

Vezeték nélküli elektrofiziológiai diagnosztikus katéterek fejlesztése

Szívkatéterek drótnélküli csatlakoztatása

Orbán Aladár (A4ME8T), Bérczi Péter (EXVDC7)

Konzulensek: Dr. Samu Krisztián
Dr. Ladunga Károly
Molnár József

adjunktus, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék
klinikai specialista, Johnson & Johnson Hungary
tanszéki mérnök, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

Budapest, 2011.11.07

Köszönetnyilvánítás

Külön köszönettel tartozunk Dr. Kellényi Lóránd biofizikusnak, aki tanácsaival nagyban segítette a TDK dolgozat megvalósulását.

Összefoglaló

A tanulmány célja, hogy megadja a gyakorlati alapot egy az ablációs műtéteknél ma alkalmazottnál egyszerűbb és az orvos munkáját lényegesen megkönnyítő technikai eszköz megvalósításához.

Vezeték nélküli elektrodiagnosztikus katéterek fejlesztéséhez szükséges, hogy megismerjük az emberi EKG jellemzőit, és az EKG mérés általános módszereit. Ezek ismeretében állhatunk neki egy intrakardiális EKG rendszerre specializált eszköz kifejlesztésének. Megfelelő elméleti és gyakorlati vizsgálatok után olyan Bluetooth alapú modellt alakítottunk ki, amellyel a generált EKG jeleket drótnélküli rendszerben lehet továbbítani egy számítógépes jelfeldolgozó rendszerhez. Eredményeink arra utalnak, hogy az ablációs műtétek során alkalmazott intrakardiális katéterek jelátvittele vezeték nélkül is megvalósítható.

Tartalomjegyzék

1	Bevezetés.....	5
2	Elméleti háttér	5
2.1	A szív	5
2.2	Elektrokardiográfia (EKG)	5
2.3	EKG bekötési típusok.....	6
2.3.1	12-elvezetéses EKG.....	6
2.3.2	Einthoven-féle bipoláris végtagi elvezetések	7
2.3.3	Unipoláris végtagi elvezetések	8
2.3.4	Katéteres EKG elvezetés	9
2.4	EKG Mintavételezési frekvencia	10
2.4.1	A mintavételezés	10
3	A Feladat	12
3.1	Paraméterek	12
3.2	A rendszer felépítése	12
4	Vezeték nélküli adatátvitel típusai és kiválasztása	13
4.1	WiFi.....	13
4.2	Bluetooth®	13
4.2.1	Elméleti háttér	13
4.2.2	Adatátviteli jellemzők	14
4.2.3	Bluetooth protokollkészlet	14
4.2.4	Profilok	16
4.3	ZigBee®	16
4.3.1	Elméleti háttér	16
4.3.2	Adatátviteli sebesség.....	17
4.3.3	Fogyasztás	17
4.3.4	MiWi	17
4.4	434 MHz-es adóvevő modul.....	17
4.4.1	Adóvevő hatótávolságának megállapítása	17
4.4.2	Moduláció és adatátvitel.....	18
4.5	Az alkalmazott jelátviteli rendszer kiválasztása	19
4.5.1	Összehasonlítás energia felhasználás szempontjából	19
4.5.2	A jelátviteli rendszerek egyéb jellemzőinek táblázatos összehasonlítása.....	21
4.5.3	Kiválasztás elve	21
4.5.4	Következtetés	21
5	Az alkalmazott zajszűrés és erősítés.....	23
5.1	Műszererősítő.....	23
5.1.1	Jellemzők	23

5.1.2	Felépítés	23
5.1.3	AD620	24
5.2	Szűrők	25
5.2.1	Elmélet.....	25
5.2.2	Bode diagram	26
5.3	Az aktív alul áteresztő szűrő	27
5.4	Passzív felül áteresztő	28
5.5	Analóg elemekkel megvalósított szűrés és erősítés.....	30
5.6	Sávszűrés (50Hz).....	30
6	Alkalmazott jelátvitel	31
6.1	Jelszint emelő invertáló erősítő.....	31
6.2	PIC.....	32
6.2.1	Elméleti háttér	32
6.2.2	PIC16f688	32
6.3	A kiválasztott Bluetooth modul.....	33
6.3.1	Firmware	33
6.3.2	Hardver	33
6.3.3	Miért ezt a modult választottuk?	34
6.3.4	PC oldali Bluetooth modul.....	34
7	Áramellátás, tápáramkör	34
8	Áramköri terv.....	35
9	Szoftver	36
9.1	PIC.....	36
9.2	Bluetooth modulok.....	36
9.3	Számítógépes adatgyűjtés.....	37
9.3.1	LabView	37
10	Költségek.....	38
11	Eredmények és értékelés.....	39
11.1	EKG jelgenerátoros mérés	39
11.2	Kritikus pontok	39
11.2.1	Fogyasztás	39
11.2.2	Adatküldés szinkronizálása.....	39
11.3	Értékelés	40
11.4	További fejlesztési lehetőségek.....	40
11.5	A megépített berendezés elő- és hátlapja	42
12	Darabjegyzék	43
13	Irodalomjegyzék	44
14	Függellék.....	Hiba! A könyvjelző nem létezik.

1 Bevezetés

A szívritmuszavarok egyik leghatásosabb műtéti kezelési eljárása az ún. „transzkatéteres abláció”. A szív belső felületén végzett beavatkozásokkal korrigálható a szív mozgását vezérlő jelek terjedése. A mindennapi klinikai gyakorlatban való alkalmazhatóságot döntően befolyásolja az ablációs technikák és berendezések fejlődése. Koszorúerek vizsgálatakor, sztent vagy pacemaker behelyezésénél, valamint az ablációs beavatkozásoknál is speciális katétereket alkalmaznak.

A katéteres operáció közben több a katéterbe bevezetett érzékelő is ellenőrzi a beteget, pl. a vérnyomást és az EKG jeleket. A katéter pillanatnyi pozícióját érzékelő szenzorok kivezetése is többnyire a katétereken keresztül valósul meg. Ehhez járulnak még a testfelszíni EKG jelek elvezetéseit és a katéterek egyéb funkcióit (pl. irrigáció) szolgáló vezetékek.

Az összetett vezeték rendszernek a műtét előtti előkészítése külön műtőszemélyzetet igényel, a műtét alatt pedig zavarja az orvos munkáját, így a munkát jelentősen segítené a vezetékek integrálása és a drótnélküli megoldások alkalmazása az összes lehetséges területen.

Cél egy olyan innovatív eszköz vagy eszközcsoport kialakítása, amely a műtéti környezetben vizsgált jeleket megbízható adatkapcsolattal, minőségben, drót nélkül továbbítja a központi feldolgozó rendszerhez vagy PC-hez

Mivel az érzékelők jelentős része az EKG jelek elvezetéséhez szükséges, érdemes elsőnek ezeket a vezetékeket kiváltani.

A dolgozat célkitűzése a vezeték nélküli katétert csatlakoztató eszköz deszkamodelljének elkészítése.

2 Elméleti háttér

2.1 A szív

A szív az emberi szervezet életfontosságú szerve. Az érrendszer vérellátását biztosítja. A bal szívfél a nagyvérkörbe, a jobb szívfél a kisvérkörbe pumpálja a vért és biztosítja a szervezetben a vérnyomást.

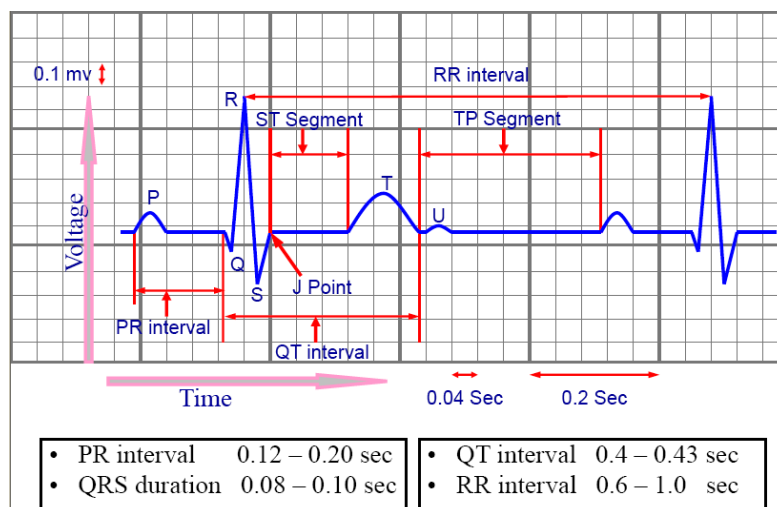
Az EKG görbe megértéséhez a szív működés sejt szintű ismeretére van szükség. Minden sejtnél nyugalmi állapotban az intracelluláris (sejten belüli) és extracelluláris (sejten kívüli) tér között elektromos potenciálkülönbség van. Sejten belül túlsúlyban vannak a káliumionok és a negatív töltésű anionok. A sejten kívüli térben a nátriumionok vannak többségben. A potenciál különbség körülbelül 90 mV-os. A szívizom jellemzője, hogy nem rendelkezik nyugalmi potenciállal, elektromosan instabil. A sinus csomó legjelentősebb ingerképző központ, az innen kiinduló ingerület révén húzódik össze a szív. A sinus csomó a szíven belül a jobb pitvar falában helyezkedik el. Az ingerület normális működés esetén, az egész szíven tovaterjed. Ez egy változó nagyságú és irányú elektromos erőter, amit a szív generál. Az EKG görbe a szív elektromos tevékenységét regisztrálja.

2.2 Elektrokardiográfia (EKG)

Az elektrokardiográfia feltétele a szívizom által generált, a test felületén lévő elektromos tevékenység. Az EKG felfedezése Willem Einthoven holland fiziológus nevéhez fűződik, akinek a múlt század elején tett megfigyelései a mai napig változatlanul helytállnak. Ő állapította meg elsőként, hogy a szív működési fázisának adott pillanatában, amikor a szív felső része már depolarizálódott, az alsó része még az kiindulási, polarizált állapotban van.

Az elektromos áram iránya minden esetben a negatív töltésű pontból a pozitív töltésű felé mutat, és az erőteret is így képzi maga körül. Az elektromos erőterbe helyezett elektróda valamely indifferens elektródához képest a bázis környékén negatív, a csúcs felé haladva pedig egyre pozitívabb potenciálértéket mér.

Az EKG mutatja be a szív elektromos tevékenységét. Az alsó képen egy normál EKG görbe látható. Normális esetben minden egyes szívütés a jobb pitvar felső részén található. A már említett sinuscsomó kisülésével kezdődik, percenként 60-80-szor. Az első hullám pozitív amplitúdójú, az ingerület pitvari terjedésének felel meg. A QRS-komplexum a kamrák depolarizációját jelöli. Kis negatív Q-hullámból, magas pozitív R-hullámból (kamraizomzat fő tömegének ingerületbe jutása) és negatív S-hullámból áll. Ez idő alatt megy végbe a kamra teljes munkaizomzatának depolarizációja. A T-hullám az elnyújtott közepes amplitúdójú hullám, a kamrák teljes repolarizációját jelzi. Az U hullám eredete bizonytalan, de jelezheti az interventricularis septum repolarizációját vagy a kamrák lassú újratöltődését.



1. ábra: Általános EKG görbe, [How11]

E vizsgálattal a szív elektromos működését regisztráljuk. Elemezni tudjuk a ritmusát, a ritmusosságát (azaz ritmuszavar fennállását), az ingerület kiindulásának a helyét, az ingerületvezetés sebességét, a szívizom vastagságát, a szívizom esetleges vérellátási zavarát, következtethetünk tüdőembóliára is.

2.3 EKG bekötési típusok

2.3.1 12-elvezetéses EKG

A test felszínén elhelyezett két elektróda között potenciálkülönbség mérhető. Az elektromos mező térbeli függése miatt az elvezetés helyétől függő méretű feszültség különbséget mutatnak. A klinikai kiértékelés szempontjából fontos, hogy szabvány helyekre kerüljenek az elektródák.

Az 'elvezetés' fogalmán olyan térbeli elrendezést értünk, mely egy pár elektróda vagy egy ezzel egyenértékű több elektródából álló rendszert alkot. Az egyik elvezetés '+' a többi '-'. Az elektródok felhelyezése meghatározza azok mérési irányát. Ezt elektromos tengelynek hívjuk. Az elektromos tengely definíció szerint a negatív elektród felől a pozitív elektród felé irányul. Az EKG készülék kiszámítja a pozitív és a negatív elektródák között lévő különbséget.

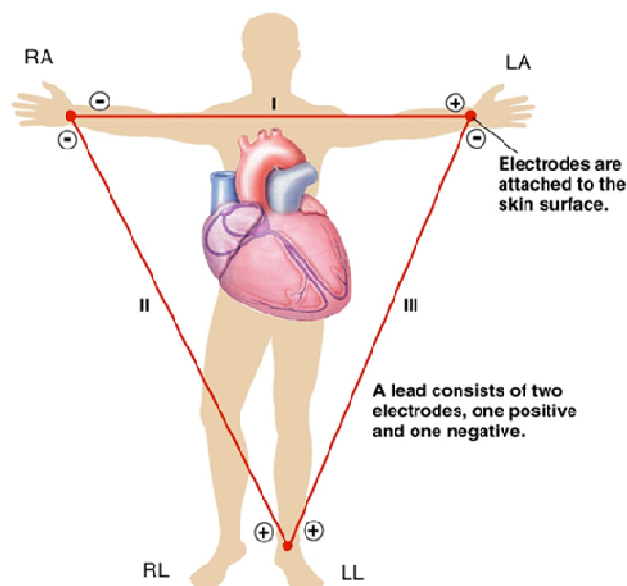
A leggyakrabban használt klinikai EKG-rendszer a 12 elvezetéses EKG. A készülék nemzetközi megállapodás alapján mindig ugyanazokat az elvezetéseket rajzolja a 12-elvezetéses EKG-ra. Az első hatot (I, II, III, aVR, aVL, aVF) a végtagi elektródák, a második hatot (V1, V2, V3, V4, V5, V6) a mellkasi elektródák segítségével hozza létre.

A 12 elvezetéses EKG jellemző görbéi:



2.3.2 Einthoven-féle bipoláris végtagi elvezetések

A három végtagi elvezetés bipoláris, melyből az következik, hogy a potenciál különbséget mérik a kézen, és a bal lábon lévő elektródák között. A jobb lábra kerülő elvezetés pedig elektromos földként szolgál.



3. ábra: Einthoven-féle bipoláris végtagi elvezetések, [Sam11]

Einthoven szerint a szív egy egyenlő oldalú háromszög közepén található, melynek csúcsai, a bal- és a jobb kéz, valamint a bal láb. Ennek következtében az elvezetések vektorai is egy egyenlő oldalú háromszöget alkotnak, ezt Einthoven-háromszögnek nevezzük. Az Einthoven-háromszög három általános végtagi elvezetésből áll. Az I-es elvezetés legfelül van, a két kar között:

$$I = LA - RA \quad (3.1)$$

$$II = LL - RA \quad (3.2)$$

$$III = LL - LA \quad (3.3)$$

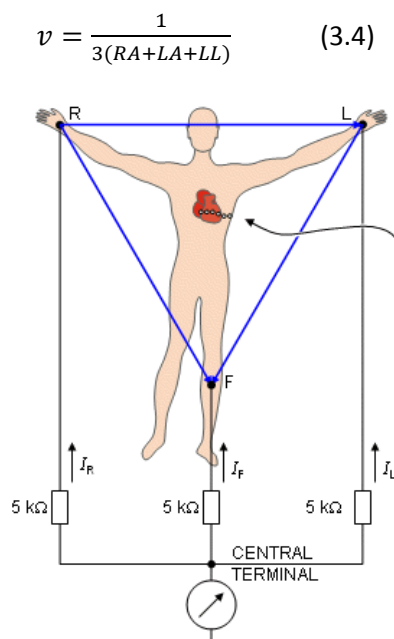
A II-es elvezetés van jobbról, a jobb kar és a bal láb között. A III-as elvezetés van balról, a bal kar és a bal láb között.

2.3.3 Unipoláris végtagi elvezetések

A három standard végtagi elvezetéssel ellentétben a három másik végtagi és a 6 mellkasi elvezetés unipoláris (egypólusú). Ez azt jelenti, hogy a testen lévő elektródán mért feszültség értéket hasonlítják az elektrokardiográfból lévő nulla potenciálhoz (föld). A legnagyobb különbség tehát a bipoláris elvezetéshez képest az, hogy a negatív elektróda az unipoláris elvezetésnél virtuális és nem egy tényleges elektróda.

Az unipoláris koncepciót először F. N. Wilson javasolta. Javaslatát az volt, hogy az unipoláris potenciál a Wilson Central Terminal-hoz (WCT) más néven a Wilson csillagponthoz (referencia pont) legyen viszonyítva.

