatjuk a fent említett RR, SBP és PTTp értékek jelölését a pletizmográf (felső grafikon) és EKG (alsó grafikon) jeleken.



1. 3. ábra: Az RR, SBP és PTTp értékek ábrázolása

2.2.1 C8051F410 áramköri terve

A mikrokontroller jelenti az adatgyűjtő eszköz „agyát”, így ő biztosítja a hardver pontos, megbízható vezérlését. Az áramkörü tervét láthatjuk a 2. 2. ábrán.

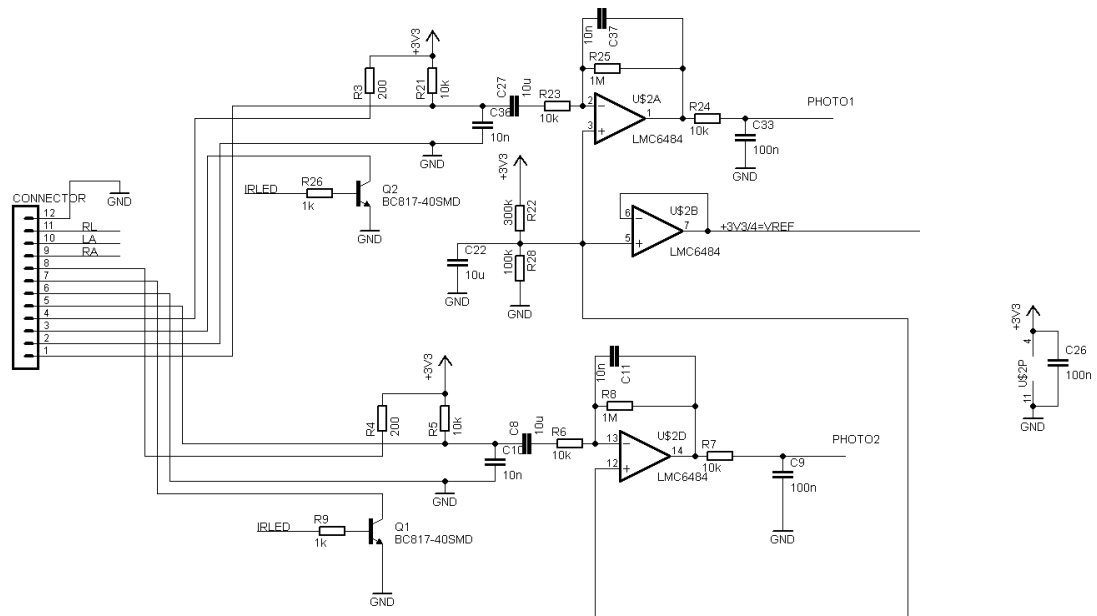


2. 2. ábra: A mikrovezérlő egység áramkörti terve

Az ábráról látható, hogy ez az egység teremti meg a kapcsolatot a többi egységgel, olvassa a szenzorok jeleit, valamint a kommunikációért felelős. Külső kvarc oszcillátor kristály elhelyezése is szükséges volt, ezáltal a mérés frekvenciáját pontosabban tudtam beállítani. A szabadon hagyott portok adnak továbbfejlesztési lehetőséget a már meglévő rendszerhez.

2.2.2 Pletizmográf szenzorok áramköri terve

A pletizmográf szenzorok áramköri tervét az Edaq530 oktatási mérőműszer [8] fotodetektorként, pletizmográfként használt szenzorja alapján készítettem el. A 2. 3. ábrán látható a szenzorok kapcsolási rajza.



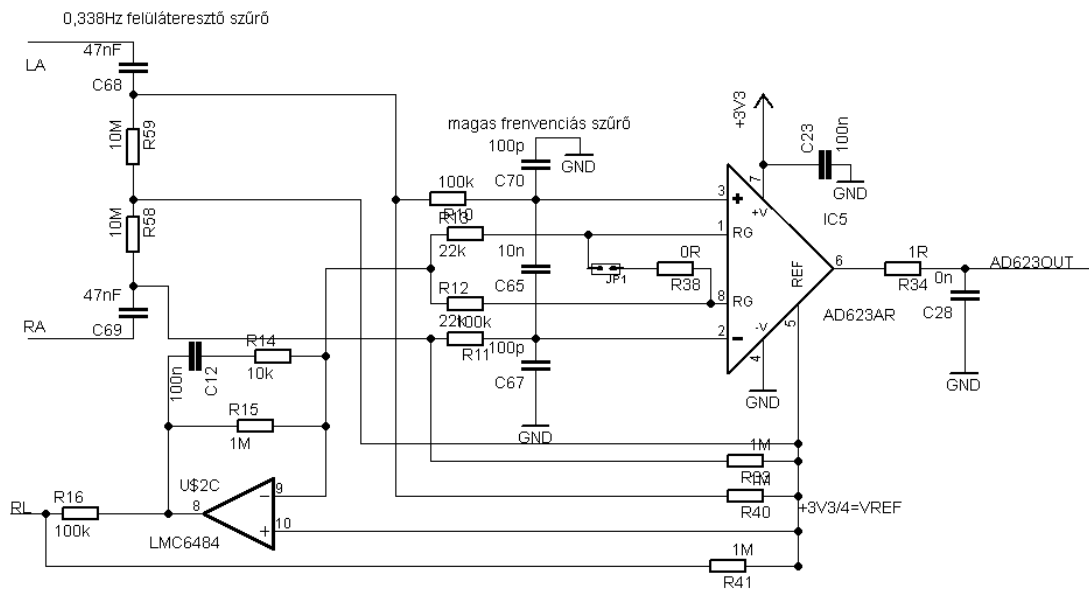
2. 3. ábra: A pletizmográf szenzorok áramkörti terve [Forrás: 8.]

Az ábrán látható IRLED elnevezésű vezetékekre adjuk a vezérlőjelet, mely lehet PWM (impulzus szélesség modulált) jel vagy digitális jel, ez fogja meghajtani a PNP típusú tranzisztort, amellyel kapcsolgatjuk az infravörös fényt kibocsátó LED-et. Az ujjunkról visszaverődött fényt egy fotódióda fogja venni, a LED közvetlen közelében kerül elhelyezésre. A fotódióda külső, fizikai mennyiséget, jelen esetben a fényerősséget alakítja át elektromos jellé, amely a dióda katód lábán jelenik meg. Ezek után megtörténik a DC feszültség leválasztása, mivel a szenzor analóg tartományban (AC) dolgozik, ezt egy feszültségosztó segítségével beállított referenciapont segítségével végezzük el. A beállított referenciafeszültség szint 0,8 Volt. A jelek megfelelő nagyságáról egy százszoros erősítés gondoskodik. A helyesen kondicionált jelet egy 158 Hz letörési frekvenciával rendelkező alul áteresztő szűrőn átvezetve, az ábrán jelölt PHOTO1 és PHOTO2 elnevezésű vezetékeken keresztül a mikrovezérlő egy-egy analóg portjára vezetjük.

Mivel az infravörös LED és fotódióda párosok egy másik panelen kerülnek elhelyezésre, ezért ezeknek csak a csatlakozási pontjai láthatóak a 2. 3. ábrán. Ennek az volt az oka, hogy a felhasználó ne tudjon más elektronikához hozzáérni, csak a szenzorokhoz.

2.2.3 EKG jelet mérő szenzor áramkörüi terve

Az EKG jelet mérő áramkörhöz egy AD623 típusú műszererősítőt [2] használtam fel. A kapcsolási rajz megtervezésében az AD620 műszererősítő adatlapjában [1] szereplő kapcsolat adott segítséget. Az adatlapban szereplő blokkvázlat alapján terveztem meg a saját EKG-s műszererősítő kapcsolásomat, ez látható a 2. 4. ábrán.



2. 4. ábra: Az EKG műszererősítőt tartalmazó kapcsolás

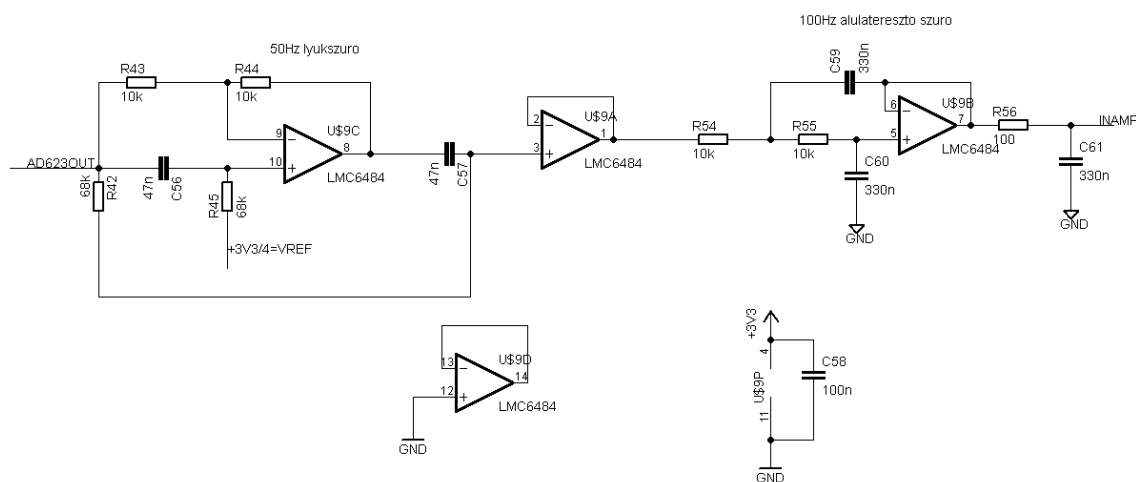
Az ábrán három bemeneti pont található, ezek elnevezése RL (jobb láb-right leg), LA (bal kar-left arm) és RA (jobb kar-right arm). Ezek biztosítják a három kapcsolódási pontot a felhasználóval. Az áramkörben az összes bemeneti jelet és a műszererősítőt is egy adott referenciapontra kellett beállítani, ez az én esetemben a 0,8 V. Erre azért volt szükség, hogy a jelkondicionálást egy adott feszültségszinthez képest végezzük el. Az elektróda és a bőr érintkezése nem kívánt zajt okoz, amely a jel driftelését okozza, ezért az ujj bemenetekre szükség volt egy 338 mHz (milliHertz) törési frekvenciájú felül áteresztő szűrő elhelyezése, ez akadályozza meg a kimeneti jelek driftelését (mozgását).

