



Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Villamosmérnöki és Informatikai Kar

Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék

Mobil felügyeleti rendszer

DIPLOMATERV

Készítette

Ratting Szilárd

Konzulensek

Krébesz Tamás István

Konyha Lajos

2012. december 16.

Tartalomjegyzék

Kivonat	6
Abstract	7
Bevezető	8
1. Technológiai lehetőségek áttekintése	10
1.1 Kültéri pozíció meghatározás.....	10
1.1.1 A GPS rendszer felépítése.....	10
1.1.2 A helymeghatározási módszer.....	11
1.1.3 A helymeghatározás pontossága.....	11
1.1.4 A GPS-sel történő helymeghatározás előnyei.....	13
1.1.5 A GPS-sel történő helymeghatározás hátrányai.....	13
1.2 Mobil-adatátvitel technológiai lehetőségei.....	14
1.2.1 2,5 G (GSM/GPRS).....	14
1.2.2 2,75 G (GSM/EDGE).....	16
1.2.3 3 G (UMTS).....	16
1.2.4 3,5G (HSDPA)	18
1.2.5 Országos lefedettség.....	19
1.3 Mobil-informatikai rendszerek energiaellátása.....	20
1.3.1 Nikkel-kadmium (NiCd) akkumulátor.....	20
1.3.2 Nikkel-metál-hidrid akkumulátor.....	21
1.3.3 Lítium-ion akkumulátor.....	22
1.3.4 Lítium-polimer akkumulátor.....	23
2. Az EKG jel	24
2.1 Az EKG jel keletkezése élettanilag.....	24
2.2 Az EKG észlelésére leggyakrabban alkalmazott elvezetések.....	25
2.3 Az EKG görbe elemzése.....	26
2.4 EKG jel karakterisztikája, zavaróhatások.....	28
3. Rendszer specifikáció	30
3.1 Követelmény specifikáció és logikai rendszerterv.....	30
3.2 Logikai rendszerterv elemzése, a technikai rendszer részletes specifikációja.....	31

3.2.1 Az EKG mérés és a kommunikáció elemzése.....	31
3.2.2 Tápellátás elemzés.....	33
3.2.3 Részletes specifikáció	33
3.2.4 A hordozható nyomkövető technikai rendszerterve.....	36
4. Prototípus tervezés	37
4.1 Technikai rendszerterv elemzése, komponensek kiválasztása.....	37
4.1.1 Mikrokontroller elemzése.....	37
4.1.2 Memória elemzés.....	38
4.1.3 GPRS modul elemzése.....	39
4.1.4 GPS modul elemzés.....	39
4.1.5 EKG mérőáramkör elemzés.....	40
4.1.6 Tápellátás elemzés.....	41
4.2 Részletes tervezés.....	42
4.2.1 Hardver tervezés.....	42
4.2.2 Szoftvertervezés.....	54
5. Áramkör működésének vizsgálata	62
5.1 Az áramkör áramfelvételének vizsgálata.....	62
5.1.1 Mérési elrendezés.....	62
5.1.2 Mérés menete.....	63
5.1.3 Mérési eredmények kiértékelése.....	65
5.2 Analóg szűrő áramkör átvitelének vizsgálata, szinuszos vizsgáló jel esetén.....	65
5.2.1 Mérési elrendezés.....	66
5.2.2 Mérés menete.....	66
5.2.3 Mérési eredmények kiértékelése.....	67
Összegzés	69
Köszönetnyilvánítás	70
Irodalomjegyzék	71
Függelék	72
F.1 Prototípus kapcsolási rajz.....	72
F.1.1 Kapcsolási rajz logikai rajz.....	72
F.1.2 Analóg-mérőerősítő, szűrő áramkör.....	73
F.1.3 Töltő áramkör, tápegység.....	74
F.1.4 GPS.....	75

F.1.5 GPRS.....	76
F.1.6 Mikrokontroller.....	77
F.1.7 SRAM.....	78
F.2 Nyomtatott huzalozású lemez tervei.....	79
F.2.1 Alkatrész oldal.....	79
F.2.2 Szerelési oldal.....	80
F.2.3 Beültetési rajz.....	81
F.3 Alkatrészlista.....	82

HALLGATÓI NYILATKOZAT

Alulírott *Ratting Szilárd*, szigorló hallgató kijelentem, hogy ezt a diplomatervet meg nem engedett segítség nélkül, saját magam készítettem, csak a megadott forrásokat (szakirodalom, eszközök stb.) használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból átvettem, egyértelműen, a forrás megadásával megjelöltem.