A WCT, a végtagi potenciálok átlaga, mely a következő módon van kialakítva: a két karon és a bal lábon lévő elektródák mindegyikét 5 kΩ ellenálláshoz kötjük (4. ábra). Az unipoláris mellkasi elvezetést a WCT és egy tetszőleges mellkasi elektróda összekapcsolásával hozzák létre. A csillagpont ebben az esetben a mellkasi elektródákhoz képest negatív potenciával rendelkezik.

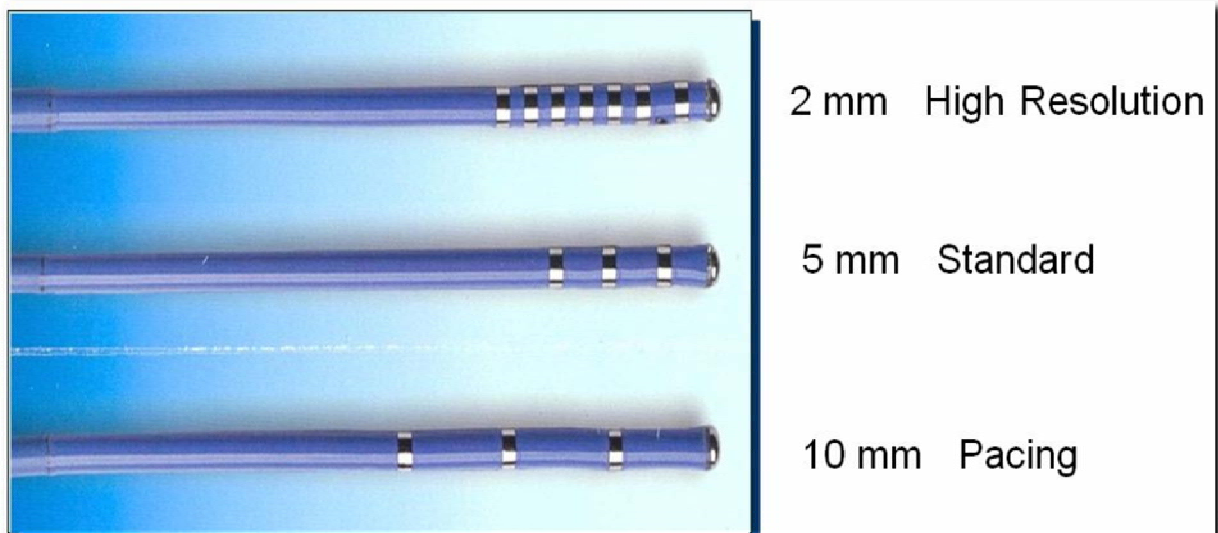


4. ábra: Unipoláris végtagi elvezetések, [Bem11]

2.3.4 Katéteres EKG elvezetés

A katéteres elvezetések esetében bipoláris és unipoláris elvezetések is léteznek. A dolgozatban vizsgált ablációs katéterekből több típus is létezik

Az egyik típusnál a katéter végétől kezdődően - pár milliméteres osztásban - elektródák vannak elhelyezve. A feszültséget elektródapáronként mérjük. Ebben a bipoláris elrendezésben a kis távolságok miatt csak kis potenciálkülönbségeket mérhetünk.



5. ábra: Különböző elektróda elosztások

Ez a rendszer alkalmas a szívben lokális jelenségek vizsgálatára és unipoláris mérésekre is. A műtéti környezetben egy katéteren több elektródapár is alkalmazásra kerülhet, lehetővé téve ezzel is a pontosabb méréseket. A mért feszültséget az alábbi egyenlet alapján kapjuk:

$$U_{catx} = V_{xa} - V_{xb} \quad (3.5)$$

Az unipoláris méréseknél a referencia pont, egy a műtét folyamán páciens háta alatt elhelyezett indifferens elektróda gumilap. Potenciál szempontjából ez nagyjából megfelel a Wilson Central Terminal csillagpontján mérhető értéknek. Az elektróda gumilapot az ablációs beavatkozás miatt alkalmazzák. A nagy elektródafelület biztosítja, hogy a katéter elektróda hegyéből kilépő áram csak annak közvetlen környezetében biztosítson a szövetek roncsolásához szükséges áramsűrűséget.

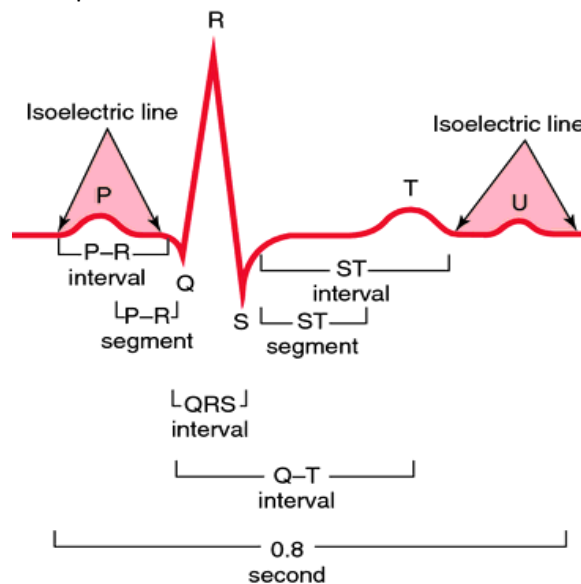
Az általunk elkészített rendszer most elsődlegesen a lokális bipoláris mérésekre koncentrálni

2.4 EKG Mintavételezési frekvencia

Pontos EKG vétel érdekében, fontos hogy milyen mintavételezési frekvenciával hozzuk létre a görbét. Rossz mintavételezés esetén rossz értékek rajzolódhatnak ki. Magasabb frekvenciatartomány eléréséhez feleslegesen magas költségű technikára lehet szükség.

2.4.1 A mintavételezés

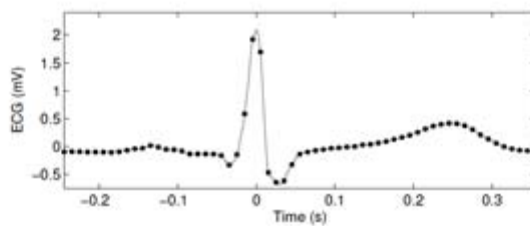
Általánosságban az analóg-digitális átalakítás egyik lépése. Az analóg jelből meghatározott gyakorisággal mintát vesznek és a mért adatot kvantálják (számszerű értéket adnak neki). Az átalakítás minőségére mind a mintavételi frekvencia, mind a kvantálás hatással van. A mintavételezésnél másodpercenként megállapított értékek számát jelöli. A kvantálásnál a teljes amplitúdó tartományt felosztják résztartományokra (kvantumokra). A kvantálás finomsága a digitális jelfeldolgozás fontos paramétere. Minél finomabb a kvantálás (minél több kvantumlépcső van), tehát minél hosszabbak a kódszavak, annál pontosabban lehet visszaállítani az eredeti analóg jelet.



6. ábra: Az EKG görbe jellemző elemei

Az EKG jel legkritikusabb része mintavételezés szempontjából az R-hullám. Ez egy rendkívül gyors lefolyású, magas amplitúdójú hullám. Kis mintavételi frekvencia esetén valótlan amplitúdó-érték jelentkezhet a görbén. Ez a diagnosztika szempontjából téves következtetéshez vezethet, mely a humán diagnosztikában nem megengedhető. A QRS-komplexum időtartama 60-120 ms.

A klinikai rendszerekben elvezett potenciálok frekvencia tartománya minimálisan 1-500 Hz-ig terjed. Azaz maximálisan 500 Hz-es jeleket kell átvigyünk, továbbítanunk. Fontos hogy ezt az értéket megkülönböztessük a szükséges mintavételezési frekvenciától amely Shannon-Nyquist törvény szerint a legmagasabb átvitt frekvencia alapján 1500-2000 minta másodpercenként. Ennél magasabb mintavételezési frekvenciának a klinikai gyakorlatban nincsen értelme, főleg hogy ezzel járulékosan emelnénk a zajszintet is.



7. ábra: Mintavételezés 20 kHz-nél (folyamatos vonal), és 100 Hz-nél (pontok)

A 7. ábrán is látható, hogy milyen nagy különbségek léphetnek fel különböző mintavételezési frekvenciáknál. Az alacsonyabb mintavételezés pont a kritikus QRS-szakaszban vezethet hibás jelalakhoz.

3 A Feladat

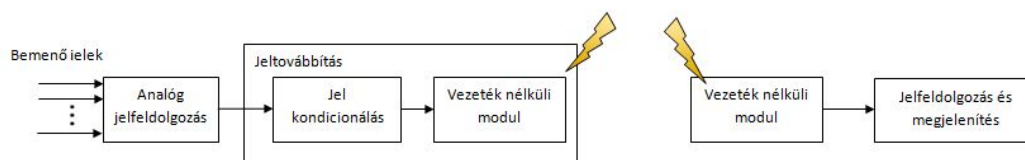
3.1 Paraméterek

A feladat az alábbi paramétereknek megfelelő technológiát bemutató eszköz kifejlesztése:

- Legyen képes egy, intrakardiális vizsgálatokra is alkalmas EKG jel átvitelére
 - A bemenő jelszint milli Volt nagyságrendű
 - Az átvitt frekvenciasáv 2-500 Hz
 - Szűrjük a zavaró frekvenciákat (pl.: 50Hz)
- Az eszköz képes legyen a műtét maximális időtartama alatt működni
 - Több órás működés. Cél a 12 óra.
- Törekedjünk kis méretre: A végleges berendezésnek mintegy $\varnothing 35$ mm-es markolatban kell elférnie.
- Jelenítse meg az átvitt jelet valamilyen kijelzőn

3.2 A rendszer felépítése

A bejövő analóg jeleket a követelményeknek megfelelően szűrni kell, majd a kiválasztott vezeték nélküli rendszer függvényében az átvitelhez megfelelően kondicionálni. Ez jelenthet egyszerű erősítési fokozatokat, digitális rendszereknél egy A/D átalakítót, vagy összetettebb esetben egy mikrokontrollert is.



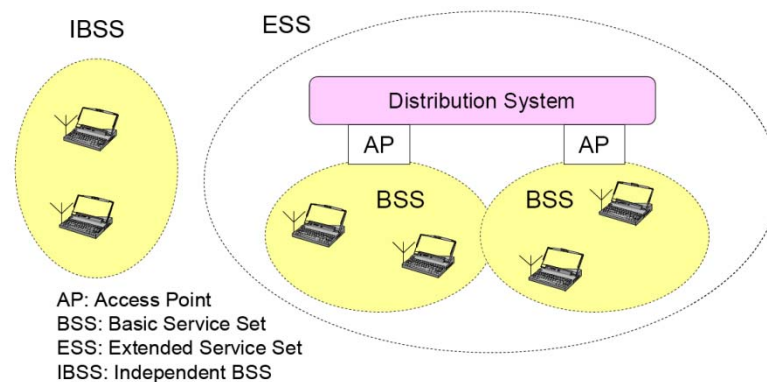
8. ábra: A jelfolyam elvi megvalósítása

A vezeték nélküli átviteli moduloknál többféle szabványos rendszer közül választhatunk. Mérlegelni kell egy feladatorientált egyedi modul megépítésének előnyeit is. A megjelenítés lehetséges oszcilloszkópon vagy egy számítógépen. Számítógépes rendszer esetén további szoftveres jelfeldolgozás is lehetséges.

4 Vezeték nélküli adatátvitel típusai és kiválasztása

4.1 WiFi

Wi-Fi alatt jelenleg csak az IEEE 802.11a/b/g/n vezeték nélküli hálózati protokollokat értjük. A protokoll az 5 és a 2,4 GHz-es frekvencia tartományban és (korábban opcionálisan) az infravörös tartományban határozza meg a jelátvitel fizikai rétegét. Ad hoc kapcsolatokra (Independent BSS) is alkalmas, de alaphelyzetben az Access Pointnak (AP) nevezett bázis állomásokhoz rögzítetten biztosít szélessávú, akár 54 Mbps-os adatforgalmat. Az IEEE 802.11 architektúra legkisebb sejtje az ún. BSS (Basic Service Set) Ha egy eszköz, az adott BSS cellát elhagyja, azaz cellát vált, már nem lesz képes közvetlenül kommunikálni az adott cellában maradó többi eszközzel. A cellákat összekötő gerinchálózat megvalósítható Etherneten vagy vezeték nélkül is. Ezt a gerinchálózat a hozzá kapcsolódó cellákkal együtt az ún. ESS (Enhanced Service Set), amely a felsőbb rétegekből egyszerű Ethernet hálózatként kezelhetünk.



9. ábra: Ad hoc (IBSS) és a bázisállomásokra épülő (ESS) Wi-Fi hálózatok

Az aktuális szabványok szerint jellemzően két terjedési módszert alkalmaznak: A QFDM azaz az ortogonális frekvenciaosztott multiplexelésnél a több csatornára osztott frekvenciasávban párhuzamosan több modulált adatfolyamot továbbítunk. Az egyik általánosan használt modulációs eljárás a bináris fáziseltolódás kódolás (BPSK Binary phase-shift keying). A vivőfrekvencia két érték közötti (0° és 180°) modulációjával továbbít egy bitnyi értéket. Előnye a biztonságos demodulálhatóság még nagy zajszint mellett is, hátránya az alacsony adatsűrűsége. A fáziseltolódás kódolásnak (PSK) további variációi is léteznek, mint például a négyzetes fáziseltolódás kódolás (QPSK) 4 fázis értékkel.

A másik terjedési módszer a DSSS, a teljes frekvenciasávot egyben használja ki. Az adatbiteket speciálisan generált úgynevezett pszeudo-zajok szekvenciáival képezik le.

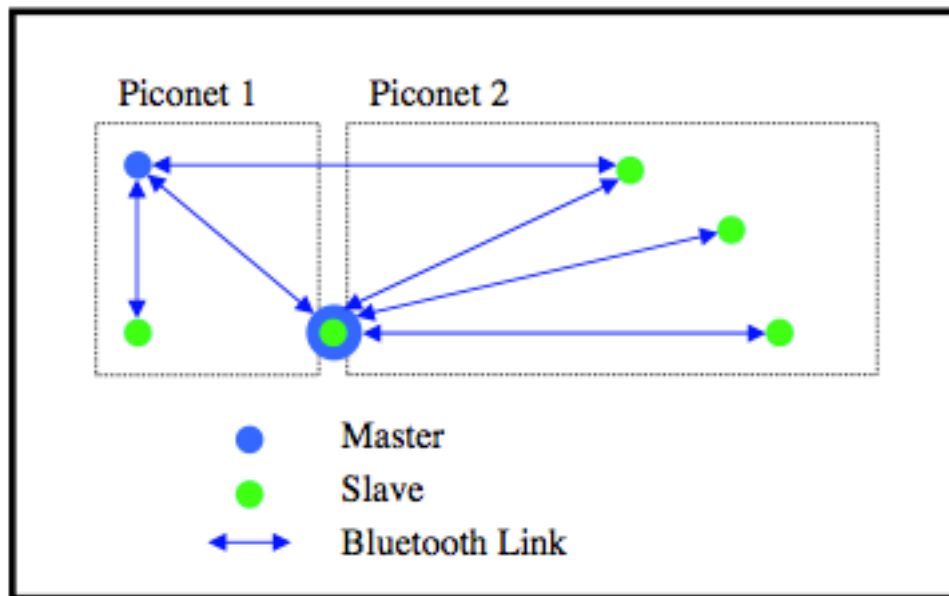
4.2 Bluetooth®

4.2.1 Elméleti háttér

A Bluetooth rendszer az 1990-es évek végéből származik. Ekkor kezdett el az Ericsson Mobile Communications vezeték helyettesítési alternatívákat kutatni mobiltelefon alkatrészekhez. A Bluetooth technológia fő előnyei, az alacsony fogyasztás, alacsony ár, és a tartósság.

A Bluetooth vezeték nélküli technológiája lehetővé teszi, hogy egy eszköz egy másikkal közvetlenül vagy akár hét másikkal egy hálózatban csatlakozzon és kommunikáljon, néhány 10 méteres körzetben. Ezt piconet-nek vagy PAN-nek nevezik. (Personal Area Network). Ahhoz hogy egy piconet létrejöhessen, az eszközöknek azonos Bluetooth profilt kell alkalmazniuk. Egy Bluetooth eszköz

azonban akárhány piconetben benne lehet egy időben. Minden piconetben található egy 'mester' (master), ami inicializálja a csatlakozást, a többi Bluetooth eszközzel 'szolga' (slave). Mester közelségében Bluetooth-szal rendelkező eszközök mind dinamikusan és automatikusan létre tudnak hozni piconetet.