A műszererősítő bemenetén szükség van további szűrőkre, a magas frekvenciák elnyomása céljából [2]. A magas frekvenciás jelek DC ofszethibát eredményezhetnek a kimeneten, ezért szükségesek ezek az alul áteresztő szűrők, melyek közel 16 kHz törési frekvenciával dolgoznak -3 dB (decibel) amplitúdó esetén. Ezek jó tulajdonságai, hogy

nem csökkentik az erősítő teljesítményét. Az alacsony frekvenciákon történő, az erősítő közös módusú elnyomás (common-mode rejection ratio-CMRR) értékének megtartásához szükséges a két alul áteresztő szűrő összekapcsolása egy középső kondenzátorral.

A műszererősítő erősítési tényezőjét beállító ellenállást R_g -nek nevezik, ezt úgy kell megválasztani, hogy a felerősített jelek még a műszererősítő optimális jeltartományában maradjanak. Az én esetemben R_g értéke 330 Ω -ra adódott, vagyis az erősítés 330-szoros.

A 2. 4. ábrán AD623OUT névvel ellátott vezeték, a műszererősítő kimenete, megegyezik ugyanezzel a névvel ellátott vezetékkel a 2. 5. ábrán.



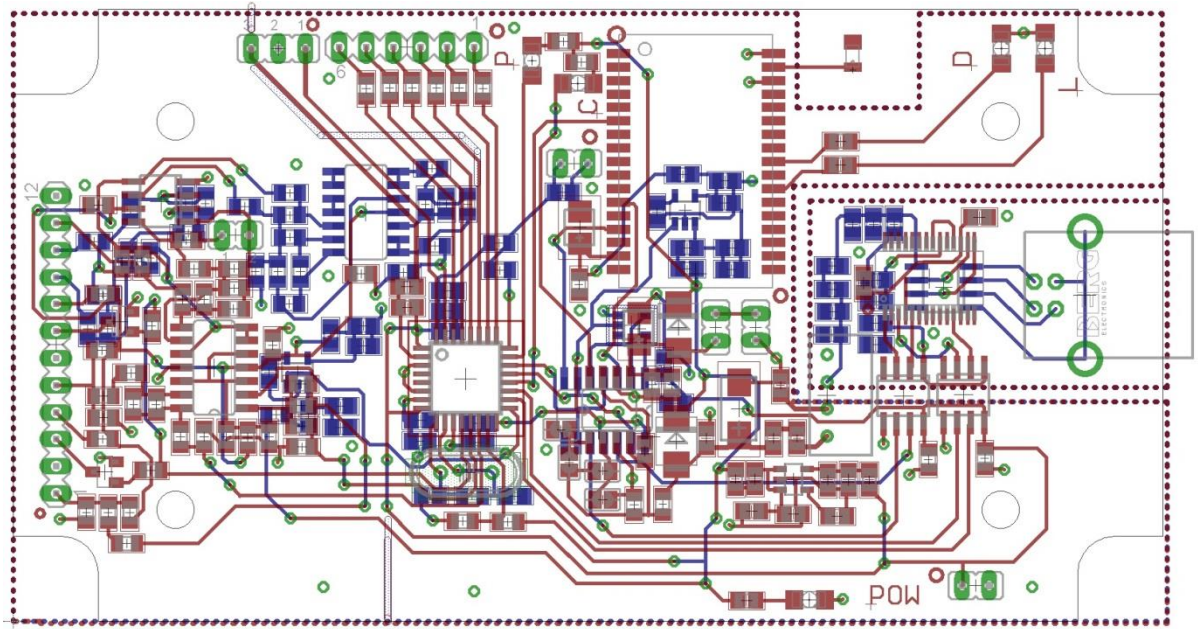
2. 5. ábra: A műszererősítő kimenetén található szűrőkörök

Európában a váltakozó áram frekvenciája 50 Hz és ezt nem akarjuk, hogy megjelenjen a mért jelen, ezért egy olyan lyukszűrőt (sávszűrő) alkalmazok, amely megbízhatóan kiszűri ezt a frekvenciát (a megfelelő referenciafeszültség beállításával). Továbbá a normál EKG jel frekvencia tartománya a 0,05 Hz és 100 Hz közötti, ezért a 100 Hz feletti frekvenciatartományt egy alul áteresztő szűrő alkalmazásával „tűntetjük el”. A szűrő kimenetén található INAMP elnevezésű vezeték, mely a mikrovezérlő analóg portjára.

2.3 Paneltervezés

A paneltervezés során figyelembe kellett venni, hogy az adott analóg illetve digitális áramkörök lehetőleg külön, szeparálva helyezkedjenek el, így csökkentve a lehetséges

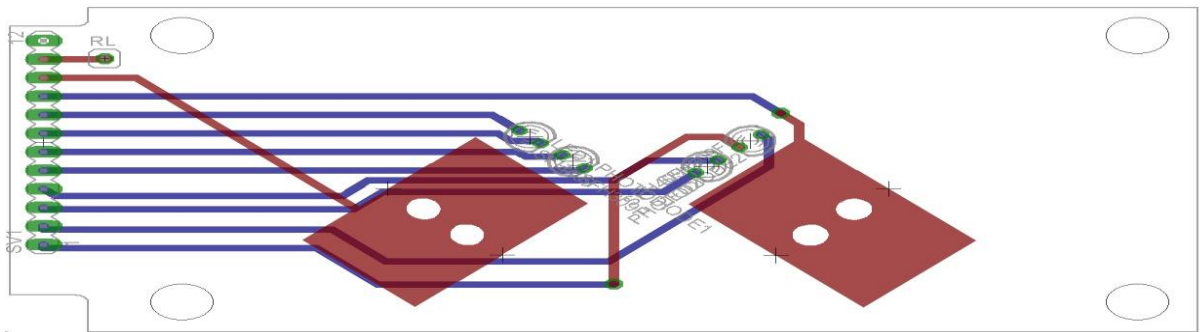
zavarjelek, zajok megjelenését a jelvezetékeken. Az USB port galvanikusan le van választva a többi egységtől, így biztosítunk védelmet a felhasználónak a külső feszültségek ellen és zavarvédetségben is szerepe van. A 2. 6. ábrán látható az adatgyűjtő eszköz panelterve.



2. 6. ábra: Az adatgyűjtő eszköz panelterve

Az eszköz bal oldalán találhatóak a felső panellel való összeköttetések, amelyek a szenzorokat tartalmazzák, továbbá az analóg perifériák is itt foglaltak helyet. A felső sávban a szabadon hagyott portok és a bluetooth egység (BTM-112) foglalt helyet. Jobb oldalon a galvanikusan leválasztott USB soros kommunikációt lehetővé tevő áramkör található. Kicsit a közepétől balra eltolódva a C8051F410 mikrovezérlő, az adatgyűjtő eszköz „agya” van.

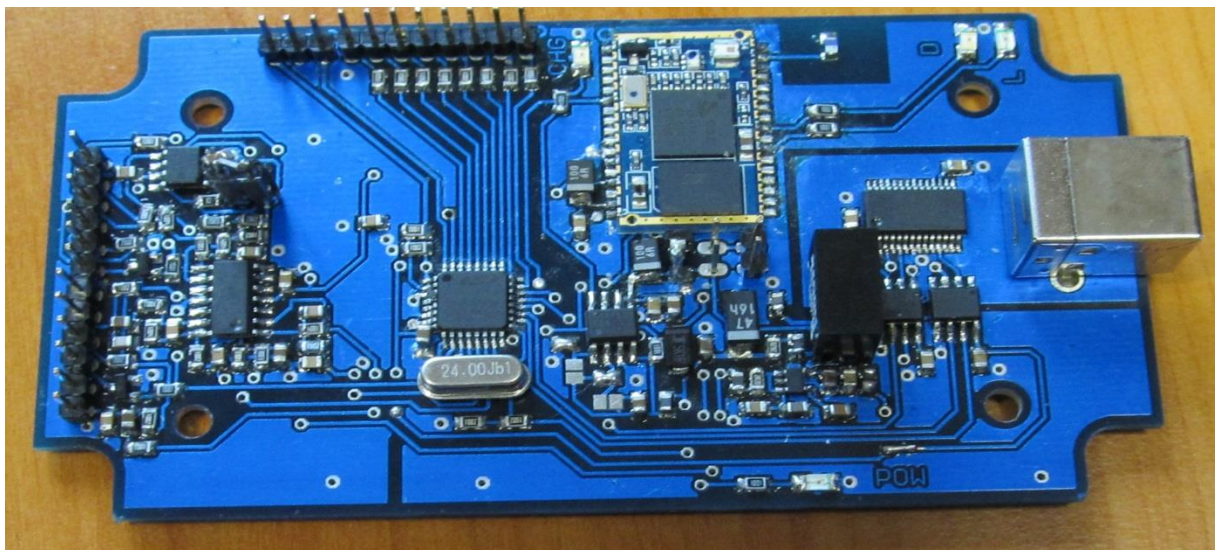
A felhasználó igényeit figyelembe véve, egy másik panelt is kialakítottam, ezt láthatjuk a 2. 7. ábrán. Ez a panel teszi lehetővé, hogy a felhasználó érintkezzen a pletizmográf szenzorokkal és az elektródaként használatos ónozott „tappancsokkal”.