Hozzájárulok, hogy a jelen munkám alapadatait (szerző(k), cím, angol és magyar nyelvű tartalmi kivonat, készítés éve, konzulens(ek) neve) a BME VIK nyilvánosan hozzáférhető elektronikus formában, a munka teljes szövegét pedig az egyetem belső hálózatán keresztül (vagy autentikált felhasználók számára) közzétegye. Kijelentem, hogy a benyújtott munka és annak elektronikus verziója megegyezik.

Budapest, 2012. december 16.

Ratting Szilárd

hallgató

Kivonat

Diplomatervem témája egy olyan hordozható eszköz tervezése, valamint elkészítése amely képes egy személy EKG jeleit megmérni, földrajzi pozícióját meghatározni, illetve az Internetre csatlakozva ezen adatokat egy központi szerver felé továbbítani.

A megvalósítandó rendszer két fő egységből épül fel, a helymeghatározást, az EKG jel erősítését, átalakítását, és vezeték nélküli átvitelét ellátó áramkörből, és az adatokat fogadó, feldolgozó és kiértékelő számítógépes egységből. Az én feladatom az áramkör megvalósítására terjedt ki.

Az áramkör az egyes funkciókat ellátó egységeknek megfelelően négy részre bontható. Egy, az EKG jelek mérését, illetve erősítését végző egységre, egy a helymeghatározást végző GPS vevőre, egy az egység és a webszerver közötti hálózati kommunikációt megvalósító GPRS modulra, valamint a teljes rendszer vezérlését végző mikrokontrollerre.

A hasznos EKG jel mellett zajok és zavarok vannak a mért feszültségben. A jelben alacsony szintű a valódi EKG jel (kb 1mV), emellett jelenős nagyságú az elektróda potenciál és az áramkörök offset feszültsége. Az alacsony frekvenciás zavaró hatások mellett nagyobb frekvenciás zajok is jelen vannak a jelben. Ezekről a nem kívánatos zavaró hatásoktól a mért jelet feldolgozás előtt meg kell tisztítani. Ezért mielőtt a mért jelet digitalizálnánk, előtte a azt megfelelően méretezett alul, illetve felüláteresztő szűrőkön megsűrjük majd az áramkör többi egysége számára már feldolgozható szintre erősítjük. A jelnek ilyen szintű előkondicionálását az áramkörben egy külön analóg mérőerősítő-szűrű fokozat végzi.

A felerősített, illetve megsűrjt jelet a Texas Instruments MSP430F2617 mikrokontroller fogadja, ami mintavételezi azt, majd soros protokoll szerint továbbítja az AirPrime Q2687 GPRS adónak. A modul EKG jelek mellett a SUP500F típusú GPS vevő által, szintén soros porton keresztül küldött, műhold adatokat is (helykoordináták, pontos idő, stb.) továbbítja a központ felé.

Munkám során elkészítettem a rendszer külső egységének áramköri terveit, az áramkörben található programozható egységek programjait, illetve áramkör működésével kapcsolatban méréseket végeztem.

Abstract

The objective of my thesis is to design and build a device which is able to measure a person's ECG signal and determine their geographical position. The device is also required to send these data to a server via Internet.

The system consists of two main modules, a circuit which is responsible for the localization of the person, the amplification, transformation and wireless transition of the ECG signal, and a PC module which is responsible for the processing and evaluation of the incoming data.

The circuit can be decomposed into four different parts according to the functions they provide. So the circuit consists of an ECG measurement and amplifier module which is responsible for measuring and amplifying the ECG signal, a GPS receiver to take the signal information, transmitted by the GPS satellites, and use triangulation to calculate the user's exact location, a GPRS module which provides connection between the device and the server, and finally an MCU.