10. ábra: Bluetooth kapcsolatrendszer

4.2.2 Adatátviteli jellemzők

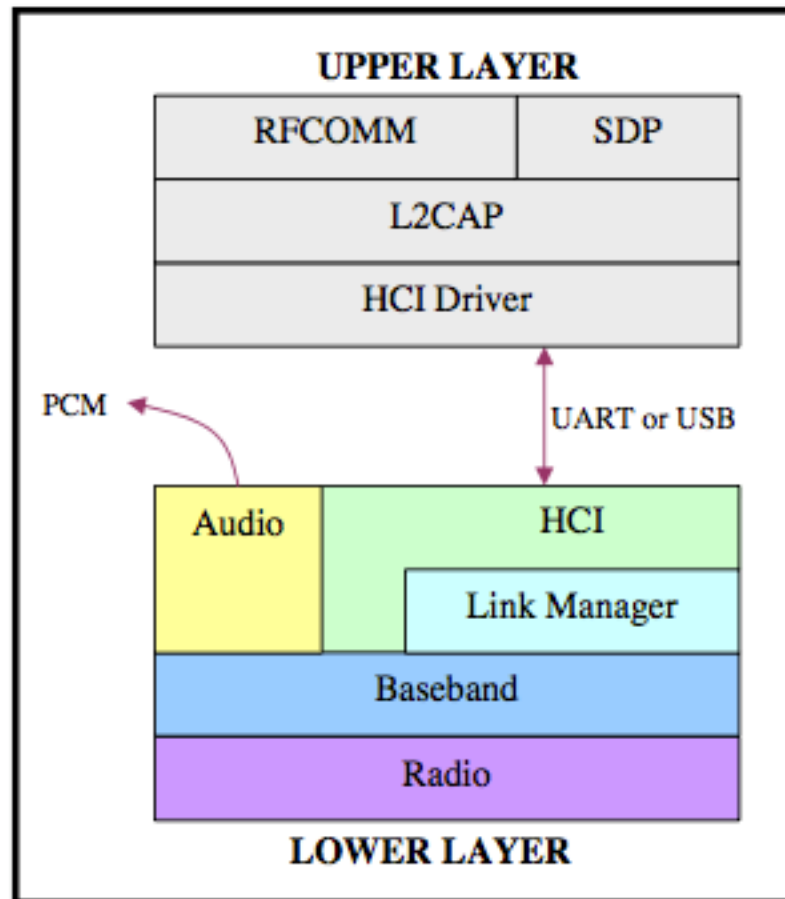
Bluetooth technológia 2.4 és 2.485 GHz ISM, ipari, tudományos és orvosi sávban működik. A 2.4 GHz ISM sávban licenz nélkül működik a legtöbb országban. A maximális adatátviteli sebesség a 2.1+EDR Bluetooth szabvány szerint 3 Mbps. Azonban ebből a felhasználó részére maximum 2,1 Mbps elérhető. A készülékeket adási teljesítmény alapján osztályokba sorolják. Ez meghatároz egy elméletileg garantált hatótávolságot is. A mi céljainknak megfelelő nagyobb hatótávolságú osztályok:

Osztály	Teljesítmény	Hatótáv
1	100 mW (20 dBm)	100 méter
2	2,5 mW (4 dBm)	10 méter

1. táblázat: Bluetooth® adásteljesítmény és hatótáv

4.2.3 Bluetooth protokollkészlet

Adatátvitel megkönnyítése érdekében, több protokollt terveztek a rendszeren belül. Ez az adat megfelelő átadását és átvitelét biztosítja. A felépítése egy mikroprocesszort is tartalmaz, mely az összes alapsávi előírást és számos szoftver réteget kezel. A protokollkészletben minden réteg azért felelős, hogy struktúrálja az adatot, ami a Bluetooth kapcsolat pontos kommunikációját segíti elő. (11. ábra) mutatja be a Bluetooth protokollkészletét.



11. ábra: Bluetooth protokollkészlete

- A Rádió réteg a legalsó meghatározott rétege a protokollnak. Ez az adatátvitelt és a modulációt valósítja meg
- Alapsávi réteg (baseband layer) érintett a kapcsolatvezérlésben a bit és csomag szinten, valamint itt történik a csomag kódolása és titkosítása.
- Kapcsolatmenedzser kezeli a logikai csatornákat az eszközök között. Ebbe a teljesítménygazdálkodás, a hitelesítés és a szolgáltatminőség is beletartozik.
- 'Host controll interface' egy buszrendszer segítségével teszi lehetővé az adatátvitelt az alsó és a felső réteg között. Így jut hozzá a felhasználó az alapsávi lehetőségekhez.
- A hang kommunikáció viszonylag egyszerű, mivel hang kapcsolatot foglal magában PCM formátumban.
- Logikai kapcsolatvezérlő és adaptáció protokoll teszi lehetővé a protokoll multiplexelést és a kimenő adatok részekre osztását. Az FHSS, a frekvenciaugrásos szórt spektrumú moduláció esetén több átviteli csatorna között gyorsan váltogatva vesszük át a jelfolyamot. Előnye, hogy több különböző eszköz interferenciától közel mentes működését engedi meg egy adott frekvenciasávban.

- Szolgálat felfedezés gondoskodik az eszközök alkalmazásáról, hogy kiderítse, melyik szolgáltatás érhető el, és azoknak milyenek a tulajdonságai.

4.2.4 Profilok

A Bluetooth modulok működését úgynevezett adatátviteli profilokkal lehet optimalizálni. A profilok bizonyos felhasználási módokhoz alakítják a vevő oldal kimeneti jeleit. A gyakrabban alkalmazott profilok közé tartoznak a mobiltelefonok autós kihangosításához használt Hands-Free profile (HPF), vagy szintén a telekommunikációs eszközöknél alkalmazott Headset Profile (HP).

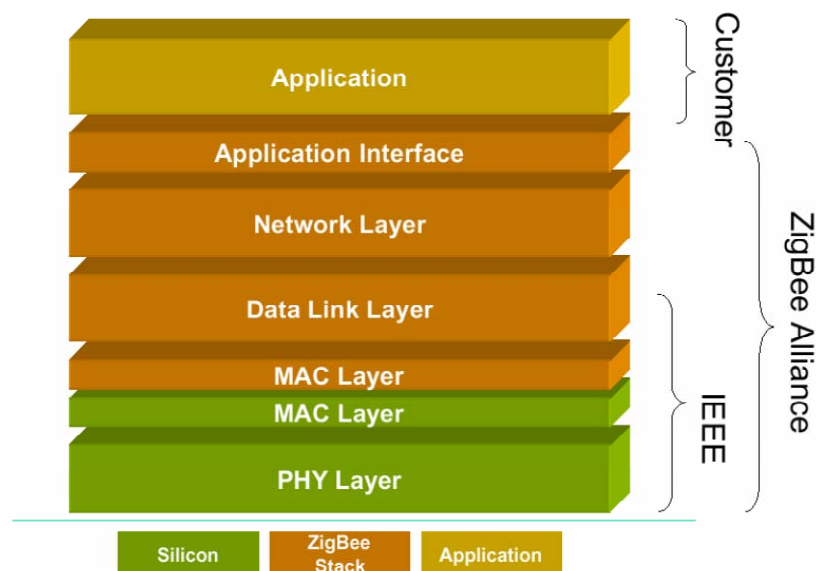
A több mint 30 profilból számunkra jelenleg a Serial Port Profile (SPP) lényeges. Ennek a beállításával a PC-s feldolgozás közben a Bluetooth kapcsolat egy szabványos soros portos kapcsolatnak látszik.

A profilok alkalmazása a megjelenő további átviteli jellemzők miatt akár jelentősen korlátozhatja a felhasználó által elérhető maximális adatátviteli sebességet. A SPP esetében ez 115,2 kbps-t jelent.

4.3 ZigBee®

4.3.1 Elméleti háttér

A ZigBee az egyik feltörekvő szabvány a drótnélküli világban. A Philips cég kezdte fejleszteni, ma már több cég szövetsége dolgozik rajta, hogy egy megfelelő drótnélküli kommunikációs protokollt készítsen. A ZigBee protokollkészlete a Bluetooth-szal ellentétben nagyon egyszerű, mint ahogy a képen is látható.



12. ábra: ZigBee protokollkészlete

Ennek a szabványnak három fő célja van:

- alacsony adatátviteli sebesség
- alacsony fogyasztás
- alacsony ár

4.3.2 Adatátviteli sebesség

Mint a Bluetooth, a ZigBee technológia is 2.4 GHz ISM sávon működik. A maximális adatátviteli sebesség, melyet el lehet érni 250 kbps. Ezen felül, 10m-től 75 méterig is képes adatátvitelre.

4.3.3 Fogyasztás

A ZigBee tervezésekor figyelembe vették a Bluetooth magas fogyasztását. A legtöbb alkalmazáshoz, a ZigBee modul élettartama egy „AA” elemmel 6-tól 24 hónap is lehet. Ez az alvó üzemmód segítségével érhető el, mely csak akkor létesít kapcsolatot, amikor szükséges. A ZigBee chip csak pár mikroampert fogyaszt ekkor. Ez az érték a Bluetooth modulnál körülbelül 100 mikro Amper. Az alvó üzemmód használata megakadályozza az interferencia problémát is, mivel gyakran nem működik az eszköz, mikor a többi modul a 2.4 GHz sávot használja.

4.3.4 MiWi

A ZigBee vizsgálatok felmerült, hogy még ez a protokoll is több számunkra fölösleges funkciót tartalmaz. Mivel nem szándékoztunk új saját protokollt írni, utánajártunk, hogy létezik-e ilyen egyszerűsített rendszer, azonos adatátviteli képességek mellett.

A MiWi protokollt szintén rövid hatótávolságú drót nélküli hálózatokhoz tervezték. Alacsony adatátviteli sebességű WPAN (Wireless Personal Area Network) hálózatként használják, távirányítókhoz, és más érzékelőkhöz. A ZigBee használata WPAN hálózatként nagyon komplikált. MiWi egy egyszerűbb protokollal rendelkezik, mely így felhasználóbarátabb.

Az egyszerűbb protokoll természetesen rövidebb programkódot is jelent, így költséghatékonyan lehet alkalmazni olyan modulokban, melyek csak kevés memóriával rendelkeznek.

Adatátviteli paramétereiben a megegyezik a ZigBee-vel, sőt a kereskedelmi forgalomban elérhető modulokon MiWi-t gyakorlatilag csak ZigBee kompatibilis eszközökön találhatunk. Ezért a továbbiakban a MiWi-t a ZigBee-vel együtt fogjuk elemezni. [Mic11a], [Mic11b]

4.4 434 MHz-es adóvevő modul

4.4.1 Adóvevő hatótávolságának megállapítása

Egy adóvevő hatótávolságánál nagy jelentősége van a jel/zaj viszonyoknak. Az adatátvitelt egy energia csomag egyik helyről a másik helyre történő eljuttatása jelenti. Lényeges, hogy az adó által kibocsátott jelek jelszintje egyrészt magasabb legyen a vevő érzékenységi küszöbénél, másrészt magasabb legyen a vevőnél tapasztalható zajszintnél is. A jelenlegi számítás szabad téren érvényes. Feltételezzük továbbá, hogy csak a környező levegő hőmérséklet okozta zajt kell figyelembe vevünk. Illetve, hogy a berendezések szobahőmérsékleten üzemelnek.

Az adatokat példának az AUREL RX-450RR30SF vevő és az AUREL TX-SAW MID/3V adó modul adatlapjaiból határozzuk meg az un. Friis egyenlettel:

$$P_R = P_T \frac{G_T \cdot G_R \lambda^2}{(4\pi)^2 \cdot d^2} \quad (5.1)$$

Ahol

P_R Vevő antennából kivehető teljesítmény

$P_T=10$ [dBm] adóantennába táplált teljesítmény

$G_T=1$: adóantenna nyeresége

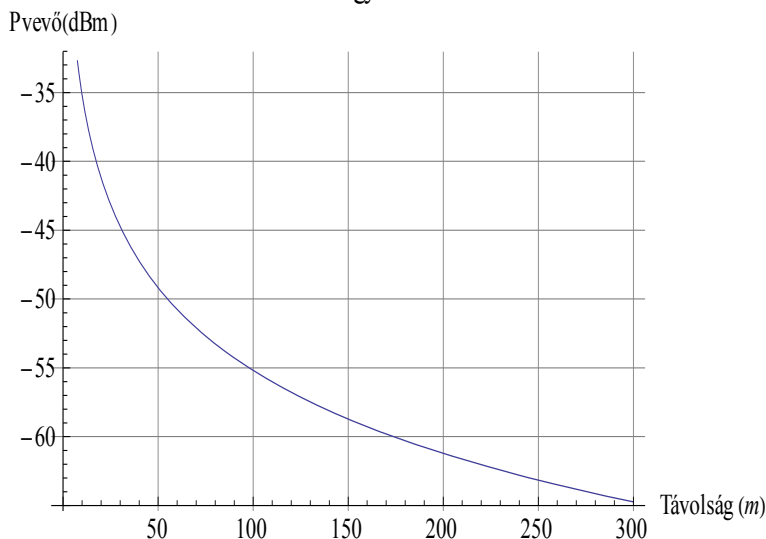
$G_R=1$ vevőantenna nyeresége

d : adó és vevő antennája közötti távolság (méterben)

λ : hullámhossz (méterben) $\lambda = c/f$;
ahol $f=433,97$ [MHz]

c : fénysebesség légüres térben

Fiirs – egyenlet



13. ábra: Vevő antennából elméletileg kivehető teljesítmény a távolság függvényében

A vevő oldali antenna érzékenységénél $S_i = -97$ [dBm] vett távolság érték határozza meg az elméletileg lehetséges maximális hatótávolságot. Ez az érték az átrendezett Friis-egyenlet alapján +10 [dBm] adásteljesítménynél 12 kilométer körüli értéket ad. Ennek az adatnak gyakorlati jelentősége inkább összehasonlításokban látszik. Egy Class 1 besorolású Bluetooth® modul a maximális +18 dBm adásteljesítmény és -82 dBm vevőoldali érzékenységgel csak 530 méternyi elméleti hatótávval rendelkezik. A ZigBee® modulokra pedig a vivőfrekvencia függvényében 2-4000 méteres értékeket kaphatunk.

Az alacsonyabb vivőfrekvencia sokkal nagyobb hatótávolságot biztosít azonos feltételek mellett. A mi szempontunkból ez azt jelenti, hogy érdekesebb alacsony frekvenciát alkalmazni, hiszen az elméleti számítás alapján is látszik. Az adott technológiákra jellemző értékekkel 4 méter távolságban:

Protokoll	Wi-Fi	ZigBee / MiWi	Bluetooth	434 MHz adó/vevő
P_R [dBm]	-37,1	-49,1	-34,1	-27,2
P_R [nW]	195	12	389	1891

2. táblázat: Vevő antennából kivehető teljesítmény $d=4$ m]

A fentiekből egyértelműen következik, hogy a műtő asztal távolságában adott érzékenységi- és zajszint mellett jelentősen jobb jel/zaj viszonyt tudunk elérni a 434 MHz-es adóvevővel.

4.4.2 Moduláció és adatátvitel

Az adatátvitelhez többféle modulációt is alkalmazhatunk. Ahhoz hogy az adóvevő adatátviteli képességeit maximálisan kihasználjuk, hangfrekvenciás adatátvitellel kell dolgozni. Ebben az esetben nem is lenne szükséges az eszközön elvégezni a jel A/D átalakítását, hanem azt csak a vevő oldalon kellene megoldani. Értelemeszerűen frekvencia modulálással lehet a legegyszerűbben a legjobb jelminőséget elérni.

Ha azonban szem előtt tartjuk a többcsatornás EKG lehetőségét, akkor Impulzus szélesség modulációval (PWM) ez szintén megoldható. A PWM jeleket irányítástechnikában inkább motorvezérlésre alkalmazzák, azonban a telekommunikációs alkalmazása is lehetséges. A jelátvitel megvalósítása gyakorlatilag egy állandó frekvenciájú ám változó impulzusszélességű négyszögjellel történik. A négyszögjel felfutó éle képezi az átvitel órajelét, a lefutó éllel a jel felbontásának függvényében megkapjuk az adatcsomag értékét. Minden átviteli frekvenciára ($f_{\text{átvitel}}$) a Shannon-törvény figyelembe vételével megadható a PWM jel minimális hossza, amiből következik a maximális frekvenciája:

$$\frac{1}{T_{PWMmin}} = f_{PWMmax} = \frac{1}{2} \cdot \frac{f_{\text{átvitel}}}{Z} = \frac{433,92[\text{MHz}]}{2^{10+1}} = 211,875 [\text{kHz}] \quad (5.2)$$

Ahol $Z = 2^N$ a bitek számával (N) kifejezhető felbontás. Ezt az A/D átalakítókat általában jellemző 10 bites értéken vettük fel. Ez gyakorlatilag egy felső 2,1Mbps adatátviteli sebességhatárt jelent.