2. 7. ábra: A felső panel terve

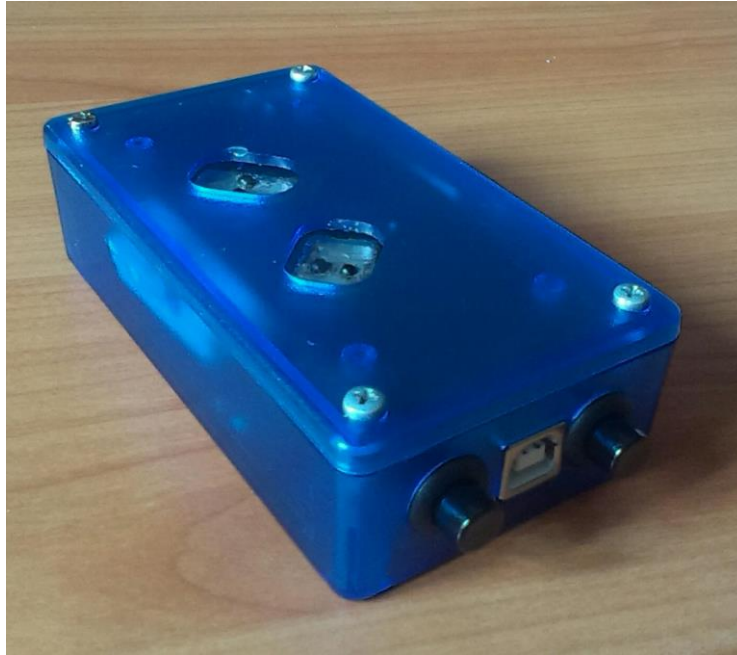
2.4 Elkészült hardver

Az általam megtervezett panelt láthatjuk a 2. 8. ábrán, az alkatrészek beforrasztásával.



2. 8. ábra: Az elkészült panel beforrasztott alkatrészekkel

A paneleket dobozba helyeztem, ahol egy akkumulátor is helyet kapott. A megfelelő dobozkivágásokat Rabi Zsolt végezte el, így a felhasználó nem érhet más elektronikához, csak amelyekhez szükséges. A 2. 9. ábrán láthatjuk a bedobozolt eszközt.



2. 9. ábra: A bedobozolt végső eszköz

3. Szoftverek tervezése

3.1 Mikrovezérlő szoftver

A C8051F410 mikrovezérlő egy C programnyelven írt szoftver alapján működik. A szoftver első lépésben egy inicializálásból áll, ahol beállítottam a mikrovezérlő perifériáit, portjait. A hardver soros porton, vagy bluetooth interfészen keresztül kommunikál a külvilággal, így a lemért szenzor és akkumulátor értékeket továbbíthatjuk egy másik eszköznek. A program rendelkezik egy akkumulátor feszültség tesztelő funkcióval is, mivel ha már alacsony a feszültség szint, akkor nem megbízható a mérés, így ezt egy LED-en jelzem a felhasználónak.

Felhasznált perifériák (rövid ismertetéssel):

- Port I/O egység: Portok helyes beállításához
- PCA egység: Watchdog Timer kikapcsolásához
- External Oscillator egység: Külső kvarc oszcillátor kristály (24,5 MHz) használatához
- Timer 1 egység: 8 bites auto-reload timer, 19200 bit/sec baud rate beállítására
- Timer 2 egység: 16 bites auto-reload timer, 100 Hz-es mintavételi frekvencia beállítására

- ADC egység: 12 bites felbontású, Timer 2 túlsordulásakor kezdődik meg az ADC konverzió
- UART egység: 8 bites, 19200 bit/sec baud rate a kommunikációhoz
- Voltage Reference egység: 2,25 V-os referenciafeszültség előállításához

3.2 LabVIEW szoftver

A LabVIEW egy grafikus programozási nyelv, amelyet a mérnöki világban széleskörűen alkalmaznak. A programok két felületből állnak, ezek egyike a „Block diagram”, ahol a programozás történik a másik pedig a „Front panel”, ahol megjelenik a felhasználói felület. A block diagram tovább osztható még vezetékekre és node-okra (csomópontokra). Az adott programba beágyazhatunk más programokat is, ezeket nevezzük subVI-oknak.

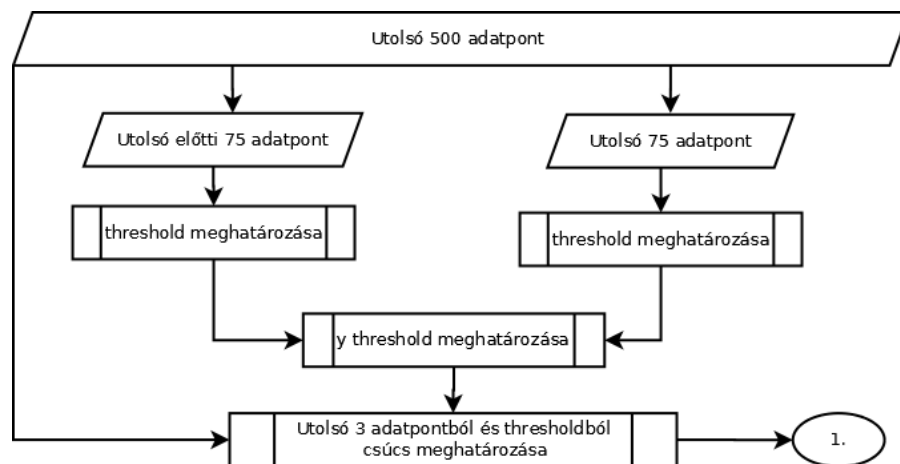
A szoftver elsőnek inicializálja a használni kívánt soros portot, megszüntíti a kapcsolatot az eszközzel, majd a megfelelő parancs elküldése után az adatgyűjtő eszköztől jövő adatokat kezeli. A csúcsdetektáló algoritmus csak akkor indul, ha mindkét ujjunkat rátettük az eszközre, és addig tart, amíg az egyiket le nem vettük az eszközről, ennek az a jelentősége, hogy ha nincs rajta az ujjunk, akkor ne tudjon detektálni a program. Az ujjak figyelését úgy oldottam meg, hogy a pletizmográf szenzorokon lévő kondenzátorok akkor töltődnek fel, ha rátesszük az ujjainkat és akkor történik meg a „kisülés”, ha az ujjainkat levesszük a szenzorról, ezt a műveletet tudja detektálni a szoftver.

A mikrovezérlő ADC egységének a mintavételi frekvenciája 100 Hz, tehát 0,01 másodperc alatt jön be egy új adatsor, amely a három szenzor értéket tartalmazza. A real-time, vagyis a valós időben való futtatás érdekében el kell kerülni a nagy adatsorokkal történő műveleteket, ezért a felhasználó futtatás közben csak az utolsó 5 másodpercet látja a mérésből. A leállítás után lehetőség van az adatsorok fájlba mentésére is, amelyet egy külön erre a célra általam tervezett LabVIEW szoftverben olvashat be, amely szintén elvégezi a heart-rate variability (szívfrekvencia-variabilitás) analízist, akár kijelölt adatszakszakokra is.

3.2.1 Pletizmográf szenzorjelen végzett csúcsetektálás

Kezdetben a LabVIEW-ba beépített „Peak Detector” VI-t használtam, de a további fejlesztések rámutattak arra, hogy ennek alkalmazása az én esetemben nem megfelelő, ezért egy saját peak detector subVI-t (alprogramot) készítettem el.

A csúcsetektáló algoritmus kezdeti fázisa látható a 3. 1. ábrán. Mint már említettem, csak az utolsó 500 adatpontot jelenítem meg, de ennek csak a töredékével dolgozok.