The ECG actual differential ECG signal that appears between the electrodes in any lead configuration is limited to approximately to 1 mV. The measured voltage between the electrodes has significant part of noise, that make the ECG signal processing difficult. These noises have to be removed from the ECG signal any further signal processing. It's a convenient way to get ride of this unnecessary effects that leading the signal thought to high and low pass filter. Because of the limited level of the signal it is also required to gain ECG at least as high as can be process for the other component of the circuit. For these purposes an analog fronted filter can be found on the device that responsible to conditional the ECG signal properly before it will be proceed further by the MCU.

This amplified and filtered signal is sampled by the Texas Instruments MSP430F2617 MCU. The MCU sends this signal to the AirPrime Q2687 GPRS module using a serial protocol. The GPRS module transmits not only these signals to the server but also the GPS signal information coming from the SUP500 GPS receiver.

So far I finished the design of the circuit, and I made the embedded programs of the device as well. At the end of my job I done same measurement about the circuit to make sure that it is working properly.

Bevezető

Mind a szakmai, mind laikus körökben sajnos közhelyként hatnak a magyar népességre vonatkozó lesújtó egészségügyi statisztikák. Különös figyelmet érdemelnek a keringési rendszer betegesével kapcsolatos problémák. Évek óta a legmagasabb, több mint 50% az adott évben a szív és érrendszeri betegségek miatti halálozások aránya. Ezen okból bekövetkező halálozás többnyire idős korban, azaz 65 év felett történik. Figyelembe véve a magas halálozási arányt és azt, hogy egyre nő a veszélyeztetettek száma, a szív-, és érrendszeri betegségek felismerése és kezelése egyre nagyobb rétegek számára válik szükségessé. Manapság számos teszt létezik arra, hogy megállapítsuk, vajon van-e az adott betegnek valamilyen szívbetegsége és ha igen, akkor milyen típusú elváltozásról van szó. A szív működéséről hasznos információkat például elektrokardiográfia (röviden EKG) szívvizsgáló eljárás során kaphatunk. EKG vizsgálat során a szív elektromos aktivitásán keresztül következtethetünk a szív állapotára. Átfogó képet kaphatunk a szívritmusról, a szívfrekvenciáról, ezen kívül számos indikátor utal a szív funkcióira. A normál EKG mérés mellett létezik úgynevezett terheléses, illetve 24 órás EKG vizsgálat is. A terheléses EKG folyamatos EKG monitorozást jelent fizikai aktivitás közben. Előbbi vizsgálat az értékelhető, hogy milyen hatással van a szívre a fizikai terhelés, illetve azzal együtt a szervezet megnövekvő oxigénigénye. Meghatározható vele, a mellkasi fájdalom oka, a szív terhelhetősége, az hogy milyen ritmuszavarok lépnek fel terhelés hatására, de az is, hogy az adott egészségügyi állapotban milyen fizikai terheléssel lehet megkezdeni a műtét vagy betegség után a rehabilitációt. Az utóbbi esetben szükséges a szív elektromos tevékenységének folyamatos, 24 órán át tartó rögzítése, amely mindennapos megszokott tevékenység közben zajlik, különböző, csak időszakosan kialakuló eltérések pl. ritmuszavarok kimutatására szolgál. A vizsgálatot egy úgynevezett holter eszköz segítségével történik. Ez egy körülbelül kistrádió méretű eszköz amit a páciens ruházatán rögzítenek (tipikusan az övén) és ami vezetékek segítségével össze van kötve a páciens mellkasán öntapadó tappancsokkal felhelyezett elektródákkal. A mérés folyamán a beteg feladata, hogy bizonyos időközönként feljegyezze, hogy mit csinált az adott időpontban (pl. tévét nézet, sétált, esetleg lépcsőzött, stb.), ezzel segítve az orvost az eredmények kiértékelésénél.[1]

Még 2011 januárjában kerültem kapcsolatba az IntellTech Kft.-vel. A céggel egy volt csoporttársamon keresztül vettem fel a kapcsolatot aki akkoriban a cég alkalmazásában állt. A cég többek között az egészségügy területén állandó szakmai egészségügyi felügyeletet

igénylő felhasználók (például krónikus betegek, vagy veszélyeztetett célcsoportba tartozók) részére készít különböző telemetrikus orvosi diagnosztikai eszközöket. A cég alkalmazásában a fentebb ismertetett holterhez hasonló, de azt funkcionalitásában és szemléletében eltérő eszközt kellett terveznem, illetve megvalósítanom.