Számottevően emelhető ez a korlát, ha a 10 bites adatcsomagokat kisebb bitcsoportokat tartalmazó csomagokra bontjuk. Elfajuló esetben a jelek a Morze-kódhoz hasonlóan egy adatcsomagban mindössze egy bitet tartalmaznak. Ezzel az úgynevezett OOK (On-Off Keying) modulációval elvileg akár 54Mbps adatátviteli sebességet is el lehet érni. Az OOK moduláció eléggé érzékeny a zajokra. A gyakorlatban megvalósítható érték inkább a 10 Mbps körül található, de ezt szükséges lehet még mérésekkel is igazolni. [Max11].

4.5 Az alkalmazott jelátviteli rendszer kiválasztása

4.5.1 Összehasonlítás energia felhasználás szempontjából

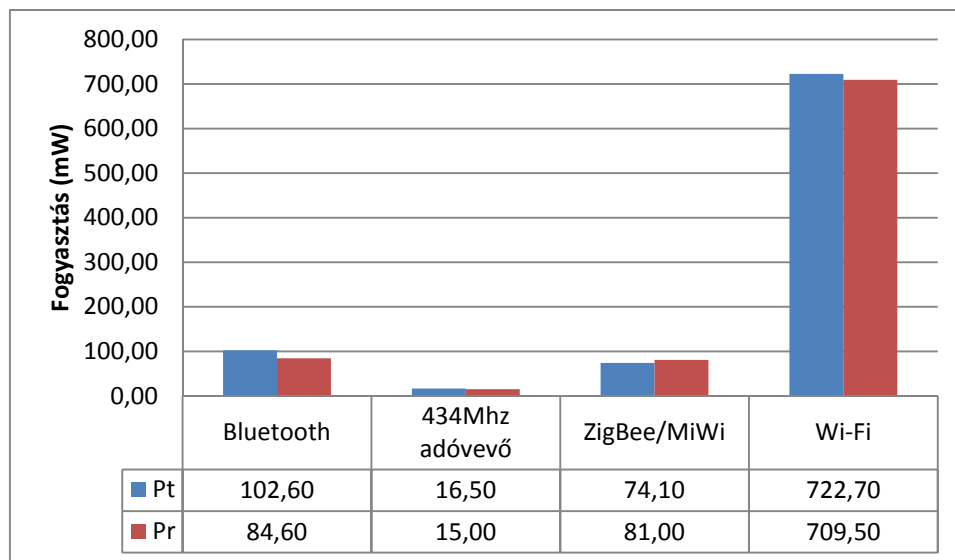
Bluetooth-t és a ZigBee-t is hordozható termékekhez szánták, melyek rövid ideig létesítenek kapcsolatot, valamint egy korlátozott élettartamú akkumulátorral rendelkeznek. Következésképpen, rendkívül alacsony energiafogyasztással működnek, sok esetben nem fogja mérhetően befolyásolni az akkumulátor élettartamát. A 434MHz-es adóvevő modulokat szintén kis kapacitású elemekkel működtetett rendszerekhez tervezik.

WiFi-t hosszabb idejű kapcsolatra tervezték, főként hálózati tápegységgel rendelkező eszközök használják. Annak érdekében, hogy a gyakorlati alkalmazásban összehasonlítsuk az energiafogyasztást, megvizsgálunk négy drótnélküli terméket, melynek részletes jellemzői könnyen elérhetőek. Ezek a termékek a Bluecore2 (Cambridge Silicon Radio), a CC2430 (Chipcon of Texas Instruments) és a CX53111 (Conexant). Mivel a 434 MHz-es adóvevőben nincsen vezérlő chip, ezért az adó modul teljes fogyasztását vettük referenciaértéknek. A sugárzási (Tx) és a fogadási (Rx) fogyasztást ábrázoljuk a '15'-s ábra diagramján. Bár az adatok kitüntetett termékekre vonatkoznak, nagyjából képviselik a saját típusukat. '16'-os ábra mutatja be az energiafogyasztás diagramot mW-ban.

Nilvánvalóan, a Bluetooth és a ZigBee protokollok valamint az adóvevő modul kevesebbet fogyaszt, mint a WiFi. Az adatátviteli sebesség összehasonlításának a táblázata a 3. táblázatban látható. Az adatátviteli sebességgel történő normalizálás esetén, a 434 MHz-es adóvevő és a WiFi fogyasztása hatékonyabb. Összességében a Bluetooth és a ZigBee alacsony átviteli sebesség és korlátozott akkumulátor élettartamú alkalmazásokra alkalmas. Ilyen például a mobiltelefon és elemmel működtetett érzékelő hálózat. Ez az alacsony fogyasztás hosszú élettartamhoz vezet. Ugyanakkor magas adatátviteli sebesség megvalósításához (mint audio és videó felügyeleti rendszerekhez), a Wi-Fi hasznosabb megoldás az alacsony normalizált energiafogyasztás miatt. A 434 MHz-es adóvevő rendszer adatátviteli sebessége csak egy elméleti becslés, ezért a normalizált adatátviteli energiaköltség nem tekinthető pontos adatnak. Mégis érdekes, hogy az elméleti érték tizedének megvalósítása esetén (200 kbps) is jobb eredményeket kapnánk a másik két alacsony fogyasztású chiphöz képest.

Rendszer	Bluetooth	434 MHz-es adóvevő	ZigBee/MiWi	Wi-Fi
Chip	BlueCore2	-	CC2430	CX53111
VDD (V)	1.8	3	3.0	3.3
TX (mA)	57	5,5	24.7	219
RX (mA)	47	5	27	215
Adatátviteli seb. Mb/s	2.1	~2	0.25	54

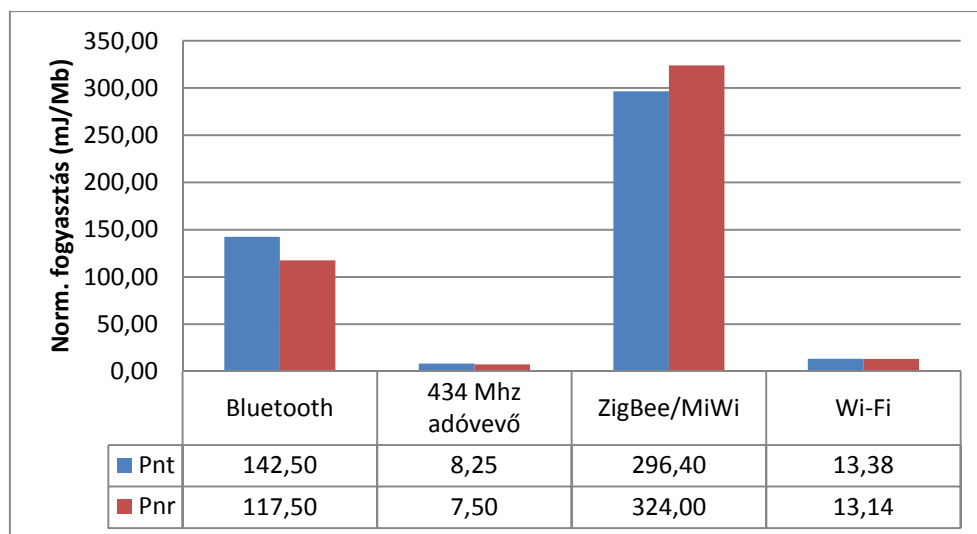
3. táblázat: Fogasztási paraméterek



14. ábra: Energia fogyasztás összehasonlítása egyes protokollokhoz

$$Pt = Tx \times VDD \quad (5.3)$$

$$Pr = Rx \times VDD \quad (5.4)$$



15. ábra: Normalizált energiafogyasztás egyes protokollokhoz

$$P_{nt} = \frac{T_x \times VDD}{\text{Bit rate}} \quad (5.5).$$

$$P_{nr} = \frac{R_x \times VDD}{\text{Bit rate}} \quad (5.6)$$

A képletek a sugárzási (P_t), és az adatfogadási (P_r) energia fogyasztását, valamint a Normalizált sugárzási (P_{nt}) és fogadási (P_{nr}) energia fogyasztásának képletét adják meg.

Az értékek ismeretében levonhatjuk a következtetést, hogy egy elemről működő berendezésnél az egyedi építésű 434 MHz-e adóvevő rendszer a legoptimálisabb. A szabványos rendszerek közül a normalizált fogyasztás és a teljes fogyasztás összevetéséből kiderül, hogy egy Bluetooth alapú rendszert is érdemes megfontolni.

4.5.2 A jelátviteli rendszerek egyéb jellemzőinek táblázatos összehasonlítása

Rendszer	Wi-Fi	ZigBee / MiWi	Bluetooth (C-1)	433 MHz adó/vevő
IEEE szabvány	IEEE 802.11a/b/g	IEEE 802.15.4	IEEE 802.15.1	nem szabványos
Frekvencia sáv	2,4 GHz; 5 GHz	868/915 MHz; 2,4 MHz	2,4 GHz	434 MHz
Max. átviteli seb.	54 Mb/s	250 kb/s	3 Mb/s	2-54Mb/s
Névleges hatótáv	100 m	10-100 m	100 m	>100 m
Moduláció típusa	BPSK, QPSK, COFDM, M-QAM, CCK	BPSK, ASK, O-QPSK	GFSK	PWM, OOK
Terjedés	QFDM, DSSS	DSSS	FHSS	AM
Hálózati cella	BSS	Piconet	Piconet	nincs
Max. eszköz egy hálózatban (db.)	2007	>65000	8	2
Fogyasztás (mW)	722,2	81	100	16,5
Norm. fogy. (mJ/Mb)	13,38	324	142	8,25

Rövidítések: ASK (amplitude shift keying), GFSK (Gaussian frequency SK), BPSK/QPSK (binary/quadrature phase SK), O-QPSK (offset-QPSK), OFDM (orthogonal frequency division multiplexing), COFDM (coded OFDM), MB-OFDM (multiband OFDM), M-QAM (M-ary quadrature amplitude modulation), CCK (complementary code keying), FHSS/DSSS (frequency hopping/direct sequence spread spectrum), BSS/ESS (basic/extended service set) OOK (On-off keying)

4. táblázat: A vezeték nélküli rendszerek összehasonlítása

4.5.3 Kiválasztás elve

A kiválasztásnál jelenleg elsődleges szempont volt a gyors, egyszerű megvalósítás lehetősége. Másodlagos szempont volt az energiafogyasztás. Fontos paraméterként szerepelt, hogy az eszköz analóg része által előkészített jelet maradéktalanul továbbítsa. A megvalósított rendszernek bővíthetőnek kell lennie, azaz további EKG csatornák továbbítását a vezeték nélküli modul jelentős módosítása nélkül is meg lehessen oldani. Ez a két szempont egyértelműen az adatátviteli sebességen múlik.

Lényeges szerepe volt az adatátvitel biztonságának is, ami egy orvosi alkalmazásnál nem a titkosítást, hanem sokkal inkább az adatfolyam folytonosságának biztosítását jelenti.

4.5.4 Következtetés

A gyors és egyszerű megvalósítás egyértelműen a szabványos protokollokkal lehetséges. Ezekkel kapcsolatban mindig több információ és tapasztalat áll rendelkezésre. Nem elhanyagolható

előny, hogy a mai hordozható számítógépekben bizonyos típusok eleve integrálva vannak. Egy új típusú adóvevő modul kifejlesztése összetettebb feladat.

A bővítést is lehetővé tevő adatátviteli sebesség követelményének egyedül a ZigBee alapú rendszer nem felel meg.

Az adatátviteli biztonságot sok tényező befolyásolja. A moduláció, a vevő oldali jel-zaj viszony, az interferenciák kiküszöbölésére alkalmazott megoldások mind hatással vannak erre a paraméterre. Fontos megjegyezni, hogy sokszor az adatátviteli sebesség rovására lehet csak növelni ezt a biztonsági paramétert. A többféle paraméter egyszerre történő értékelése talán a legnehezebb feladat. Abban biztosak lehetünk, hogy az összetettebb protokollal rendelkező Bluetooth és Wi-Fi alapú rendszerek megfelelőek lesznek. A ZigBee modulok gyenge adásteljesítménye nem előnyös, de a modulációs eljárásai megfelelőek. Ennek ellentéte a saját fejlesztésű adóvevő, ami nagyon jó vevő antennából kivehető teljesítménnyel rendelkezik, de az alkalmazható modulációs eljárások kevésbé előnyösek.

Mindezeket egybevetve a Bluetooth alkalmazása mellett döntöttünk.

Bár a saját fejlesztésű rádiós rendszerben komoly lehetőségek vannak, annak várható fejlesztési ideje miatt nem alkalmazzuk. A WiFi fogyasztási szintje alkalmatlanná teszi a feladatra. A ZigBee a jellemzői alapján inkább a 12-csatornás EKG testfelszíni szenzorjaihoz lehetne alkalmazni, ahol a több párhuzamos csatornának nincsen értelme, viszont a moduloknak relatív alacsonyabb az ára, így többet is alkalmazhatnánk.

5 Az alkalmazott zajszűrés és erősítés

5.1 Műszererősítő

5.1.1 Jellemzők

Mint ahogy a 3. fejezetben megírtuk, az EKG elvezetések közül egy 1-10 mV nagyságrendű jelpárt kapunk. A jelek a földpotenciálhoz képest negatív és pozitív előjelűek is lehetnek, így olyan erősítést kell alkalmaznunk, amely a negatív potenciálokat is képes erősíteni. A jel maradéktalan átviteléhez a legelőnyösebb műszererősítőt alkalmazni.

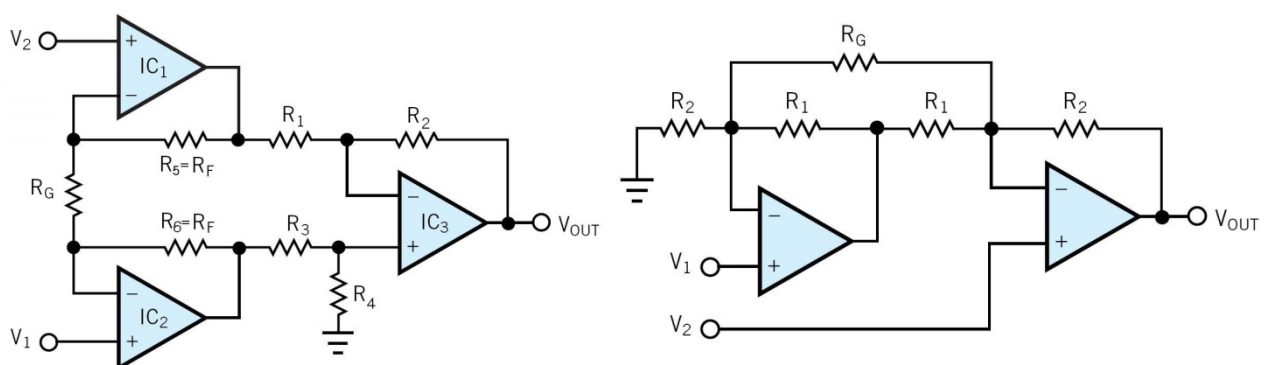
A műszererősítő áramkör legfontosabb jellemzője a közös módusú elnyomás aránya (Common Mode Rejection Ratio, CMRR). Egy műszererősítő CMRR-ja a bemeneteken mért közös módusú feszültség és a kimenő feszültség arányát mutatja meg a kör erősítésének függvényében. Definíció szerint:

$$CMRR[dB] = 20 \cdot \log \left(\frac{\text{erősítés} \cdot V_{KM}}{V_{KI}} \right) \text{ Innen } V_{KI} = \frac{\text{erősítés} \cdot V_{KM}}{\lg^{-1} \left(\frac{CMRR}{20} \right)} \quad (6.1)$$

ahol *erősítés* a műszererősítő bemeneteinek erősítését, V_{KM} a bemeneten jelentkező közös módusú feszültséget, V_{KI} pedig a bemenetek közös módusú feszültségéből a kimeneten megjelenő feszültség érték. A műszererősítő természetesen alkalmas a jel erősítésére is, bár ez nem minden esetben szükséges. A megvalósítható erősítés az erősítő felépítésén is múlik.

5.1.2 Felépítés

Többféle felépítés létezik. A két műveleti erősítő konfigurációval magasabb közös módusú elnyomást (CMR) lehet elérni, különösen az alacsony feszültségű, egy tápvezetékes alkalmazásokban. Ilyen rendszereknek eleve alacsonyabb a költsége és kisebb az áram főlvétele. Hátránya, hogy a frekvencia növekedésével – már 10 Hz-nél – a közös módusú elnyomás értéke hirtelen csökken. Ezért mi csak a számunkra lényeges 3 műveleti erősítő típust fogjuk továbbiakban vizsgálni. Ennél a típusnál a CMR értéke 100 Hz-ig nagyjából állandó. Bár ebből a 3 műveleti erősítő műszererősítőből is több verzió létezik, a 16. ábrán látható áramkör a legáltalánosabb típusa.