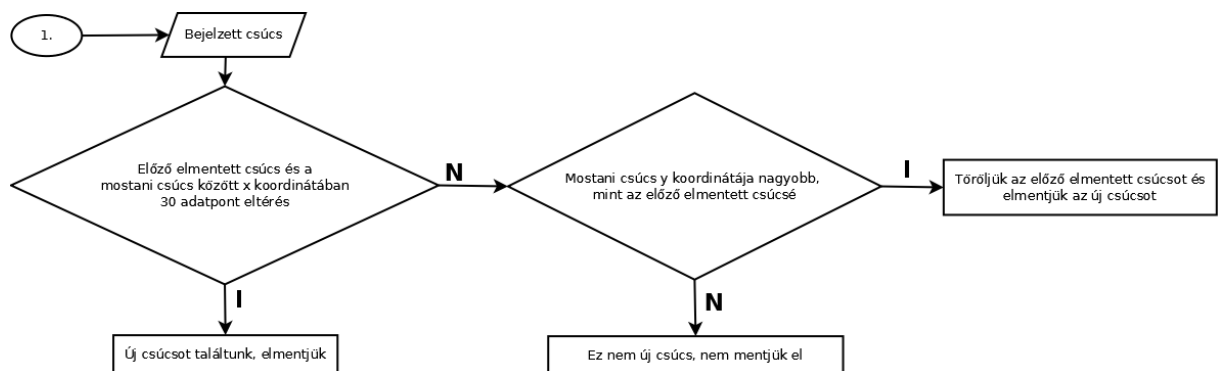
3. 1. ábra: A csúcsetektáló algoritmus kezdeti fázisa

Az ábráról látható, hogy az utolsó 500 adatpontból veszem az utolsó 75 és az az előtti 75 pontot, ezeken meghatározom a threshold-ot (küszöbszintet). Ez a küszöbszint meghatározása úgy történik, hogy a 75 adatpontból álló szakasz maximum és minimum értékét összeadom, és elosztom 1,98-cal, így érem el azt, hogy a küszöbszint az adott szakaszon a jel felső harmadában foglaljon helyet. A két küszöbszintet összevetem, és ha közöttük 0,25 eltérés volt, akkor az előző küszöbszint lesz újra, ha pedig nem akkor az aktuálisan kiszámolt küszöbszint lesz érvényes. A 75 adatpont megválasztása onnan adódott, hogy jó esetben ezen a szakaszon lesz egy csúcs, melyet szeretnénk detektálni, de ha még sem, akkor az az előtti 75 adatpontos szakaszon már biztos lesz, így a kettő szint helyes megválasztásával, megkapjuk az y koordinátára vonatkozó threshold-ot.

A csúcs detektálása nagyon egyszerű módon történik, csak az utolsó három adaton dolgozok, ezeket deriválom egymással (vagyis kivonom őket egymásból), ha a deriváltakon nulla átmenet történik, akkor a három adatpontból a középső adatpont lesz az új csúcs, melynek koordinátái adottak. Ha a deriválás által jelzett csúcs y

koordinátája nagyobb, mint az előre kiszámolt threshold, akkor ez az adatpont megfelel a csúccsal szemben állított kritériumoknak.

Felvetődött az a probléma, hogy csak az y koordinátára vonatkozó küszöbszint meghatározása nem volt elég, így a detektált csúcsok közül is szelektálást kellett végezni. A 3. 2. ábra mutatja be ezt a fázist az algoritmusomnak. Az ábrán jelzett 30 adatpont 0,3 szekundumnak felel meg, ez az RR tartomány a 200-as pulzusszámnak megfelelő.

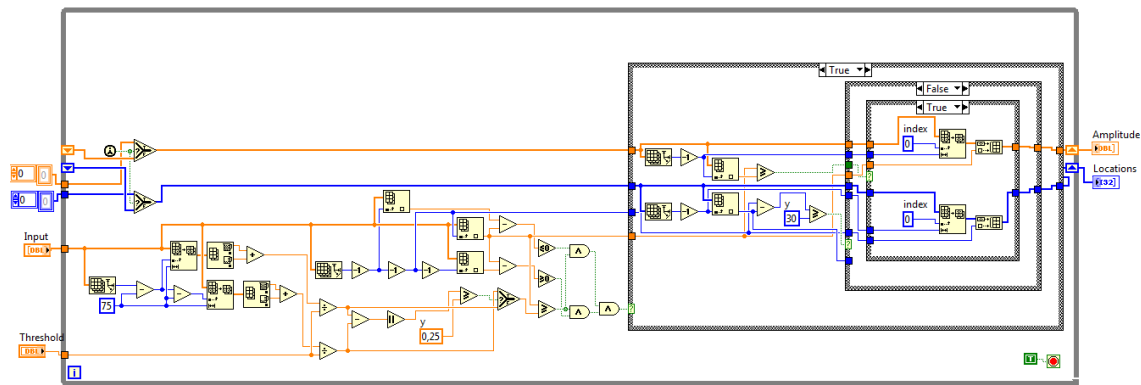


3. 2. ábra: Az algoritmus „szelektáló” része

A 3. 1. ábrán lévő csúcs meghatározása folyamat kimenete szolgáltatja, a 3. 2. ábrán lévő bejelzett csúcs bemenetet. Az eszköz megbízható működése céljából a pulzusmérést kénytelen voltam a 40 és a 200 pulzusszám közé szorítani, ennek az volt az oka, hogy szükség volt egy x koordináták közötti küszöbszint megadására is. Ha a bejövő csúcs x koordinátája és az előzőleg elmentett csúcs x koordinátája között nagyobb, mint 30 az eltérés, akkor az új csúcs lesz, így elmentjük.

Ha a bejövő csúcs és az előző csúcs x irányban kisebb, mint 30 adatpontos eltérés adódott, akkor feltételezzük, hogy ez nem egy új pulzushoz tartozó csúcs, így megvizsgáljuk, hogy a két adatpont között melyik y koordinátája nagyobb. Ha a bejövő csúcsponté a kisebb, akkor nem mentjük le az új csúcspontot, de ha az új csúcspont y koordinátája a nagyobb, akkor kitöröljük az előző lementett csúcspontot, és berakjuk helyére az újat. Erre azért volt szükség, hogy a legmagasabb amplitúdóval rendelkező csúcsot mentsük le, hiszen ebből tudunk majd a későbbiekben számolni.

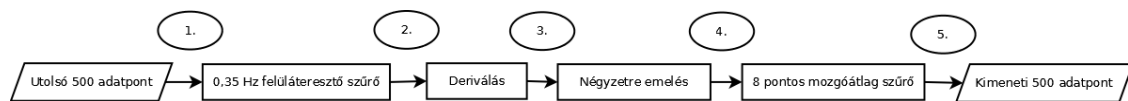
Az algoritmus megvalósítása látható LabVIEW környezetben a 3. 3. ábrán.



3. 3. ábra: A pletizmográf jeleken végzett csúcsdetektáló algoritmus blokkvázlata

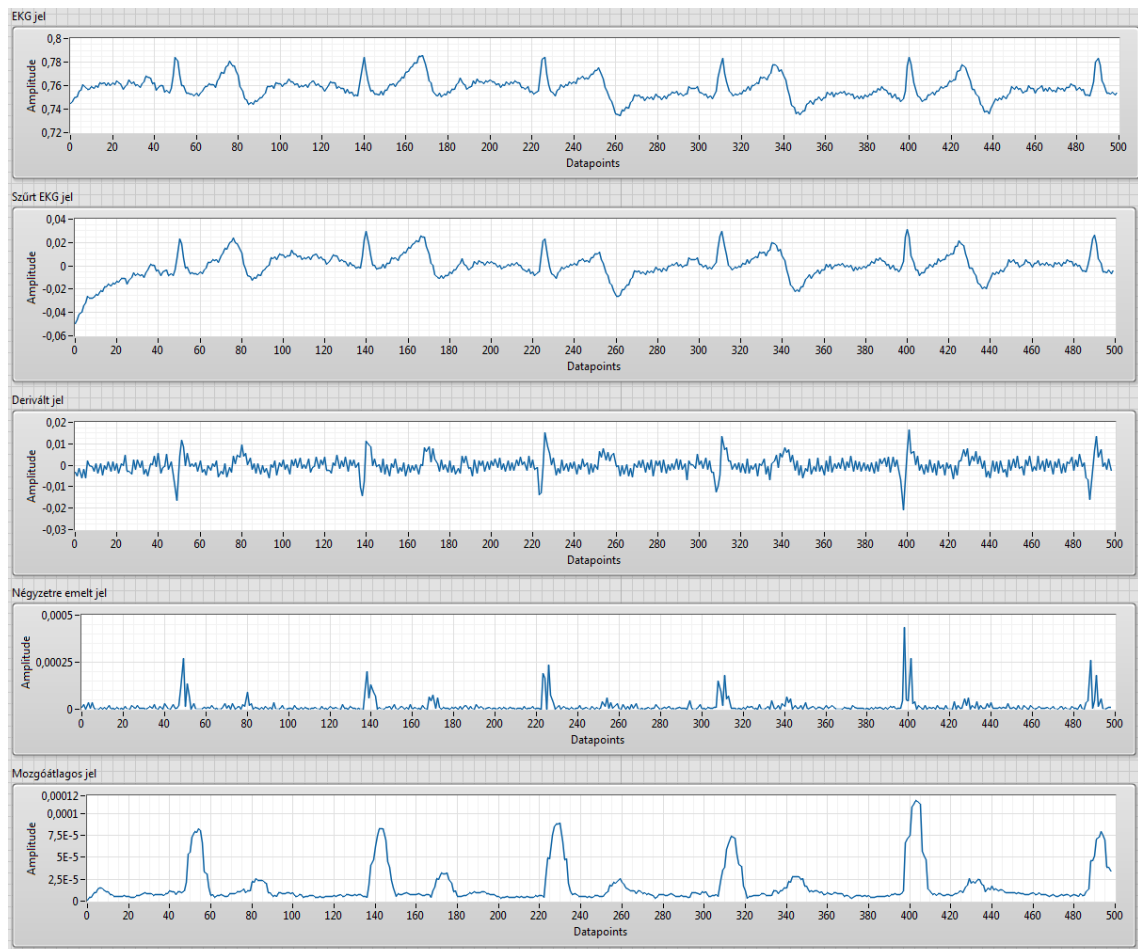
3.2.2 EKG jelen végzett csúcsdetektálás

Az EKG jelen való csúcsdetektáláshoz szükség van egy előfeldolgozásra a bemeneti jeleken, mivel a jel alakja nem teszi lehetővé az előfeldolgozás nélküli csúcsdetektálást. Ezt a módszert Pan és Tompkins ismertette, 1985-ben [10] és ezt szemlélteti a 3. 4. ábra.