Feladatom egy, olyan hordozható eszköz elkészítése amely, képes egy személy EKG jeleinek mérésére, földrajzi helyzetének meghatározására, és ezen adatokat az Internetre csatlakozva, egy szerver felé eljuttatni. Az eszköz a holterekhez hasonlóan a páciensen kerül rögzítésre, de azokkal ellentétben a mért adatokat nem csak eltárolja, hanem online továbbítja egy távoli szervernek. Így lehetőséget biztosít a páciens állapotának távoli megfigyelésére, diagnosztizálására.

Diplomamunkámban az eszköz tervezésének, illetve megvalósításának egyes fázisait ismertetem a specifikáció elkészítésétől, a tervezés jelenlegi állapotáig. Mindezek előtt azonban áttekintést szeretnék adni az eszköz kivitelezése során felmerülő részfeladatokkal kapcsolatos technológia lehetőségek jelenlegi állapotáról, különös tekintettel a mobil-adatátvitel, a kültéri pozíció meghatározás és a mobil energiaellátás területein belül.

1. fejezet

Technológiai lehetőségek áttekintése

1.1 Kültéri pozíció meghatározás

Mivel a feladat részét képezi a megfigyelt személy földrajzi helyzetének meghatározása, ezért az alábbiakban egy rövid áttekintést szeretnék adni a földrajzi helymeghatározási feladatokat nagy pontossággal ellátó globális helymeghatározó, továbbiakban GPS, rendszerekről.

1.1.1 A GPS rendszer felépítése

A GPS egy fejlett helymeghatározó rendszer, amellyel 3 dimenziós helyzetmeghatározást, időmérést és sebességmérést végezhetünk földön, vízen vagy levegőben. Pontossága jellemzően méteres nagyságrendű, de differenciális mérési módszerekkel akár mm-es pontosságot is elérni lehet, valós időben is. „A mai GPS rendszer alapjait 1973-ban fektették le, 24 Navstar műhold segítségével, amelyek mindegyike naponta kétszer kerüli meg a Földet, a Föld felszíne fölött 20 200 km-es magasságban.”[2] Maga a rendszer három nagy részből áll, ezeket a részeket szegmenseknek nevezik. Az első szegmens az ún. Űrszegmens amelyik összesen 24 műholdat tartalmaz, a második a földi vezérlő állomások rendszere, a harmadik pedig egy, a műholdak által kisugárzott jelek vételére alkalmas vevő készülék, aminek egyébként a helyét meg kell határozni.

A műholdak elhelyezkedése olyan, hogy minden pillanatban a Föld minden pontjáról legalább négy látszódjon egyszerre. A 24 műhold hat csoportba van osztva, a Föld körül keringve egymástól 60°-os kelet-nyugati eltérésű pályán mozognak. A műholdak ilyen eloszlásával, annak az esélye, hogy 4 műholdnál egyszerre kevesebb látható kevesebb mint 0,01%.

A GPS rendszerben 5 földi vezérlő és követő állomás található. Ha helyet akarunk meghatározni, akkor a fix pontok helyzetét pontosan kell ismernünk, azaz a műholdak pályadatait pontosan kell ismerni. Ezek az állomások arra szolgálnak, hogy mérik és

számolják, becslik a műholdak pályájának adatait, és ezt közlik a műholdakkal. Tehát a műholdakon minden pillanatban rendelkezésre áll, hogy ők hol vannak. Ezen kívül még több más feladatot is ellátnak. Többek között szinkronizálják a műholdak óráját, hibakorrekciós adatokat közölnek velük és még sok más feladatuk van, de ezek a leglényegesebbek.