16. ábra: A 3- és 2 műveleti erősítő műszererősítők vázlatos felépítése [Man02]

Az 16. ábrán látható 3 műveleti erősítő műszererősítő átviteli függvénye az alábbi:

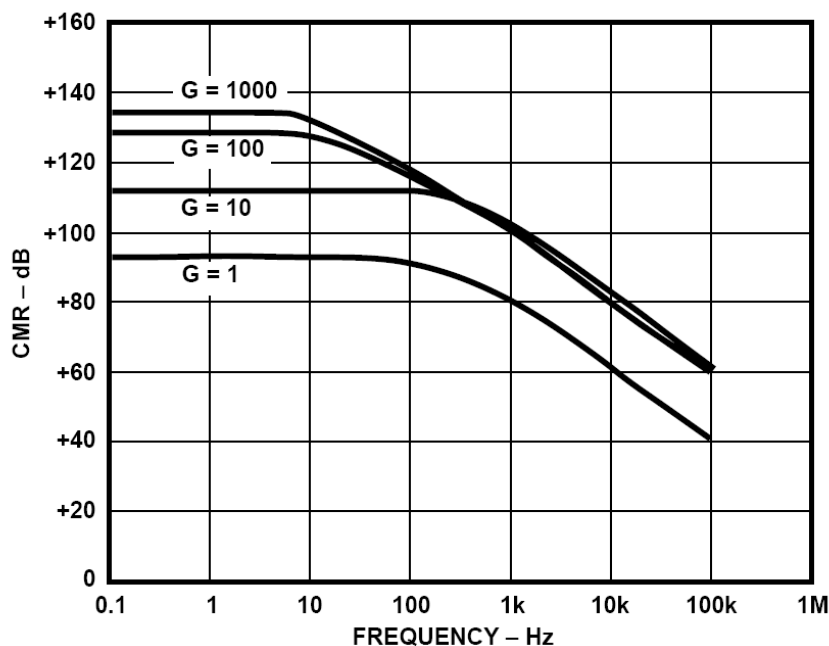
$$\frac{V_{ki}}{V_1 - V_2} = 1 + \frac{2 \cdot R_F}{R_G} = \text{erősítés} \quad (6.2)$$

R_G ellenállással lehet az áramkör erősítését beállítani. Ha R_G ellenállás helyén az áramkört megszakítjuk, az erősítés az átviteli függvényből is láthatóan 1 lesz. Állandó áram esetén a közös modulusú elnyomás arányát (CMRR) az alábbiak szerint számítjuk:

$$CMRR = 20 \cdot \lg \left(\frac{\text{erősítés}}{\frac{R_2+R_1}{R_1} \cdot \frac{R_4}{R_3+R_4} \cdot \frac{R_2}{R_1}} \right) \quad [\text{Nas98}] \quad (6.3)$$

A megfelelő ellenállásokat a 16. ábra alapján behelyettesítve belátható, hogy a maximális CMR arányt (CMRR) egyező ellenállásokkal érhetjük el. Természetesen $R_1 = R_3$ és $R_2 = R_4$ esetén is megvalósíthatjuk a maximális CMRR-t.

Mivel 4-500 Hz-nél fogjuk korlátozni az átvitt frekvenciasávot, ezért érdemes az erősítés értékét úgy választani, hogy a CMR letörési frekvenciája minél magasabban legyen. Az 17. ábrán is látszik, hogy a magasabb erősítési értékek mindig jobb karakterisztikához vezetnek.



17. ábra: AD620 műszererősítő közös modulusú elnyomásának frekvencia függése [Ana01]

A műszererősítő megvalósítása lehetséges diszkrét elemekkel is, azonban az előbbi egyenletekből is látható, hogy ezeket nagyon pontosan kell válogatnunk. Ezért mi egy kereskedelmi forgalomban kapható műszererősítőt építettünk be.

5.1.3 AD620

A kereskedelmi forgalomban kapható műszererősítők előnye, hogy alacsonyabb fogyasztás mellett alacsonyabb átalakítási hibával dolgoznak. A maximális fogyasztás az AD620 műszererősítő esetén 1,3 mA. Az EKG feldolgozó áramkörünkben beállított erősítés értéke $R_G=330 \Omega$ ellenállásra az alábbi egyenlet alapján számítható:

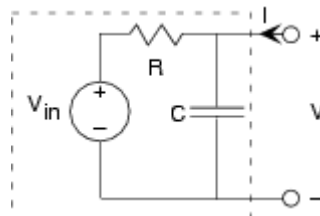
$$G_{IA} = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \Rightarrow G_{IA} \cong 150,7 \quad (6.4)$$

A CMR értéke a számunkra releváns frekvencia sávban 110 és 130 dB között található.

5.2 Szűrők

5.2.1 Elmélet

Az elsőrendű szűrők elemzésénél az egyszerű RC-kör modelljét alkalmazzuk.



18. ábra: az RC kör modellje

A hálózat potenciálja a műveleti erősítő negatív bemenetére megválasztva az ábra alapján felírható:

$$v_R + v_C - v = 0 \text{ avagy } v = v_R + v_C \quad (6.5)$$

A komplex alakra átalakítva:

$$v_R + v_C - v = iR + i(-jX_C) = i\left(R - j\frac{1}{\omega C}\right) \quad (6.6)$$

Innen

$$v_R = iR = \frac{v}{R - j\frac{1}{\omega C}} R = v \frac{R}{R - j\frac{1}{\omega C}} = v \frac{1}{1 - j\frac{1}{\omega CR}} \quad (6.7)$$

Így az adott feszültség bemenetre felírható egyenlet:

$$\frac{v_R}{v} = \frac{1}{1 - j\frac{1}{\omega CR}} \quad (6.8)$$

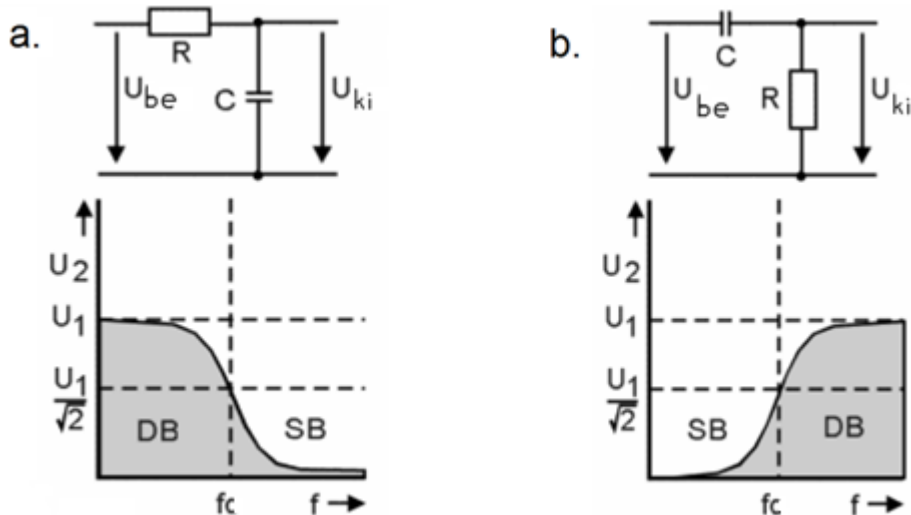
Ugyanígy a kapacitív tagra végigszámolva

$$v_C = i(-jX_C) = \frac{v}{R - j\frac{1}{\omega C}} \left(-j\frac{1}{\omega C}\right) = v \frac{-j\frac{1}{\omega C}}{R - j\frac{1}{\omega C}} = v \frac{1}{1 + j\omega CR} \quad (6.9)$$

A bemeneti és kimeneti feszültség hányadosa, tehát az erősítés erre a tagra

$$\frac{v_C}{v} = \frac{1}{1 + j\omega CR} \quad (6.10)$$

A megfelelő egyenletekbe behelyettesítve $\omega = 0$ esetén az adott áramkör alacsony frekvenciákra, míg $\omega = \infty$ esetén pedig a magas frekvenciákra adott választ kaphatjuk meg. Ezek alapján, a kondenzátoron mérhető feszültséget kimenetként választva egy alul áteresztő-(19/a. ábra), az ellenálláson jelentkező feszültséget választva pedig egy felül áteresztő szűrőt (19/b.) lehet megvalósítani.



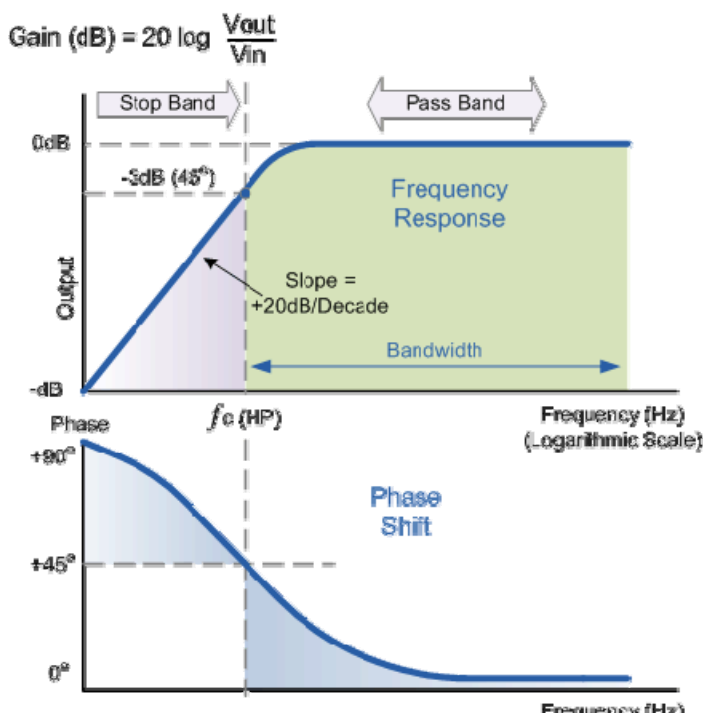
19. ábra: Egyszerű alul és felül áteresztő szűrők modellje

Az áteresztő sáv határánál az erősítés mind a valós, mind a képzetes tartományban egységnyi. Mindkét átviteli egyenlet alapján igaz a $\omega CR = 1$ ahonnan a vágási körfrekvencia és vágási frekvencia:

$$\omega = \omega_c = \frac{1}{CR} \text{ illetve } f = f_c = \frac{1}{2\pi CR} \quad (6.11)$$

$$\text{fázisszög: } \phi = \tan^{-1} \frac{1}{2\pi f RC} \quad (6.12)$$

5.2.2 Bode diagram



20. ábra: Bode diagram

A Bode diagram jól mutatja az RC áramkör Amplitúdó – és fáziskarakterisztikáit. Ezeket a paramétereket a frekvencia logaritmikus függvényében ábrázoljuk, akkor Bode-diagramot készíthetünk. Az amplitúdó karakterisztikát decibelben kell feltüntetni.

A Bode-diagramról leolvashatjuk az átviteli tényezőt és a fázisszög eltolódását. Itt alacsony frekvenciáknál a jel gyengített vagy csillapított. A kimenet +20dB/dekáddal nő a határpontig, itt újra $R=X_C$ lesz. Ennek a válaszgörbéje a végtelenből a vágási frekvenciáig terjed, ahol a kimenő feszültség $1/\sqrt{2} = 70.7\%$ -a a bemenő jel értékéhez képest, vagy -3dB a bemenő értékhez képest. A

kimenő jel fázisszöge (Φ)=+45°, a bemenő jel a határfrekvenciájánál (f_c).

A felül áteresztő szűrő a vágási frekvencia fölött elméletileg minden frekvenciát át enged.

Gyakorlatilag csak egy bizonyos határig, mely a szűrő paramétereitől függ. Mi két szűrőt használtunk. Egy passzív felül áteresztő szűrőt, mellyel a 0,033 Hz alatti frekvenciatartományt szűrtük meg. Másik egy aktív alul áteresztő szűrő, mellyel a frekvenciasávot 408,1 Hz-nél korlátoztuk.

5.3 Az aktív alul áteresztő szűrő

Az elsőrendű aktív szűrők esetében két paraméter lényeges a mi szempontunkból. Az első az erősítés, de ami még fontosabb, az aktív szűrő vágási frekvenciája. Ezek megállapításához alkalmazzuk a passzív szűrőnél leírtakat. Mivel alul áteresztő szűrővel foglalkozunk a kapacitív egyenletet (6.9) alkalmazzuk a $j\omega$ helyén az s Laplace operátorral.

$$\frac{v_C}{v} = \frac{1}{1+sCR} \quad (6.13)$$

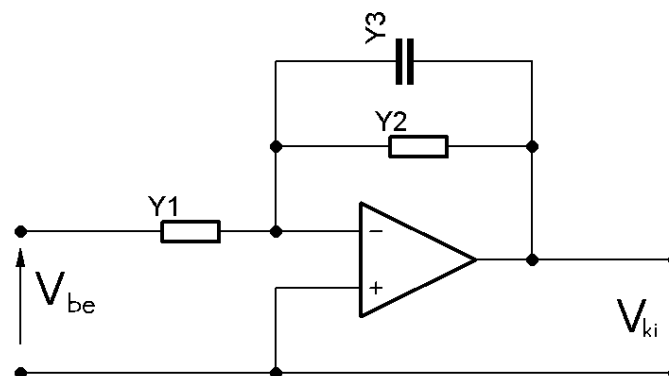
Ahol igaz, hogy

$$\omega_0 = \frac{1}{CR} \leftrightarrow CR = \frac{1}{\omega_0} \quad (6.14)$$

Ezzel

$$\frac{v_C}{v} = \frac{1}{1+s\frac{1}{\omega_0}} \quad (6.15)$$

Az erősítő impedancia hálózata:



21. ábra: Az elsőrendű alul áteresztő szűrő impedancia modellje

Az erősítő impedancia hálózata alapján felírható az alábbi egyenlet a műveleti erősítő invertáló bemenetére.

$$V_{be} \cdot Y_1 + V_{ki}(Y_2 + Y_3) = 0 \quad (6.16)$$

Átalakítva és behelyettesítve a megfelelő elemekhez a $Y_1 = \frac{1}{R_1}$, $Y_2 = \frac{1}{R_2}$, $Y_3 = sC$ (6.17) egyenleteket

$$V_{ki} \left(\frac{1}{R_2} + sC \right) = -V_{be} \cdot \frac{1}{R_1} \quad (6.18)$$

A bemenő és a kimenő feszültség arányában

$$\frac{V_{ki}}{V_{be}} = - \frac{\frac{1}{R_1}}{\frac{1}{R_2} + sC} = \frac{\frac{R_2}{R_1}}{1 + sCR_2} \quad (6.19)$$

Ha a passzív szűrő modelljét A_0 arányos erősítéssel vesszük figyelembe, akkor

$$\frac{V_{ki}}{V_{be}} = \frac{v_C}{v} = \frac{A_0}{1 + s \frac{1}{\omega_0}} \quad (6.20)$$

Innen megkaphatjuk az általunk tervezett szűrő erősítését és a vágási frekvenciáját:

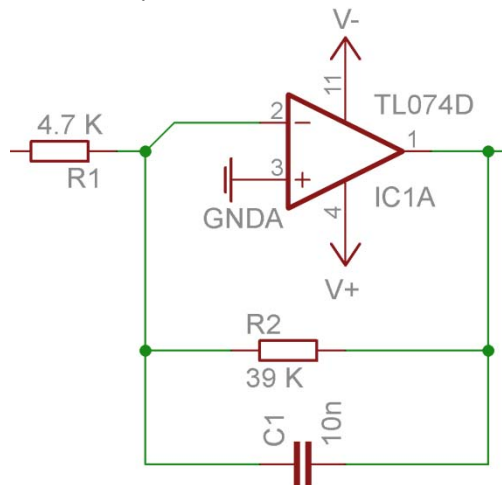
$$A_0 = -\frac{R_2}{R_1}, \omega_0 = \frac{1}{CR_2} \rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi CR_2} \quad (6.21)$$

Ebből a mi esetünkben:

$$f_c = \frac{1}{2\pi CR_2} = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \cdot 10^{-9} \cdot 39 \cdot 10^3} = 408.1 \text{ Hz} \quad (6.22)$$

$$G_{LPF} = A_0 = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{39 \cdot 10^3}{4.7 \cdot 10^3} \cong -8,3 \quad (6.23)$$

A 22. képen a mi összeállításunkban szereplő aktív alul áteresztő szűrő látható.

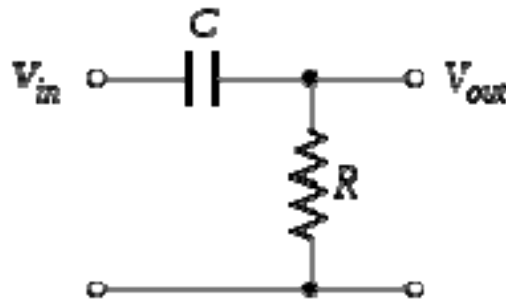


22. ábra: A megtervezett alul áteresztő szűrő

5.4 Passzív felül áteresztő

A felül áteresztő szűrő csak a vágási frekvenciánál nagyobb frekvenciákat engedi át.