3. 4. ábra: Az EKG jelen való előfeldolgozás fázisai

Szükségessé vált a hardveres szűrőkörök után, egy szoftveres 0,35 Hz törési frekvenciájú felül áteresztő szűrő alkalmazása is, a jel driftelésének csökkentése érdekében. A deriválás kedvező tulajdonsága, hogy a gyorsan változó jelszakaszokon végzett deriválás kimenete magasabb amplitúdóval fog rendelkezni, mint a lassan változó szakaszok derivált jele. Az EKG jel QRS-komplexus jelszakasza tekinthető gyorsan változó jelszakasznak, az itt jelen lévő R szakasz csúcsát fogom a csúcsdetektáló algoritmusommal megkeresni. A négyzetre emelés fázisa segít abban, hogy a deriválás okozta negatív tartományokat figyelmen kívül hagyjuk (egyenírányítjuk a jelet), valamint az amplitúdó skálázásában is szerepet játszik. Szükséges ezek után egy 8 pontos mozgó átlag szűrőt alkalmazni, hogy a jelen lévő csúcsok kisimuljanak, majd ennek a fázisnak a kimenete adja az előfeldolgozás végét. Az algoritmus lépéseit láthatjuk a jeleken a 3. 5. ábrán



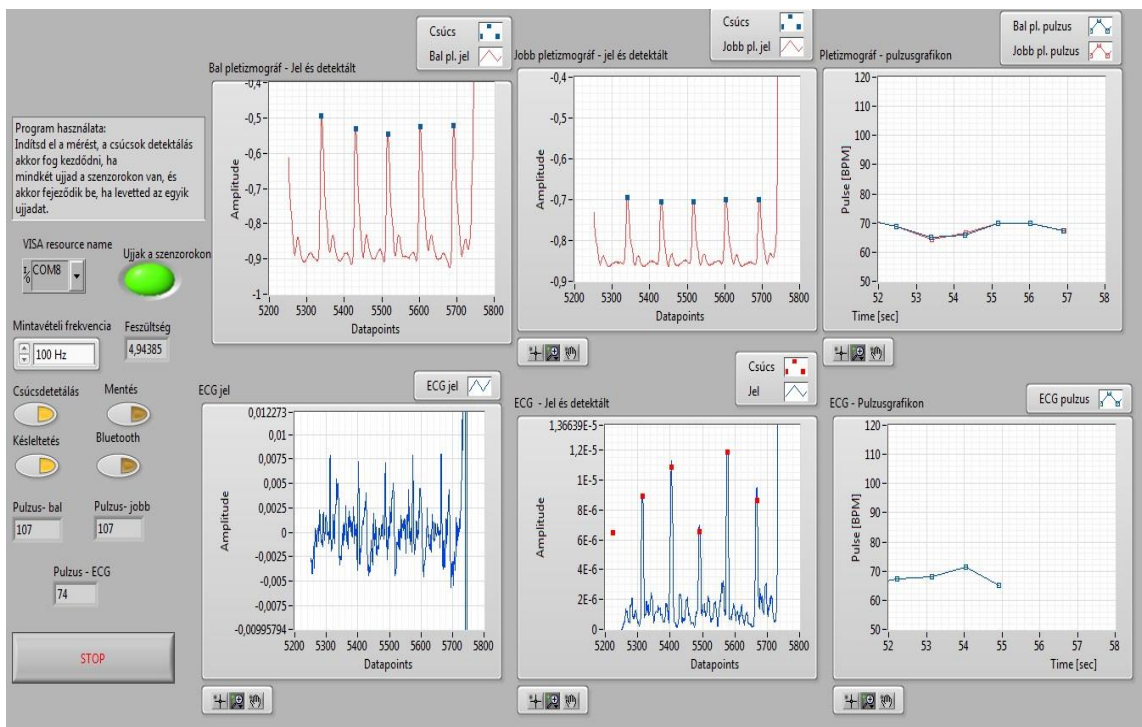
3. 5. ábra: Az EKG előfeldolgozás lépései

A 3. 5. ábrán látható grafikonok sorrendje megegyezik a 3. 4. ábrán látható számok sorrendjével, amely a fázisok kimeneteit jelenti.

Az így kapott átalakított adatpontokból álló szakaszon végeztem el a csúcsetektálást. Az algoritmus közel megegyezik az előző alfejezetben ismertetett pletizmográf jeleken végzett algoritmussal, ezen alfejezetben csak a különbségekre hívnám fel a figyelmet. Az y küszöbszint meghatározása a 75 adatpontból álló szakasz maximumának a 0,5-szörösére adódott, és az előző 75 adatpontos szakaszon is ezt elvégezve, eltérést vizsgállok a két küszöbszintre. Ha a két küszöbszint között 50 %-os eltérés volt, akkor az előző küszöbszint lesz a mostani, ellenkező esetben az utolsó 75 pontból számolt threshold lesz a jelenlegi. A többi algoritmus részlet megegyezik a fentebb ismertetettével.

3.2.3 A szoftver működés közben

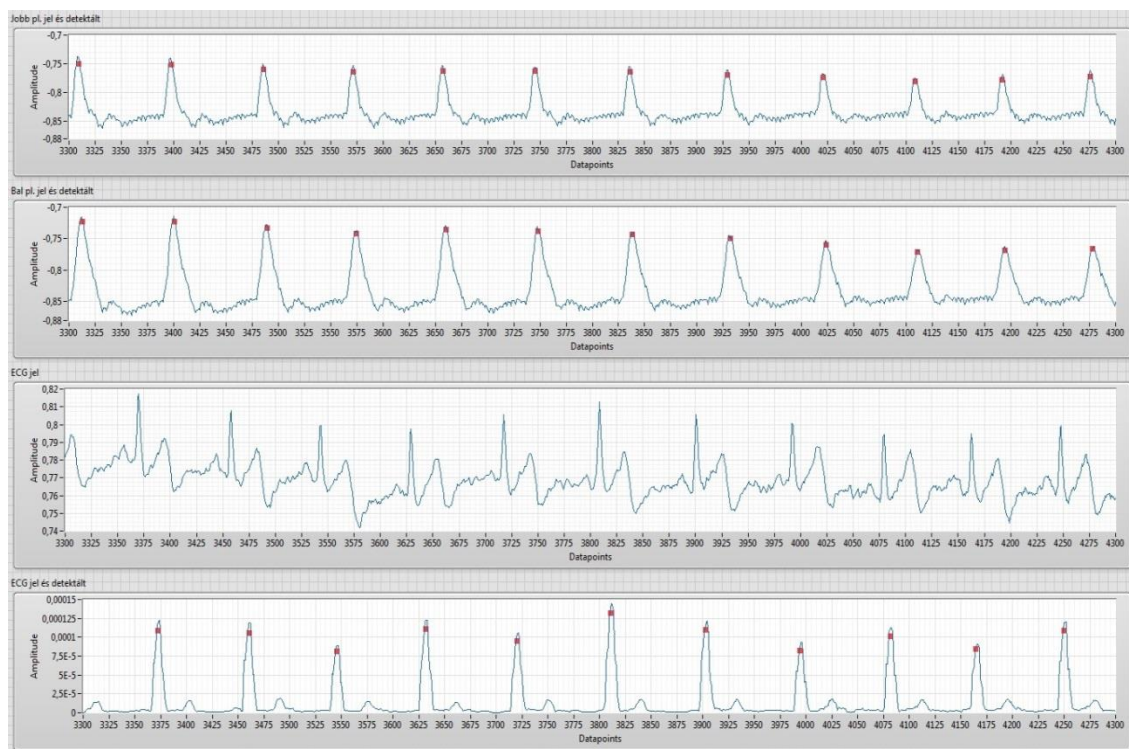
A LabVIEW szoftver az utolsó 5 másodpercnak megfelelő adatsort jeleníti meg, ezeken elvégzi a csúcsdetektálást valós időben, majd grafikonon jeleníti meg a mérés során kiszámolt összes pulzusadatot, és erre az egész adatsorra vonatkozóan végzi el a szívfrekvencia-variabilitás analízist (heart-rate variability analysis), így egy hosszú adatsor esetén átlagértékeket kap meg az analízis során kiszámolt értékekből. A programot futás közben láthatjuk a 3. 6. ábrán.



3. 6. ábra: A program előlapja használat közben

Az ábrán a felső sor grafikonjai rendre (balról jobbra): bal pletizmográf szenzor jele és a detektált csúcsok, jobb pletizmográf jele és a detektált csúcsok, majd a két pletizmográf jelből számított pulzusgrafikonon megjelenítve a két jel. Az alsó sor pedig balról jobbra: EKG jel, az előfeldolgozás utáni, módosított EKG jel és a detektált csúcsok, majd az EKG jelből számított pulzusgrafikon.