A felül áteresztő szűrő áramköre



23. ábra: Felül áteresztő szűrő áramköre

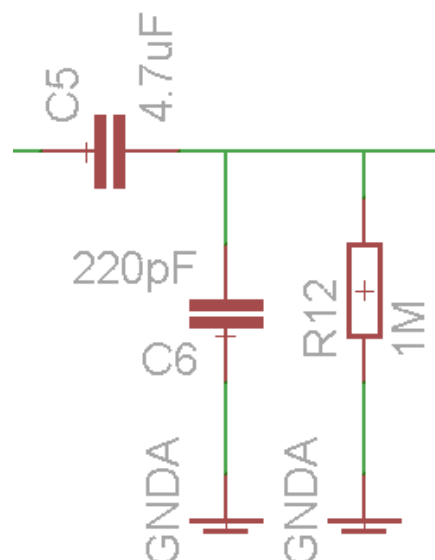
A legegyszerűbb felül áteresztő szűrő egy kondenzátorból és egy ellenállásból áll. Ebben az áramkörben, a kondenzátor reaktanciája nagyon magas az alacsony frekvenciáknál ($X_c = 1/(2\pi fC)$), tehát a kondenzátor nagy ellenállásként viselkedik, és meggátolja a jelek haladását a vágási frekvenciáig. A határfrekvencia felett, a kondenzátor reaktanciája megfelelően csökken ahhoz, hogy egy rövidzárlat jöjjön létre, mely az összes bejövő jel rögtön a kimenethez kerüljön.

Példa a mi esetünkre:

Mi 0,033 Hz alatti frekvenciatartományt szűrtük meg. Ehhez egy 4,7 mikro Farados kondenzátort és egy 1Mohm-os ellenállást használtunk. Felhasználva a (6.11) képletet:

$$f_c = \frac{1}{2\pi C_5 R_{12}} = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot 10^6 \cdot 4.7 \cdot 10^{-6})} = 0,0339 \text{ Hz (6.24)}$$

A 24. ábrán ez a felül áteresztő szűrő szerepel, mely a teljes összeállításban is látható.



24. ábra: felül áteresztő szűrő a mi összeállításunkban

Passzív felül áteresztő szűrő összefoglalása

A felül áteresztő szűrő nem ad kimenő jelet 0Hz-től az előre meghatározott határ frekvenciáig (f_c). Az alsó határfrekvencia pont 70.7%-a vagy -3dB a hasznos feszültségnek, aminek át kell mennie. A vágási frekvencia a $f_c = 1/(2\pi RC) \approx 0,034$ Hz (6.25). A fázisszög eltolódás szög a kimeneti jelnek a f_c -ben $+45^\circ$.

5.5 Analóg elemekkel megvalósított szűrés és erősítés

Az analóg jelfeldolgozó elemek kimenetén a (6.23) és (6.24) egyenletek alapján egy 0,34 Hz-től nagyjából 408 Hz-ig tartó sáv jelenik meg. A teljes erősítés a műszererősítőn (6.4) és az aktív szűrőn (6.23) kapott erősítések szorzata:

$$G_T = G_{IA} \cdot G_{LPF} \approx -1250,5 \quad (6.26)$$

A negatív előjelet a jelszint emelő erősítő a jelformálás későbbi szakaszában invertálja.

5.6 Sávszűrés (50Hz)

A sáváteresztő szűrő egy olyan szűrő, mely a nem megengedett sávon kívül minden frekvenciát átenged. A sávszűrő úgy működik, hogy egy tetszőlegesen kiválasztott frekvenciatartományban, és annak szűk környezetében kis csillapítás, ezen a sávon kívül nagy csillapítást tanúsítson. Mi a saját munkánkhoz digitális sávszűrőt fogunk használni.

A digitális szűrő lényegében egy olyan hálózat, amely a bemenőjel hullámalakját, frekvencia- és/vagy fázismenetét az adott feladatnak megfelelő módon megváltoztatja. A digitális szűrő egy elsőrendű vagy másodrendű diszkrét hálózat átviteli függvényét a megfelelő algoritmus segítségével egy adott hardver eszközre írt szoftverrel valósítja meg.

A digitális szűrők előnyei:

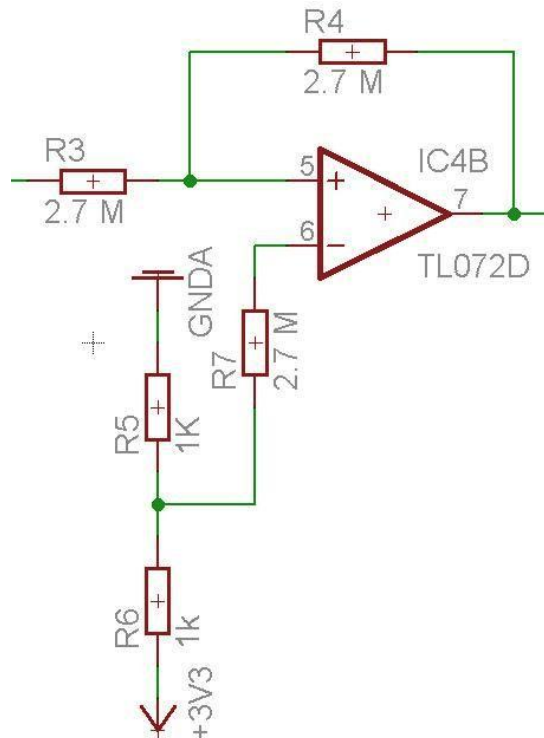
Megvalósíthatók vele olyan átviteli karakterisztikák, melyek létrehozása hagyományos analóg eszközökkel nem lehetséges (pl. tökéletesen lineáris fázismenet). Nincs szükség a rendszeres után hangolásukra, mivel nem érzékenyek a környezeti változásokra. A bemenő- és/vagy a kimenőjel pillanatnyi állapotához az átviteli karakterisztika a szoftverből hozzáigazítható, vagyis adaptív szűrési algoritmusok is megvalósíthatók. A hardver sokszorozása nélkül lehetőség van ugyanazzal a szűrővel több bemenőjelet is szűrni. A szűrt és a szűretlen jelet el tudjuk menteni, mely további használatra felhasználható. Sokkal nagyobb pontosság érhető el analóg szűrőknél. Kizárólag az alkalmazott szóhossz korlátozza a pontosságot. Így lehetséges olyan csillapításokat elérni a záró sávban, amelyre az aktív szűrők nem képesek. Amennyiben egyforma hardverrel és szoftverrel valósítjuk meg a digitális szűrők egyes példányait tökéletesen azonos paramétereket kapunk. A digitális szűrők használhatók kifejezetten alacsony frekvencián is, ahol az analóg szűrők használata - igen nagy induktivitások miatt - már nehézségekkel járna.

A digitális szűrők használata is járhat hátránnyal. A sebességhatár, a véges szóhosszból adódó problémák és a tervezési idő egyaránt problémát jelenthet. [Eki11]

6 Alkalmazott jelátvitel

6.1 Jelszint emelő invertáló erősítő

Ennek az erősítő áramkörnek kettős szerepe van. Először is az invertáló jellege miatt alkalmas a szintén invertáló jellegű alul áteresztő szűrő által képzett jelek visszafordítására. Másrészt elvégzi a digitalizáláshoz szükséges jelszint emelést. Az analóg jel maximális értékét az A/D átalakító paraméterei adják meg. Az alsó korlát 0 Volt, a felső a tápfeszültség függvénye, jelenleg 5 Volt. Ideális esetben egy mindig automatikusan nulla pontra beálló áramkört kellene alkalmaznunk. Mi most csak az egyszerűbb, 25. ábrán látható erősítő elrendezést építettük meg.



25. ábra: Alkalmazott jelszint emelő és fordító erősítő

A műveleti erősítő pozitív bemenete előtt egy feszültség osztót építettünk be, ami a 3,3 Voltos feszültséget két, 1 k Ω -os ellenálláson osztja meg. Az áramkör többi ellenállását több nagyságrenddel magasabbra választottuk, hogy ne befolyásolják a feszültségosztást. Az erősítést a $G = -\frac{R_4}{R_3}$ (7.1) egyenlet alapján -1-nek választottuk.

6.2 PIC

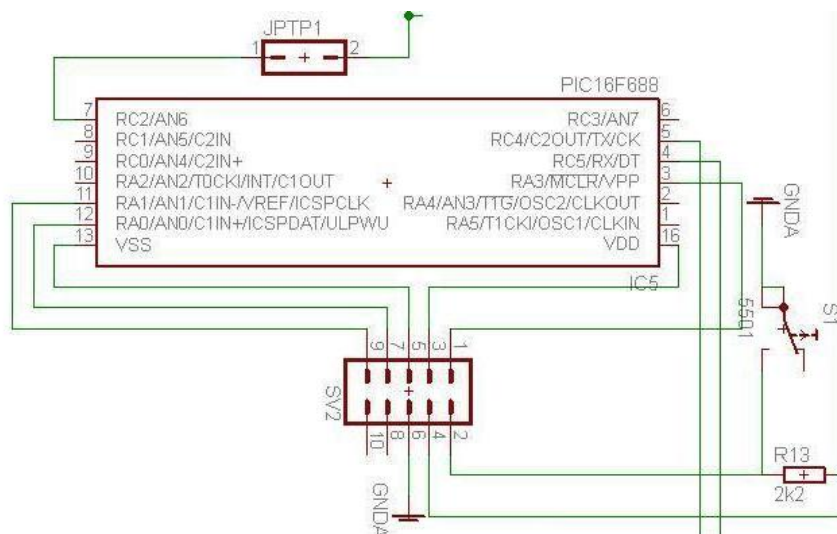
6.2.1 Elméleti háttér

PIC a Harvard architektúrájú mikrokontroller család része, melyet a Microchip Technology gyárt. Elődje a PIC1650, melyet a General Instrument's gyártott. A PIC mikrokontroller mind az ipari fejlesztők körében, mind a hobbi elektronikusok körében népszerű. Ez köszönhető, az alacsony árának, könnyű beszerezhetőségének és az eleve széleskörű nagy felhasználhatóságának. Ingyenes fejlesztői eszközei valamint könnyű programozhatósága a fejlesztésekhez ideális eszközzé teszik.

Tapasztalatok szerint, áramkörü programozáshoz képest is könnyen programozható. Egy választható sebességű beépített oszcillátor található benne. Interfészekből széles választékot találunk, ilyenek például az SPI, USB, USART, A/D, programozható komparátor és az Ethernet. Mi a PIC 16f688-at használjuk. Ez egy flash memóriás, 14 lábú eszköz. Áramkörünkben a/d átalakítóként használjuk. Ebből kapja a Bluetooth modul a jelet.

6.2.2 PIC16f688

A Mikrokontrollert úgy építettük be, hogy a JTP1 jelű jumperrel leválasztható legyen az analóg áramköröktől. Ugyanígy a könnyebb kezelhetőség érdekében a Bluetooth modul felé is egy jumper sorral szakítottuk meg. Az egyik programozható bementre egy mikrokapcsolót kötöttünk, amely funkcióját a PIC programjában definiálhatjuk. Jelenleg a digitalizálás és az adatküldés folyamatát indítja el.



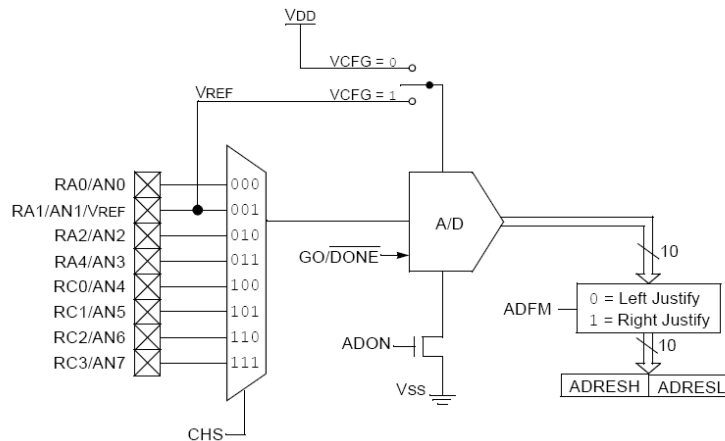
26. ábra: PIC16F688 a saját összeállításunkban

A fokozatos közelítésű Analóg- Digital átalakító modul működése:

Az analóg-digitális átalakító lehetővé teszi az analóg jel átalakítását egy 10-bites bináris ábrázolásba. Az eszköz analóg bemenő jelet használ, mely egyetlen mintajellel alakul. A minta kimenete a konvertáló bemenetéhez van kötve. A konverter sikeres becsléseken keresztül egy 10-bites bináris jelet generál, és az ADC eredmény regiszterébe tárolja az átalakítás eredményét. Az ADC referencia feszültségét vagy a szoftver választja ki vagy a VDD, vagy a külső referencia láb adja meg.

Az ADC az átalakítás követően megszakítást generálhat. Ez a megszakítás az alvó üzemmód visszaállítására is alkalmas.

A kommunikáció a Bluetooth modullal 8 bites soros porton történik. Ezért a PIC az A/D átalakítás után olyan speciális 8 bites adatcsomagokat képez, amelyekből később lehetséges a 10 bites adatcsomagok visszaállítása.



27. ábra: Analóg - Digitális átalakító blokk diagramja

6.3 A kiválasztott Bluetooth modul

6.3.1 Firmware

A Bluegiga WT11-es Bluetooth modul rendelkezik egy saját firmware-rel (beépített szoftver). Ez az iWRAP. Ez teszi lehetővé, hogy hozzáférjünk a Bluetooth funkcióihoz és hogy, egyszerű ASCII parancsokkal konfigurálhassuk a paramétereket. Könnyen hozzáférhetünk a beépített szoftverhez, mivel a HCI (Host Controller Interface) firmware UART-on és USB-n keresztül is elérhető. Amennyiben az alap firmware nem megfelelő tudású, lehetőség van egyedi firmware használatára, illetve annak kifejlesztésére. Ha az adatok a biztosítása szükséges lenne átvitelkor, a WT11-es Bluetooth modul beépített szoftvere egy 128-bites titkosítást tesz lehetővé mindegyik szoftver beállításhoz. Ez magasabb adatbiztonság elérését teszi lehetővé.

6.3.2 Hardver

Ezzel a Bluetooth modullal akár 200 méteres hatótávolság is elérhető lenne. A modul adatátvitelkor a 2.4 GHz ISM sávot használja. Az eszközben integrálva van az antenna vagy az U.FL csatlakozó, mely az adatátvitelt biztosítja. Mint azt a firmware résznél is láthattuk, a vezérlő processzort UART-on és USB-n is vezérelhetjük. A hardvernek egy szabályozott 3.2–3.4 V egyenáramú tápellátásra van szüksége. Mivel ez a modul 3,3 Volton, a mikrokontroller pedig 5 Volton üzemel, a soros port előre csatoló ágába egy feszültség osztót építettünk.

Pár mondat a modul konkrét műszaki adatairól:

Az eszköz fémborítású, mérete 35.3 x 14 x 2.3 mm. Üzemi hőmérséklete -40-tól +85 °C-ig tart. Az adatküldő és az adatfogadó egység egyaránt 170mA áramot fogyaszt. Névleges teljesítménye +15 dBm. Névleges érzékenysége -82 dB.



28. ábra: WT11-A Bluetooth modul

6.3.3 Miért ezt a modult választottuk?

Fontos eldöntenünk, hogy a Bluetooth eszköz vezérlését teljesen az eszközön belül az előre megírt szoftverrel, vagy egy külső processzorral oldjuk meg. Ez utóbbi megoldás költséghatékonyabb. Az eszközhöz előre megírt szoftver alkalmazása egyedi alkalmazások fejlesztésénél egyszerűbb, mert nem szükséges a protokoll könyvtár megírása.

A Bluetooth protokoll nagy adatbiztonságú, mely egy orvosi műszernél elengedhetetlen. Fontos, hogy az adatfolyam a műtét alatt soha se szakadjon meg. Ez a modul nagy hatótávolságban is működik. A modul nagy teljesítményének köszönhetően az adatfolyam nehezen szakad meg. Szintén szempont volt, hogy a tanszéknek van ebben a modulban tapasztalata. Illetve a rendelkezésre álló anyagi eszközökből megvalósítható volt.