Az adatsor elmentése után, egy másik programmal beolvashatjuk, majd végezhetünk bizonyos szakaszokra is analízist. Egy ilyen 10 másodperces szakaszt mutat be a 3. 7. ábra.



3. 7. ábra: 10 másodperces adatsor szakaszok

A felső grafikonon a jobb pletizmográf, alatta a bal pletizmográf jel szerepel, utána pedig az EKG és a módosított EKG jel látható. Az analízisben kiszámolt értékekről táblázatos formában kap visszajelzést a felhasználó a megfelelő mértékegységekkel együtt, egy ilyen látható a 3. 8. ábrán, a már említett 10 másodperces adatsor szakaszra vonatkozóan.

Jobb pletizmográf analízis	Bal pletizmográf analízis	ECG analízis
HR mean [BPM]	HR mean [BPM]	HR mean [BPM]
68,1057	68,1632	68,2346
HR std. dev. [BPM]	HR std. dev. [BPM]	HR std. dev. [BPM]
2,4273	2,48539	2,49141
RR mean [ms]	RR mean [ms]	RR mean [ms]
881,76	881,019	884,563
RR std. dev. [ms]	RR std. dev. [ms]	RR std. dev. [ms]
33,6622	34,4111	32,0966
pNN50 [%]	pNN50 [%]	pNN50 [%]
0	0	0
RMS [ms]	RMS [ms]	RMS [ms]
27,9478	25,4636	28,3901
NN50 []	NN50 []	NN50 []
0	0	0
Pulse Transmit Time Peak [ms]	Pulse Transmit Time Peak [ms]	
-285,24	-258,926	

3. 8. ábra: 10 másodperces adatsor szakaszra végzett szívfrekvencia-variabilitás analízis

3.3 Android szoftver

Napjainkban egyre több mindenkinek van okostelefonja, ezek közül is széleskörűen elterjedtek az Android operációs rendszerrel rendelkező eszközök. Az adatgyűjtő eszköz bluetooth interfészen keresztül képes kapcsolatot teremteni és kommunikálni az általam megírt szoftverrel. Ennek segítségével és az adatgyűjtő eszköz dobozában található akkumulátorral együtt, az eszköz teljesen mobilis lesz, a működéséhez semmilyen külső vezetékek nem szükségesek. A program számos funkcióval rendelkezik, melyeket az alábbiakban fogok kifejteni. Az Android programozásban nyújtott segítséget az Android Developer oldal [5]. Az alkalmazásban használatos grafikonok az „Android GraphView” nevű [6], nyílt forráskódú programcsomag segítségével készültek el, melyet személyre szabtam a saját alkalmazásom kialakítása során.

Az alkalmazás funkciói két csoportra oszthatóak, úgynevezett online és offline használhatóakra. Az online funkciók közé tartoznak azok, amihez szükséges az adatgyűjtő eszköz és a bluetooth interfész használata, az offline-ba pedig azok, amelyekhez ezek nem szükségesek. Az online funkciók ismertetésével kezdem.

3.3.1 Online funkciók

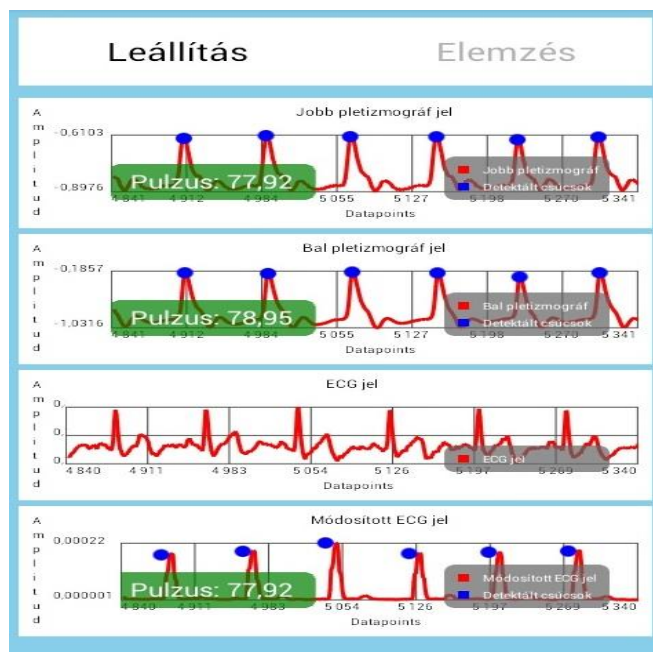
A szoftver kezdőfelületén kezelhetjük az Android eszközünkbe beépített bluetooth interfészt, be-/kikapcsolhatjuk, keresést végezhetünk az elérhető eszközökről, listázhatjuk a párosított eszközöket is. A listán szereplő adatok alapján kiválasztható az adatgyűjtő eszköz név alapján, amelyre ha rákattintunk, akkor megkezdődik a kapcsolódás az eszközhöz. Sikeres kapcsolódás után a mérést elvégző felület jelenik meg, ahol egy „Indítás” gombra kattintva jelezzük a hardvernek, hogy indítsa el a mérést és továbbítsa az adatokat a mobiltelefonhoz.

Az alkalmazás lehetővé teszi a real-time mérést és jelfeldolgozást is, a java nyelven implementált szálak és azok runnable metódusai segítségével. A felhasznált csúcskereső algoritmusok, kisebb eltérésektől eltekintve megegyeznek a már említettekkel, így csak a különbségeket ismertetem ebben a fejezetben.

A pletizmográf jeleken végzett csúcskeresést kibővítve implementálásra került egy az x koordinátákra vonatkozó újabb feltétel. A bejövő adatpont és az előzőleg elmentett csúcs adatpont x koordinátája közötti különbség nagyobb, mint 30 adatpont

(ezen belül már 200-as pulzusszám lenne), akkor meg kell nézni, hogy az előző kiszámolt pulzus és az új bejövő csúccsal számolt pulzus között kisebb, mint 15 pulzusszám az eltérés akkor új csúcsot találtunk és lementjük, ha nagyobb volt, akkor ez nem új csúcs, így nem is fogjuk lementeni. Ennek az algoritmus résznek azért volt jelentősége, hogy ha csak x és y koordinátájú küszöbszintet nézzük, akkor még mindig megkaphatjuk a szisztolés csúcs után a diasztolés csúcsot is (ha a kettő között az x irányú 30 adatpont eltérése megvan). A pulzusszámmra vonatkozó vizsgálat alapján a diasztolés csúcsot nem fogjuk lementeni, mivel előtte megtaláltuk a szisztolés csúcsot, így a kettejük között egy magas pulzusváltozás történne, ami ilyen rövid idő alatt nem mehet végbe.

Az „Indítás” gomb lenyomása után, a szoftver egy akkumulátortesztelő parancsot küld le az adatgyűjtő eszköznek, mely leméri az akkumulátor (vagy az USB port) feszültségét és visszaküldi azt. Ennek jelentősége azért nagy, mert ha nem áll rendelkezésre a kellő feszültségszint, akkor hibás mérést végezhetünk, amelyből a későbbiekben hibás következtetéseket vonhatunk le. A grafikonon 5 másodperces adatsorok jelennek meg, a detektálás akkor indul, ha a szenzorokra rátettük az ujjainkat és addig tart, amíg le nem vettük őket róla, de lehetőség van a gombnyomásra történő leállításra is. A felhasználó felületet mutatja a 3. 9. ábra mérés közben.

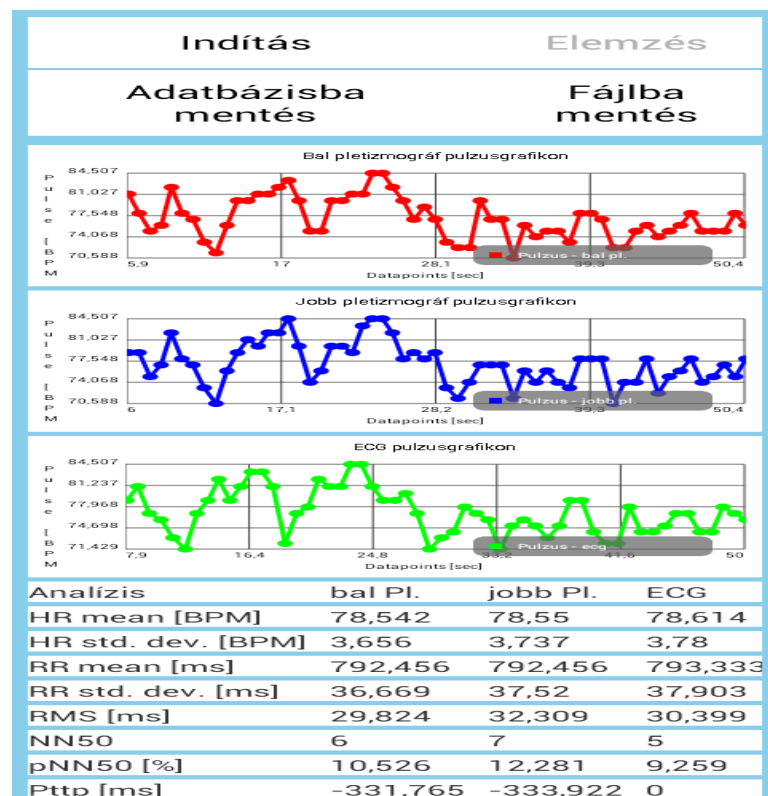


3. 9. ábra: A mérést végző felület működés közben

Az ábrán látható adatsorok, ugyanazt az 5 másodperces szakaszt mutatják, a futtatás közben kiszámolja a program az aktuális pulzust és azt megjeleníti. A felső grafikonon a jobb, alatta a bal pletizmográf jel látható, utána pedig az EKG és az előfeldolgozás utáni EKG jel látható, a detektált csúcsokkal együtt. Továbbá észrevehető a pulzus tranzitidő, vagyis az adott EKG R hullámának csúcsa és a pletizmográf jel csúcsa között eltelt idő, ez mutatja meg azt az időt, amely a szív okozta pulzushullám elér a szívből a kéz ujjába.

A mérést befejezve, megjelenítődik a grafikonokon a teljes adatsor, így a teljes adatsoron végig mehetünk, ránagyíthatunk, kikereshetjük a látni kívánt jelszakaszokat. A program felajánlja az adatsorok elmentését automatikusan, így az adatsorokat a szoftver nevével megegyező mappába fogja elmenteni a háttértárolóra (ha az rendelkezésre áll). Mentés után a keletkező fájlt el is küldhetjük akár e-mailben csatolva is, ezt az aktuális felület menüjéből érhetjük el, így a mérésről azonnal információt továbbíthatunk az arra jogosultaknak. További menüpontok még az akkumulátor feszültség szintjének lekérdezése, valamint a képernyőkép készítése is. Az elkészült képet lementi a program egyik almappájába, de elküldhetjük e-mailben csatolva is, vagy megoszthatjuk az interneten is.

Mivel ezen a felületen csak az aktuális pulzusértékeket látja a felhasználó, ezért a mérés elvégzése után a 3. 9. ábrán látható „Elemzés” gombra kattintva egy új felületre jut, ahol megjelenik a három jelen mért összes pulzusérték. Egy ilyen felületet láthatunk a 3. 10. ábrán.



3. 10. ábra: Az elemző felület

Az ábrán egy 50 másodperces mérés adatai lettek megjelenítve, mind a három pulzusgrafikon jól látható, alakjuk hasonlóknak mondható. Ezen a felületen kerülnek kiszámolásra a szívfrekvencia-variabilitás analízis időtartományra vonatkozó adatai. Megjelenítésük táblázatos formában történik, a sorok rendre a következő értékeket jelentik: átlagos pulzusszám, átlagos pulzusszám szórás, átlagos RR idő, átlagos RR időegység szórása, RMSSD érték (root mean squared), NN50 érték, pNN50 százalékos érték, valamint az EKG és az adott pletizmográf jelen számolt pulzus tranzitidő, vagyis a PTTp adatait láthatja a felhasználó az adott mérésre vonatkozóan. Az adatokat fájlba menthetjük, képernyőképet készíthetünk róla, majd el is küldhetjük őket.

3.3.2 Az adatbázis

Az „adatbázisba mentés” gombra kattintva, beállíthatjuk a nevünket, amilyen névvel az adatokat mentse, majd a kiszámolt adatokat egy adatbázisba menti el. Az alkalmazás során egy SQLite adatbázisrendszert használtam, mely a szabványos SQL adatbázis leíró nyelven alapul. A szoftver csak egy adattáblát használ, és annak a paraméterei az alábbi 3. 11. táblázatban láthatóak.

Mező neve	Típusa	Kulcs
0. mező: azonosító	INTEGER not null	PRIMARY KEY
1. mező: név	TEXT not null	
2. mező: dátum	TEXT not null	
3. mező: időpont	TEXT not null	
4-11. mezők: bal pletizmográfra vonatkozó mezők	DOUBLE not null	
12-19. mezők: jobb pletizmográfra vonatkozó mezők	DOUBLE not null	
20-26. mezők: EKG-ra vonatkozó mezők	DOUBLE not null	

3. 11. ábra: Az adatbázis méréseket tároló adattáblája

A táblázatból látszik, hogy egy adott mérést egy egyedi azonosítóval tárolunk le, ami megkönnyíti majd az adatbázisban való megkeresését, szintén letárolásra kerül a mérés időpontja is, dátum illetve idő formátumban is. Továbbá a 4-11. illetve a 12-19. mezők kifejtve: átlagos pulzusszám, átlagos pulzusszám szórása, átlagos RR idő, átlagos RR idő szórása, RMSSD érték, NN50 érték, pNN50 érték, átlagos pulzus tranzitidő. Az EKG-re vonatkozó 20-26. mezők nevei megegyeznek az előzőekben felsoroltakéval, kivéve azt, hogy itt nem kerül letárolásra az átlagos pulzus tranzitidő, mivel az EKG jelhez képest vizsgáljuk az adott pletizmográf jelre nézve.

Azon kívül, hogy elkészítettem az alap lekérdezéseket, mint például: az összes mérés listázása, dátumok listázása (dátum szerint csoportosítva), név alapján dátumok listázása, nevek listázása, név alapján összes mérés listázása, dátumintervallumon belüli mérések listázása név szerint, elkészült pár összetettebb lekérdezés is.

Összetettebb lekérdezések:

- dátum szerint csoportosítva, dátum és a mért átlagos analízis értékek listázása, adott névre és adott kategóriára
- ugyanez megadott dátum intervallum szerint listázva
- adott név és dátum szerint időpont és kategóriák listázása
- dátum szerint csoportosítva, adott név és szenzor szerint, dátum és átlagos kategória érték listázása
- ugyanez megadott dátumintervallum szerint listázva
- adott név, dátum és szenzor szerint, időpont és kategória listázása

Ahol a kategória, például: átlagos pulzusszám, vagy átlagos RR időt jelent.

3.3.3 Offline funkciók

Az offline funkciók csoportjába tartoznak azok, amelyekhez nem szükséges az adatgyűjtő eszköz és a bluetooth interfész használata. Most ezeket fogom bővebben ismertetni.

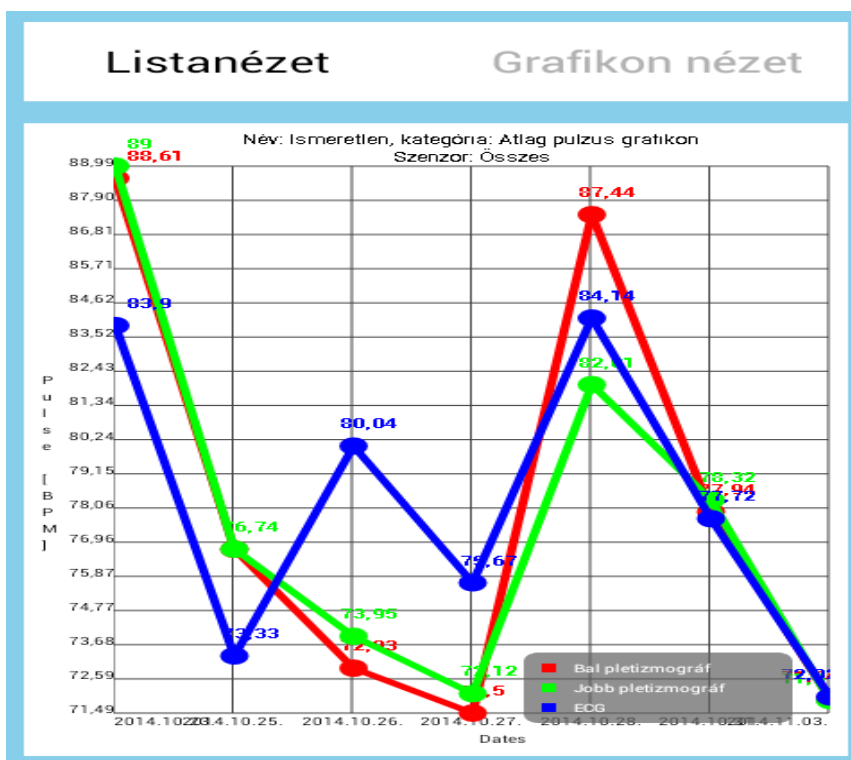
Az előző alfejezetben lévő adatbázishoz szorosan kapcsolódik az adatokat megjelenítő, listázó felület. A kezdő felületről erre a felületre érve, kilistázódik az összes eddigi mérés azonosítója, a mérést elvégző neve, dátuma és időpontja is. Egy listaelemre kattintva, táblázatos formában kapunk információt az adott mérés összes elmentett paraméteréről, majd lehetőségünk van az adatbázisból való törlésre is. Mivel ez az elrendezés csak kevés mérési eredmény letárolásakor átlátható, szükség volt egy, a menüből elérhető, szűrő felületre is. A szűrő beállítása során, lehetőség van név alapján szűrést végezni, de a név és adott dátum vagy dátum intervallumok alapján is elvégezhető a szűkítés, így csak a kisselektált mérések kerülnek listázásra, ezzel növelve az átláthatóságát a listának.

A listás nézet hátránya, hogy nem képes megmutatni az adott értékek időbeli változását, ezért elkészítettem az adatbázisban tárolt adatokra támaszkodó grafikonos felületet is. Ezen az oldalon is, szintén a menüből elérhető egy szűrő dialógus ablak, amelyben beállíthatjuk, hogy milyen adatok jelenjenek meg majd a grafikonon.