6.3.4 PC oldali Bluetooth modul

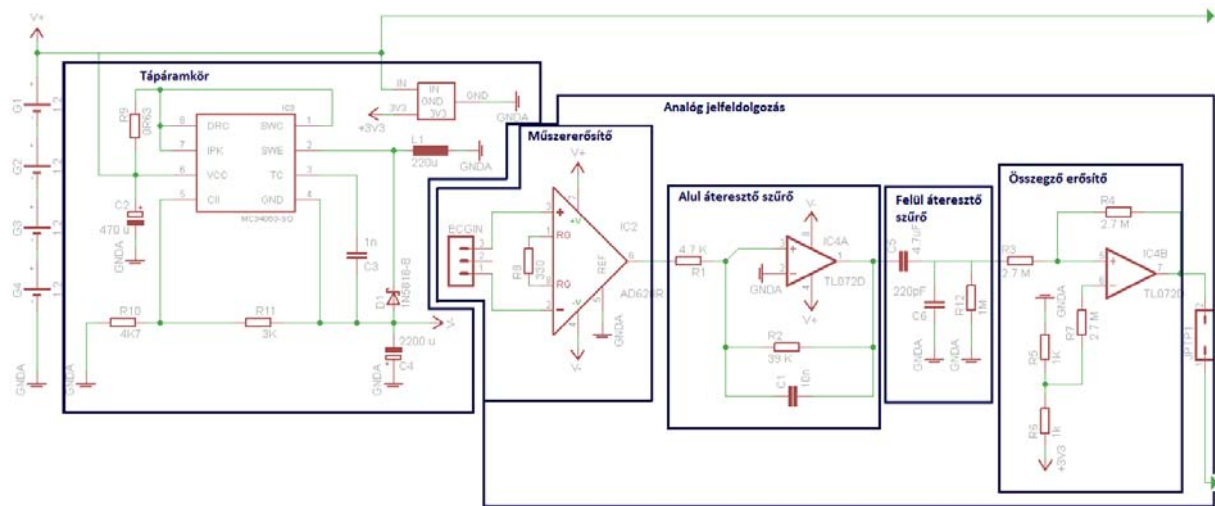
A vételi oldalon egy laptopba integrált Boardcom BCM 2046 Bluetooth chipet használunk. A chip támogatja a 2.1+EDR Bluetooth szabványt. A PC-hez egy USB buszon keresztül csatlakozik. A vételi oldali hardver szabványosnak tekinthető.

7 Áramellátás, tápáramkör

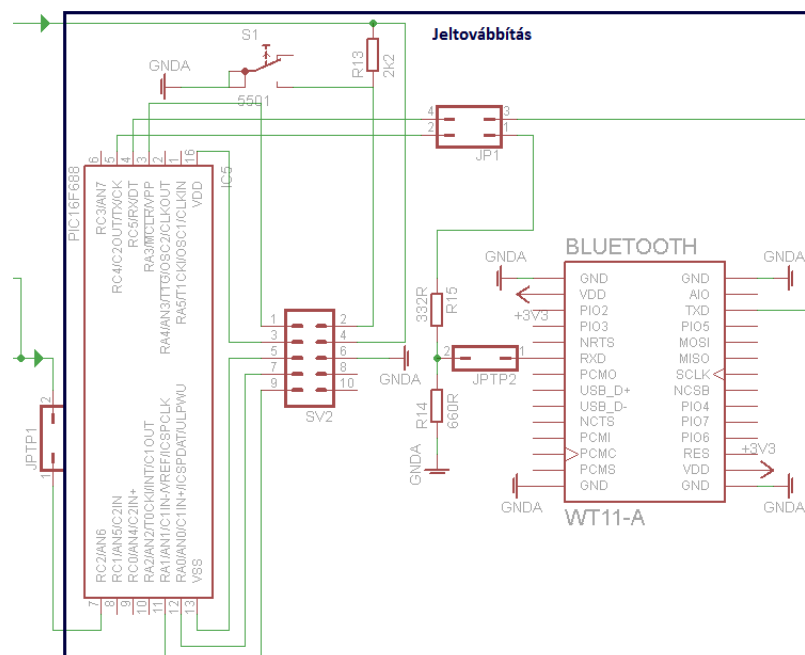
Áramforrásként jelenleg 4 darab ENELOOP akkumulátort alkalmazunk. A berendezés miniatürizálásának ez az egyik legjelentősebb korlátja.

A műszererősítő meghajtásához egy invertáló áramkört építettünk. Szükség volt a Bluetooth modul áramellátásához egy 3,3 Voltos feszültség szabályozóra is.

8 Áramköri terv



29. ábra: A feszültség invertáló és szabályozó tápegység az analog jelfeldolgozó blokkal

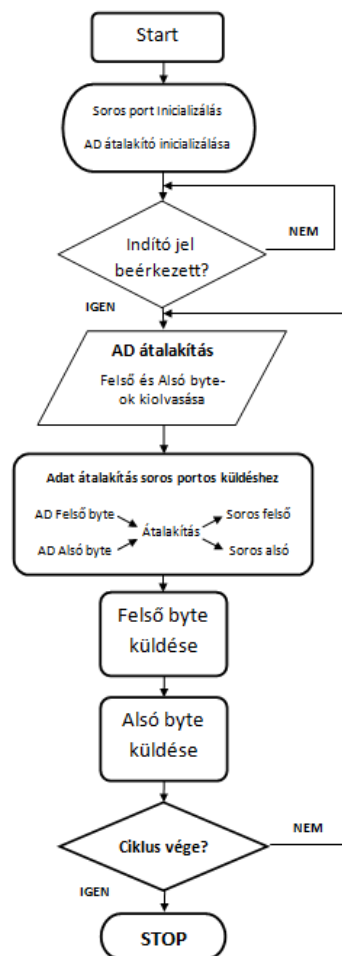


30. ábra: A jeltovábbító blokk a mikrokontrollerrel és a Bluetooth modulal

9 Szoftver

9.1 PIC

A PIC16F688-as mikrokontroller programja a Mikrochip T. I. Ltd. MPLAB IDE 8.76-os verziójában készült. A megvalósított programot az alábbi folyamatábra írja le. Mivel az A/D átalakítás 10 biten megy végbe, a teljes 2x8 bites adatcsomagból további 6 bitet egyéb információk átvitelére használhatunk. A jelenlegi kódolás szerint az alsó és felső bytokat jelöljük egy-egy bittel. A fennmaradó 2-2 bit az EKG csatornák megjelölését teszi lehetővé.



31. ábra: A mikrokontroller vezérlő programjának folyamatábrája

P16F688 mikrokontrollerre megírt program a függelékben található

9.2 Bluetooth modulok

A Bluegiga WT-11-es modult a saját iWrap szoftverével állíthatjuk be. A fejlesztés során a Soros Port Profilt (SPP) 9600 bps értéken üzemeltetjük.

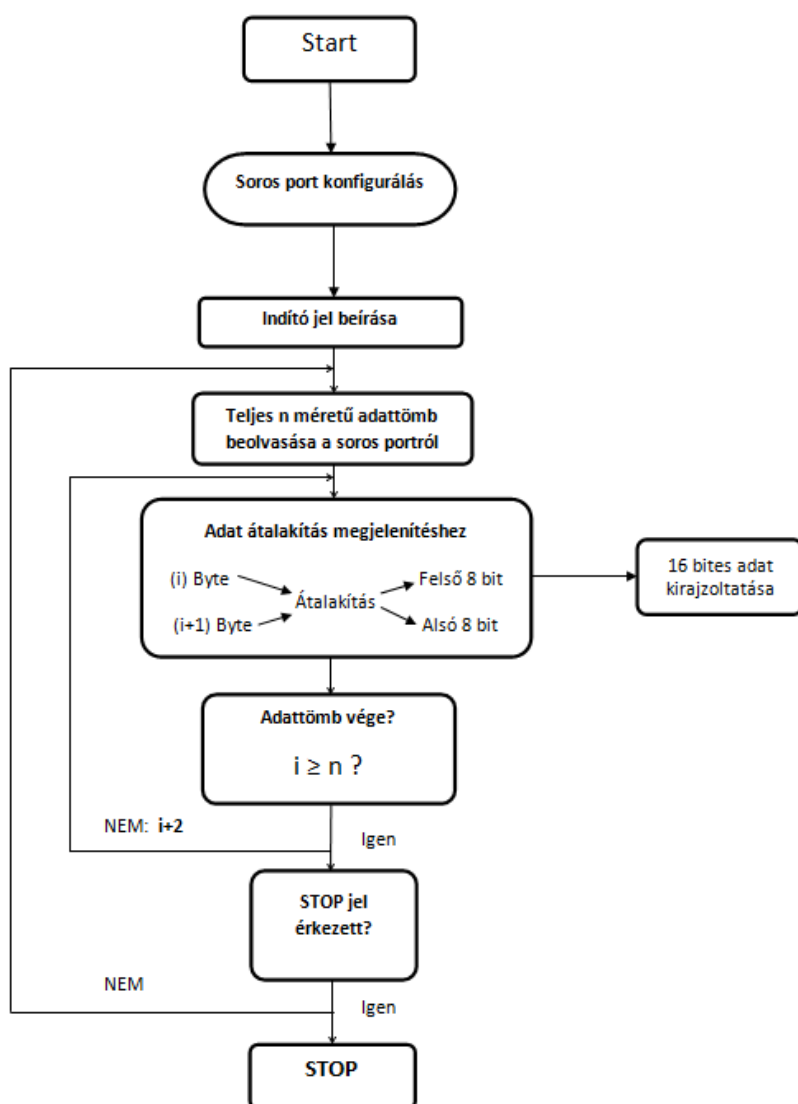
A PC beépített Boardcom chipjét szintén a Microsoft Bluetooth Enumerator meghajtójával. működtetjük. A beállításain nem volt szükséges módosítani.

9.3 Számítógépes adatgyűjtés

A Microsoft Windows XP operációs rendszerben a Standard Serial over Bluetooth link nevű meghajtó program lehetővé teszi egy virtuális soros port létrehozását. Ezt a kapcsolatot bármelyik Windows alatt működő programból szabványos soros portnak látszik. A meghajtó program a kiolvasási hibák kezeléséhez szabályozhatóvá teszi a kiolvasás sebességét. Ez a meghajtó az XP-nél újabb Windows kiadásokba is megtalálható.

9.3.1 LabView

A LabView 2009 grafikus programozási környezetet a National Instruments fejlesztette, többek között mérési, adatgyűjtési feladatokra. Mi a program hallgatói verzióját használjuk. Az alábbi folyamatábra mutatja be a LabView program működését:



32. ábra: A feldolgozó LabView folyamatábrája

10 Költségek

Mivel minden mérnöki munkában fontos, hogy a fejlesztett termék piacképes is legyen, az eszköz fejlesztése folyamán mi is folyamatosan követtük a költségek alakulását. A kapott eredmények tájékoztató pontként szolgálhatnak az esetleges későbbi fejlesztések szempontjából.

A költségekkel kapcsolatosan két egyértelmű tapasztalatról számolhatunk be:

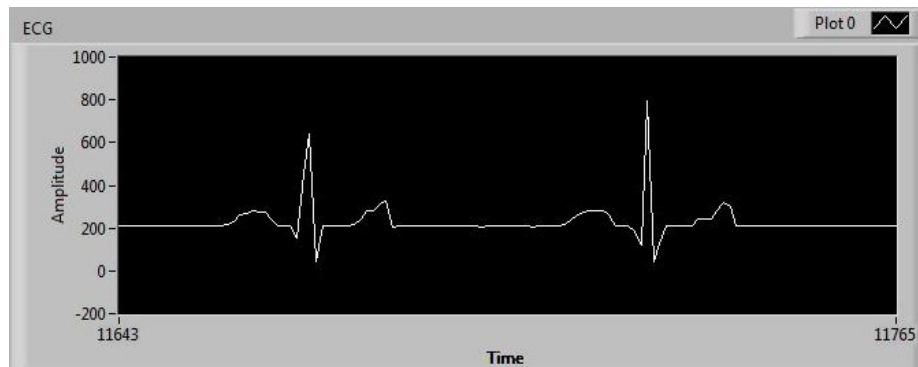
1. A legnagyobb alkatrész-költsége a jeltovábbító modulon belüli kommunikációs egységnek van. Tehát a további fejlesztések során a berendezés anyag költségét ennek a modulnak a kiváltásával lehetne csökkenteni.
2. A jelfeldolgozó modul esetleges további EKG csatornákkal való bővítése nem eszköz oldalon, hanem a munkaórák szempontjából jelentene nagyobb ráfordítást.

A megépített modell bruttó alkatrész költsége a darabjegyzékben található.

11 Eredmények és értékelés

11.1 EKG jelgenerátoros mérés

A berendezésünkre egy tanszéken épített EKG jelgenerátort csatlakoztatva kaptuk az alábbi görbét.



33. ábra: A LabView programmal kirajzoltatott EKG görbe

A jelgenerátor, az U hullám kivételével, az EKG görbe valamennyi jellegzetes hullámát továbbítja az EKG berendezés bemenetére. A hullámok a LabView programban jól azonosíthatóak.

11.2 Kritikus pontok

11.2.1 Fogyasztás

Drótnélküli berendezéseknél elengedhetetlen az alacsony energiafogyasztás. Jelenlegi számításaink szerint a berendezés felvett teljesítménye 639 milli Watt.

A kiválasztásnál valamennyi katalógus érték esetében a biztonság irányában tértünk el, azaz minden alkatrészt maximális fogyasztással vettük figyelembe.

A nagyobb teljesítmény felvételű, egyenáramú feszültség átalakítónál a pontosabb eredmény érdekében lineárisan interpoláltunk.

A WT-11-es Bluetooth modul - 3,3 Volton - jeltovábbítás közben 170 milli Amper áramot vesz fel, amellyel a teljes berendezés fogyasztásának több mint 85 százalékáért felelős.

A maradék fogyasztás az erősítőkön és a tápáramkör egyes elemein oszlik meg. A mikrokontroller fogyasztása gyakorlatilag elhanyagolható.

11.2.2 Adatküldés szinkronizálása

Vezetékes soros portos kommunikáció esetén az órajelek megfelelő szinkronizálásával biztosítható az egyenletes adatátviteli sebesség. Az ellenőrző mérések során tapasztalhattuk, hogy a Bluetooth alapú soros portos kommunikáció esetén a beérkező adatsomagok mérete folyamatosan egy átlagérték körül változik. Ez a jelenség esetenként adatvesztéshez vezet. Kiküszöbölése csak megfelelő szinkronizálással lehetséges. Alternatív megoldás lehet a nagyobb kiolvasási sebesség, amelyet azonban korlátoz a PC processzorának teljesítménye.

11.3 Értékelés

A jelenlegi eredmények alapján elmondhatjuk, hogy egy EKG jel vezeték nélküli átvitele megvalósítható.

A berendezés kulcspontja a megfelelően szinkronizált adó és vevőegység, illetve a megfelelő gyorsaságú feldolgozó program. Az aktuálisan beállított 9600pps-es soros portos adatátviteli sebesség elméletileg 600 darab 2x8 bites adat átvitelét tenné lehetővé másodpercenként. A méréseink során 480-490 adatot tudtunk regisztrálni másodpercenként. A megcélzott maximális frekvenciához a soros port átvitel sebességét, a megfelelő hardver elemek beépítésével és szoftveres beállításokkal meg kell emelni.

A berendezés zavartalanul tud elemekről is működni. Az elméletben meghatározott fogyasztási értékeket a méréssel eltöltött üzemórák alapján megalapozottnak találtuk.

A méretkorlátok teljesítése már a jelenlegi konfigurációban is lehetséges lenne a hardver elemek megfelelő elrendezésével. Ez így későbbi fejlesztések során felületszerelt (SMD) kialakításban bizonyosan lehetséges.

Az eredmények ismeretében kimondható, hogy a fejlesztés a céljait elérte. Bizonyította, hogy egy vezeték nélküli EKG berendezés megvalósítása lehetséges.

Ami ennél is fontosabb, hogy a klinikai környezetben is alkalmazható vezeték nélküli EKG berendezés megvalósításához szükséges tapasztalatokat megszereztük, amit felhasználhatunk esetlegesen egy végtermék kifejlesztéséhez.