Beállítási, szűrési feltételek:

- név beállítása
- kezdési dátum beállítása (lehet az összes dátum is)
- befejezési dátum beállítása (lehet az összes dátum is)
- kategória beállítása (Például: átlagos pulzusszám)
- szenzor beállítása (lehet mindhárom, vagy külön-külön is)
- értékek kiírása az adatpontokra
- egy napos nézet választása

Az Ismeretlen nevű (ha nem adunk meg mentési nevet, ez az alapértelmezett) felhasználó, dátum szerint csoportosítva az összes, mind a három szenzor jeléből számolt, átlagos pulzusszám értékeit látjuk a 3. 12. ábrán, az adatpontok értékeinek megjelenítésével együtt. a program adott menüpontjára kattintva ezekről képernyőképet is készíthetünk, amely mentésre kerül és elküldhetjük akár e-mailben is.



3. 12. ábra: Beállított szűrési feltételek utáni grafikon nézet

Az ábrán látható, hogy a grafikon x tengelyén a dátumok vannak időrendben, míg az y tengelyen az adott dátumhoz vonatkozó átlagos pulzusszám értékek. Például, ha egy adott napon végeztünk 5 mérést, akkor az adott naphoz tartozó y koordináta

értéke az 5 mérés által adódott értékek átlaga lesz. A grafikonon szereplő függvények skálázhatóak és eltolhatóak.

Lehetőség van arra is, ha nem dátum intervallumot adunk meg a szűrő beállításainál, hanem egy adott napot, akkor a nap nézetet engedélyezve a szűrést elvégezve, az x tengely az adott napon az időpontokat fogja jelenteni, amikor a mérés történt, az y tengely pedig az időponthoz tartozó mérési adatot.

A következő ismertetendő funkció, az adatsorok beolvasásért felelős. Az adott felület menüpontjából elérhető a fájlok listázása, melyek a fájl nevükkel kerülnek kiírásra (a fájlnev a mérési dátummal egyezik meg). Egy adott fájl nevét tartalmazó listaelemre, ha hosszan kattintunk, akkor további a fájlal elvégezhető két funkció közül választhatunk: törölhetjük, vagy csatolva elküldhetjük a fájlt. A listaelemre való rövid kattintás esetén az adatsorok betöltődnek a grafikonbeolvasó felületre. A beolvasás során megtörténik a csúcsdetektálás is a jeleken, így ez az adatsorok méretétől függően hosszabb időt vehet igénybe. A 3. 9. ábrához hasonlóan négy grafikont tartalmaz az oldal, csak az egész adatsort egyszerre láthatjuk, amit később skálázhatunk. A beolvasás, csúcskeresés után, áttérhetünk egy másik oldalra, ami elvégzi az adatsorokon az analízist. Az oldal a 3. 10. ábrához hasonlóan lett kivitelezve. Az itt megjelenített adatokat fájlba elmenthetjük, és külön megnyithatjuk a már korábban elmentett analízis során adódott értékeket is.

Rohanó világunkban számos dolgot elfelejtünk, de ha adott időben kapnánk egy értesítést, akkor biztos nem tudnánk elfelejteni a dolgot. Ezen az ötleten alapult ez a programrész, vagyis az értesítő küldő funkció. Vannak olyan betegségek, amelyeknél fontos az adott időközönkénti pulzusmérés, vagy csak az egészséges élet részét képezi, erre nyújt segítséget ez a felület. Beállítható dátum és időpont szerint, hogy mikor kezdődjön, és mikor végződjön az alkalmazás értesítő küldési funkciója, továbbá beállítható az értesítők közötti időintervallum is. Ha a beállított végzési időpont bekövetkezett, akkor több értesítő nem generálódik, így például beállíthatjuk azt, hogy csak nap közben jöjjenek értesítők, de este, amikor már alszunk, akkor ne. Az értesítő hangjelzéssel és vibrálással rendelkezik, az állapotsorban megjelenik, egy kis üzenetet kiírva, hogy végezzük el a mérést. Az állapotsoron lévő üzenetre kattintva, a program kezdő felülete jelenik meg.

4. Összegzés

Az elkészített eszközöm és a hozzá tartozó szoftverek a mindennapos életben is használhatóak. Segítségükkel lehetőség nyílik az egészségügyi állapotunk nyomon követésére. A korán, még idejében felismert betegségek, elváltozások felismerése akár az otthonunkban elvégzett mérés során is, jelentős a későbbi orvos által felállított diagnózisban. Az otthon elvégzett mérésekkel, az orvosnak több ideje jut más betegekre, de a mérési adatok továbbításával lehetőség van az orvosi felügyeletre, és felülvizsgálatra is. Az általam tervezett eszköz nem váltja ki teljes mértékben az orvos és a beteg közötti kapcsolatot, de általa nyomon követhető a szív- és érrendszer működése.

A következő alfejezetekben ismertetném az eredményeimet és a továbbfejlesztési lehetőségeket.

Az eszközt és az Android alkalmazásomat láthatjuk mérés közben az 4. 1. ábrán.



4. 1. ábra: Mérés közben készült kép

4.1 Eredmények

Első lépésben az áramkörök tervezését kezdtem meg. A tervezéshez nyújtott segítséget az egyes alkatrészek adatlapjai. Megterveztem az áramkör nyomtatott áramköri lapját is, az Eagle nevű program segítségével. A NYÁK lapok legyártatása után, az alkatrészeket beforrasztottam, majd funkcionális és teljes körű áramköri tesztet hajtottam végre az eszközön.

A hardvert érintő tesztek jónak bizonyultak, így következett a mikrovezérlő felprogramozása. A már meglévő tudásomat felhasználva, a szoftvert implementáltam, amely rendelkezik a kellő funkciókkal.

Elkészítettem egy LabVIEW programot is, amely a fent ismertetett módon képes a real-time mérés elvégzésére, és a jeleken való analízisre is. A valós időben mért adatsorok ellenőrzése céljából megírtam egy fájlbeolvasó programot is, amelyen elvégeztem az algoritmusaimra vonatkozó teszteléseket.

Munkám utolsó fázisában készült el az Android alkalmazás, amely vezeték nélküli kapcsolatot teremt meg az adatgyűjtő eszközzel bluetooth interfészen keresztül. A szoftver elvégzi a pulzusmérést, de a szívfrekvencia-variabilitás analízist is.

4.2 Továbbfejlesztési lehetőségek

A hardver tervezése során törekedtem arra, hogy még továbbfejleszthető legyen a későbbiekben. A mikrovezérlő szabadon hagyott portjai gondoskodnak arról, hogy később még más funkciókat is elláthasson ugyanez az eszköz. Ilyen funkció lehet egy nyomásmérő szenzor illesztése a meglévő szenzorokhoz, így lehetőség lenne a légzés megfigyelésére is.

Az eszközhöz tervezési fázisban van egy-egy ujjmandzsetta is melyeket, ha az ujjunkra erősítünk, akkor valamelyest a mozgásból adódó jelhibák alacsonyabbak lesznek.

Szoftveres továbbfejlesztési lehetőségként sorolnám fel az implementált szívfrekvencia-variabilitás analízis időtartománybeli vizsgálata mellett a frekvenciatartományban történő spektrális analízist is. Ez alatt az adott RR tartományok frekvenciatartományban történő vizsgálatát értem.

Köszönetnyilvánítás

Ez úton szeretnék köszönetet mondani Mingesz Róbertnek, témavezetőmnek, a témaválasztásban és a munkám során felmerülő kérdéseim megválaszolásában nyújtott munkájáért. Köszönet illeti Mellár Jánost, tanszéki mérnököt, és a zajlabor többi dolgozóit, hogy a munkámat segítették. Rabi Zsoltnak hálával tartozom az adatgyűjtő eszköz dobozának helyes megmunkálásáért. Végezetül szeretnék köszönetet mondani a Műszaki Informatika Tanszéknek, hogy helyet és eszközöket biztosítottak a dolgozatom megvalósításához.

Irodalomjegyzék

- [1] AD620 műszererősítő adatlapja (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf
- [2] AD623 műszererősítő adatlapja (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD623.pdf
- [3] Alekseev V. A., Hamdan S., Yuran S.I. - Studying the blood flow signal using photoplethysmography (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
<http://www.rae.ru/use/pdf/2005/6/29.pdf>
- [4] Andrew R. Houghton, David Gray – Az EKG helyes értelmezése, Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 2010.
- [5] Android Developer fejlesztői oldala (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
<http://developer.android.com/index.html>
- [6] Android GraphView programcsomag oldala (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
<http://android-graphview.org/>
- [7] C8051F410 mikrovezérlő adatlapja (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
<https://www.silabs.com/support%20documents/technicaldocs/c8051f41x.pdf>
- [8] Edaq530 oktatási mérőműszer kapcsolási rajza (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
<http://www.inf.u-szeged.hu/noise/edudev/EDAQ530/Edaq530Design.pdf>
- [9] EKG jel nyomon követése a szív működése közben (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/b5/2023_ECG_Tracing_with_Heart_ContractionN.jpg
- [10] Pan J., Tompkins W. J. – A Real-Time QRS Detection Algorithm (1985)
- [11] Török Miklós – Elektronika, JATEPress, Szeged 2000
- [12] Using LabVIEW for Heart Rate Variability Analysis (Megtekintve: 2014. 11. 10.):
<http://www.ni.com/example/30832/en/>