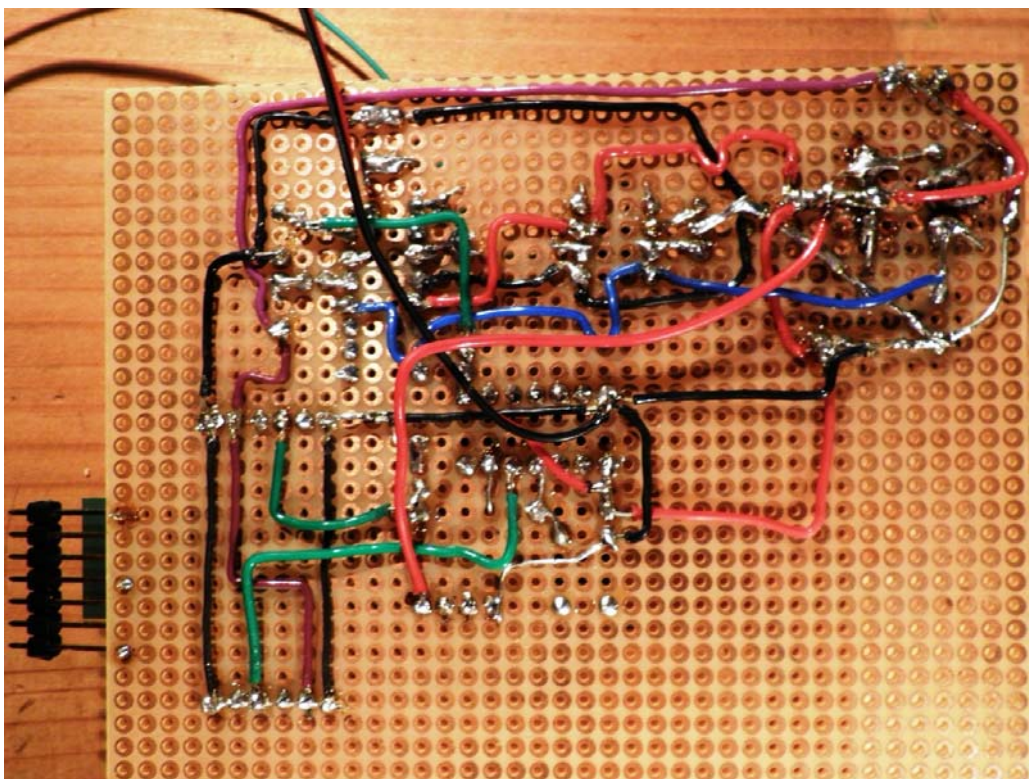
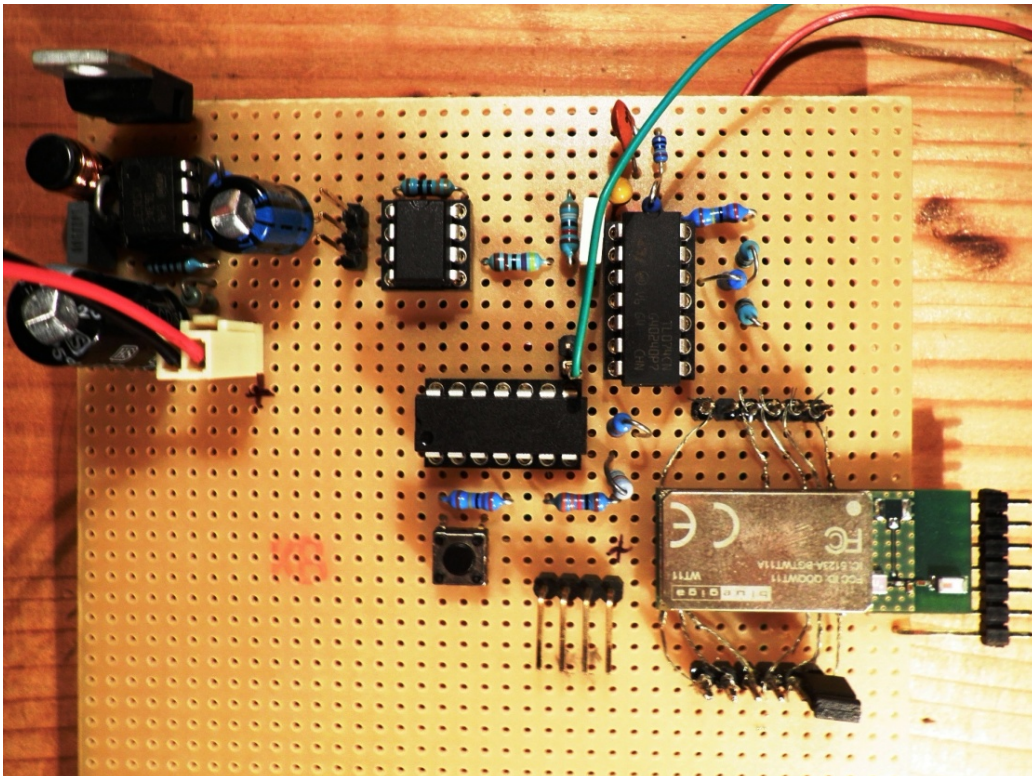
11.4 További fejlesztési lehetőségek

A berendezés fejlesztése közben természetesen a további fejlesztési lehetőségek irányai kirajzolódtak. Ezek felmerülésük sorrendjében az alábbiak lehetnek.

1. A klinikai alkalmazás során a páciens valamennyi eszköz felől áram-, vagy feszültség-impulzussal szemben biztosítani kell. Mivel a szívét milli Voltos nagyságrendű impulzusok vezérlik, bármely zárlatos alkatrész okozta szívbe visszajutó impulzus végzetes lehet. Klinikai környezetben ezért kötelező az elektromos leválasztás beépítése a berendezésbe.
2. Áramköri védelem beépítése defibrillációs impulzusokkal szemben. Így a beavatkozások teljes időtartama alatt lehetséges a mérőeszköz károsodása nélkül az EKG jelek monitorozása. Ennek beépítése a klinikai alkalmazáskor elengedhetetlen.
3. A klinikai alkalmazásban megjelenő terméket már orvosi alkalmazásra engedélyezett alkatrészekből kell megépíteni.
4. A berendezés jelenlegi energia felhasználását jelentősen csökkenteni kell. Enélkül vagy a méret korlátozásokat vagy a garantált üzemóra feltételét nem tudjuk teljesíteni. A megoldást egyértelműen az alacsonyabb teljesítmény felvételű adó modul alkalmazása jelentheti.
5. Az analóg feldolgozást magasabb rendű szűrőkkel és automatikus nullázóval lehet pontosítani.
6. További EKG csatornák megépítése lehetséges az analóg feldolgozó sorok párhuzamos bővítésével. A jelen elrendezésből elérhető adatátviteli sebesség a berendezés kisebb átalakítása után elméletileg 4 EKG csatorna átvitelét engedi meg. Az adatfolyam kódolása szintén maximálisan 4 csatorna elkülönített kezelését teszi lehetővé.
7. A jeltovábbító modul kiváltásával az alkatrész költségeket valószínűleg jelentősen lehetne csökkenteni.
8. Magasabb adatátviteli sebességek alkalmazása a jobb felbontás érdekében.
9. Ennek megfelelően gyorsabb, valószínűleg nem a LabView-rendszerben készített PC programot kell írni.

10. A további fejlesztésekhez elengedhetetlen a műtéti környezet pontosabb ismerete. A 434 MHz-es adóvevő rendszer tervezéséhez nagy segítséget jelenthet egy műtéti zajprofil felvétele.
11. Ha a végleges berendezést egyszer használatosra tervezzük, gondolni kell az újrahasznosításra is.

11.5 A megépített berendezés elő- és hátlapja



12 Darabjegyzék

Ezek az eszköz jelenlegi verziójába beépített alkatrészek és az aktuális áruk a vásárláskor. Az alkatrészeket nagyrészt a HQ Elektronika Kft.-től [Hqe11] szereztük be. A Bluegiga WT11-A-AI Bluetooth® modul és a PIC16F688-I/P mikrokontrollert a Chipcad Elektronikai Disztribúció Kft.-től [Chi11].

Név	Érték/Típus	Mennyiség	Ár (HUF)
8 lábú foglalat	ICG-08P	1	58
Akkumlátor	AA HR-3UTGA 2000 mAh	4	2.650
Bluetooth modul	Bluegiga WT11-A-AI	1	11.375
Csatlakozó alj	CSAT-10021/A	1	7
Csatlakozó betét	CSAT-10000	2	8
Csatlakozó betét	CSAT-10M00	3	84
Csatlakozó ház	CSAT-10021/D	1	5
Csatlakozó ház	CSAT-10031/D	1	14
Csatlakozó ház	CSAT-10M03/D	1	62
DC/DC átalakító	MC34063ACN	1	164
Elemtartó: 4xR6	BAT.H.SN-18	1	134
Ellenállás 0R68	RES 0R68 1W	1	10
Ellenállás 1K	RES 1K 0.6W	2	8
Ellenállás 1M	RES 1M 0.4W	1	7
Ellenállás 2k2	RES 2K2 0.6W	1	4
Ellenállás 2M7	RES 2M7 0.6W	3	15
Ellenállás 330R	RES 330R 0.6W	1	5
Ellenállás 332R	RES 332R 0.25W	1	8
Ellenállás 39k	RES 39K 0.6W	1	5
Ellenállás 4k7	RES 4K7 0.6W	1	4
Feszültség szabályzó 3V3	LF33CV	1	240
Induktivitás 220uH	COILM22/0.5/V6	1	161
Jumper 2.54	STSJ 02P/CB	9	486
Kábel	CABLE MIC 020	1	140
Kondenzátor 10nF	C 10N 250/MKT1	1	20
Kondenzátor 1nF	C 1N 100/MKT	1	17
Kondenzátor 2200uF	2200/10P-105	1	54
Kondenzátor 220pF	CC 220P 100V	1	11
Kondenzátor 4.7uF	TC 4.7/10	1	51
Kondenzátor 470uF	470/16P-105 X1	1	15
Mikrokapcsoló	SW10008-SMD	1	36
Mikrokontroller	PIC16F688-I/P	1	337
Műszererősítő	AD620ANZ	1	1.332
Műveleti erősítő	TL074	1	74
Schottky 1N5818	SB-D SCHOTTKY 30V 1A	1	15
Tüskesor 2.54 12mm	STSF 40 P3/06	1	58
Tüskesor 2.54 6mm	STSF 40P 3/12	1	135

Teljes költség:

17.809

13 Irodalomjegyzék

- [Ana01] http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf, 2011.08.25
- [Bem11] <http://www.bem.fi/book/15/fi/1505.gif>, 2011.08.10
- [Blu11] <http://bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Home.aspx>, 2011. 07.10
- [Bsa11] <http://bsamig.uku.fi/pdf/QRSdet.pdf>, 2011.06.01
- [Chi11] <http://www.chipcad.hu> , 2011.10.23
- [Cre02] D. I. Crecraft, S. Gergely: Analog electronics, Butterworth –Heinemann Oxford, 2002
- [Eee11] http://eee.guc.edu.eg/Announcements/Comparative_Wireless_Standards.pdf, 2011.10.05
- [Ele11] http://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_3.html, 2011.10.15
- [Eki11] <http://eki.sze.hu/ejegyzet/ejegyzet/gyimesi/7.htm>, 2011.08.23
- [Exc11] <http://excellskills.files.wordpress.com/2008/09/mks-final.jpg>, 2011.08.09
- [Her80] Herpy Miklós.: Analog integrated circuits, Akadémiai Kiadó Budapest, 1980
- [How11] <http://howmed.net/wp-content/uploads/2010/09/ecg.bmp>, 2011.10.20
- [Hqe11] <http://www.hqelektronik.hu>, 2011.10.23
- [Man02] Ron Mancini: Don't fall in love with one type of instrumentation amp; Analog Angle, EDN, Reed Business Information. 2002.05.30
- [Max11] <http://www.maxim-ic.com/app-notes/index.mvp/id/4439/CMP/ELK12> , 2011.10.10
- [Mic11] <http://www.microchip.com>, 2011. 07. 10
- [Mic11a] http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=2113¶m=en520414, 2011. 10. 26
- [Mic11b] http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1824&appnote=en520606, 2011. 10. 20
- [Nas98] Eamon Nash: A Practical review of Common Mode and Instrumentation Amplifiers Helmers Publishing, Inc. 1998
- [Pus11] http://www.puskas.hu/r_tanfolyam/szurok.pdf, 2011.08.23
- [Sam11] <http://samedical.blogspot.com/2010/08/normal-electrocardiogram-ecg.html>, 2011.08.09
- [Stu11] http://studio.pataky.hu/edu/14p/tavkozlesi_halozatok/Bluetooth.pdf, 2011.08.18

- [Tus03] Róbert Tuschák .: Szabályozástechnika, Műegyetemi Kiadó Budapest, 2003
- [Web71] John G. Webster: Medical Instrumentation: Application and Design, John Wiley & Sons, New York, 1971.
- [Wif11] http://www.wifi.com/how_why.html, 2011.07.10
- [Zog10] Emna Zoghlami EP Ayari: Implementation Issues for Low Power Online and Wireless ECG SignalProcessing, Forschungsberichte Mikroelektronik; 16.Kaiserslautern 2010

14 Függelék

PIC mikrokontroller program

```
#include <p16F688.inc>

__config ( _FCMEN_OFF & _IESO_OFF & _BOD_OFF & _CPD_OFF & _CP_OFF &
_MCLRE_OFF & _PWRTE_ON & _WDT_OFF & _INTOSCIO )
; portc2/an6: an6 analog input
; mclr: reset/button in
; rc4:tx, rc5:rx

; variables
bank0 udata 0x20
; to delay
delay_w      res    1
d1           res    1
d2           res    1
d3           res    1
ad_h         res    1
ad_l         res    1
s_h          res    1
s_l          res    1
s_w          res    1

; shared data
banks        udata_shr      ; 16 bytes
w_temp       res 1          ; variable used for context saving
status_temp  res 1          ; variable used for context saving

    org 0
    goto start

;    org 4
;    goto interrupt

start:
    banksel OSCCON ; 0x8f
    movlw      b'01101100'
    movwf      OSCCON
    banksel    PORTA ; 0x05 bank 0
    clrf      PORTA
    movlw      0x07 ; comparators off
    movwf      CMCON0
    banksel    ANSEL; 0x91
    movlw      b'01000000'; rc2/an6 analog. others are digital
    movwf      ANSEL

; banksel TRISA ;0x85
    movlw      b'00111111' ; all inputs
    movwf      TRISA
    movlw      b'00111111'; all inputs
    movwf      TRISC
    ; banksel OPTION_REG 0x81
    movlw      b'10001000' ; no pull-ups, prescaler to 1:1, int clock
```

```

        movwf OPTION_REG
        banksel      PORTA; 0
        call  init_serial
        call  init_ad

varunk:
        btfsc PORTA,3 ; button
        goto  varunk

endless_loop:
        call  read_ad
        movfw ADRESH ; bank 0
        movwf ad_h
        banksel      ADRESL ; bank 1
        movfw ADRESL
        banksel      PORTA
        movwf ad_l
        call  ad2serial
        movfw s_h
        call  send_serial
        movfw s_l
        call  send_serial

        goto  endless_loop

; ===== serial routines =====

send_serial: ; w to send
        btfss PIR1,TXIF ; is transmit empty ?
        goto  send_serial
        movwf      TXREG ; send !
        return

read_serial: ; output: w char
        btfss      PIR1,RCIF ; is char arrived ?
        goto  read_serial
        movfw      RCREG ; read it
        return

init_serial:
        ; banksel      TXSTA ; 0x16
        bsf  TXSTA,BRGH ; high speed
        movlw      0x19 ; 25d : 9600 bps, 4 mhz clock
        movwf      SPBRG
        bcf  TXSTA,TX9 ; 8bit
        bcf  TXSTA,SYNC ; async
        ; banksel      RCSTA ; 0x18
        bsf  RCSTA,SPEN ; serial port enable
        bcf  RCSTA,RX9
        bsf  RCSTA,CREN ; enable receiver
        banksel      PIE1; 0x8c
        bcf  PIE1,TXIE ; no interrupt
        bcf  PIE1,RCIE
        banksel      TXSTA; 0x16
        bsf  TXSTA,TXEN ; enable transmit
        return

;close_serial:
;        bcf      TXSTA,TXEN ; all in bank0
;        bcf      RCSTA,CREN
;        bcf      RCSTA,SPEN ; disable port
;        return

```

```

;send_enter:
;          movlw 0x0d ; enter
;          call  send_serial
;          movlw 0x0a
;          goto  send_serial; -> ret

;===== serial end =====

; ===== a/d =====
init_ad: ; channel an1, fosc/8, adfm=1, ad on
;          banksel      ADCON0 ; 0x1f bank 0
;          movlw b'10011001'; 1 0 0 110 0 1:  right justified, vdd,0,
channel an6, no start, ad on
;          movwf ADCON0
;          banksel      ADCON1 ; 0x9f bank 1
;          movlw b'00010000' ; Fosc/8
;          movwf ADCON1
;          banksel      PORTA ; 0
;          return

read_ad:
;          bsf          ADCON0,GO ; start ad
read_ad_ck1:
;          btfsc        ADCON0,GO ; Is conversion done?
;          goto  read_ad_ck1 ;No, test again
;          return      ; data in ADRESH:ADRESL

; ===== a/d end =====
;
; ===== byte magic start =====
ad2serial: ; input : ad_l,ad_h bytes.
;          ; output: s_h,s_l: 1cchhhh, 0cclllll
;          ; working: s_w, cc:channel bits

;          movfw ad_l ; low 5 bits.
;          movwf s_w
;          andlw b'00011111' ; lower 5 bits.
;          movwf s_l ; it was easy.
;          movlw b'11100000'
;          andwf s_w,F ; upper 3 bits to s_w
;          bcf          STATUS,C ; ccf
;          rrf          s_w,F
;          rrf          s_w,F
;          rrf          s_w,F
;          rrf          s_w,F
;          rrf          s_w,F ; bits are now on 2..0
;          movfw ad_h
;          movwf s_h
;          bcf          STATUS,C
;          rlf          s_h,F
;          rlf          s_h,F
;          rlf          s_h,F
;          movfw s_w
;          iorwf s_h,F
;          bsf          s_h,7 ; set high bit.
;          return

; ===== byte magic end =====

end ;

```