1.1.2 A helymeghatározási módszer

„A helymeghatározás elmélete analitikus geometriai módszereken nyugszik. A műholdas helymeghatározó rendszer időmérésre visszavezetett távolságmérésen alapul.”[3] A műholdak jeleket sugároznak a vevő készülékek felé. A jelek indítási időpontját ismerve, és az érkezési időpontját megmérve meg tudjuk határozni, hogy mennyi idő alatt érkeztek meg a vevő készülékbe. Miután ismert, hogy a rádióhullámok fénysebességgel terjednek, már meg tudjuk határozni az egyes műholdak távolságát a vevőkészüléktől. Ha a vevő ismeri legalább 3 műholdtól mért távolságát, akkor „háromszögezéssel” meghatározható a földfelszíni pozíció. Ahhoz, hogy három műhold jeléből meg tudjuk állapítani a pozíciót, abszolút pontosan kell tudni megmérni a műholdak távolságát, ahhoz viszont időt kell pontosan mérni, azaz a vevő készülékekben is egy atomórának kellene lennie. A gyakorlatban természetesen a vevőkben nincsenek atomórák, így azok késni vagy sietni fognak a műholdak atomóráihoz képest, így távolság meghatározásánál csak egy ún., pszeudó távolságot tudunk mérni. Az így meghatározott távolságoknak nem lesz közös metszéspontja. Ennek a hibának a kiküszöbölésére szükséges egy negyedik műhold is, aminek a segítségével a vevő órahibáját kiküszöbölik ki.

1.1.3 A helymeghatározás pontossága

A műholdakon lévő atomórák nagyon pontosak, de nem tökéletesek. Az eltéréseket a földi állomások figyelik, és szükség esetén korrigálják azokat.

A pályaelemek folyamatosan változnak a különféle zavaró hatások következményeként (ezeket összefoglaló néven „efemerisz-hibának” nevezik, mivel végső soron a műhold pályájára vannak hatással). Ilyen zavaró hatás a Föld anyageloszlásának, és így gravitációjának egyenetlenségei, a Nap és a Hold gravitációs hatása, illetve a napszél eltérítő ereje (ami mindig más irányból hat a műholdra). Bár ezek a hatások önmagukban kis pontatlanságot okoznak, mindet figyelembe veszik a pontos pályaszámításokhoz.

Jelentősen nagyobb torzítást okoz a rendszerben a légkör hatása a rádióhullámokra. A számítások leírásánál feltételeztük, hogy egyszerűen a távolság = sebesség x idő képlettel számolunk. Ez igaz is, csak hogy a rádióhullámok sebessége változó közegben áthaladva változik.

Ahogy a műhold jele a Föld felé terjed, áthalad az elektromosan töltött részecskéket tartalmazó Van Allen sugárzási övön, majd a vízpárát tartalmazó troposzférán, és mindkettőben valamennyire lelassul a vákuumbeli sebességhez képest.

Több módszer kínálkozik ennek a hibának a minimalizálására. Az egyik, hogy a hatás mértéke ismert, a korábbi mérésekből alkotott modellek alapján jól közelíthető egy adott napra. Azonban a légkör állapota soha nem állandó és soha nem pontosan ugyanaz. Ezért általában más módszert használnak a hibák kiküszöbölésére.

Differenciális GPS

„A differenciális GPS (angol nevén Differential Global Positioning System) egy kiterjesztett változata a GPS-nek. A DGPS lényege, hogy a Föld körül keringő műholdaktól kapott adatokat kiegészítjük az úgynevezett referenciaállomások által szolgáltatott adatokkal. Ilyen referenciaállomások olyan fix helyzetű földi objektumok, amelyek ugyanazt a szerepet töltik be mint az orbitális pályán mozgó társaik. Működési elvük rendkívül egyszerű. Mind a felhasználónál mind a referenciaállomásnál működik egy-egy GPS vevőkészülék. Ezek a vevők ugyanabban az időben ugyanazon műholdak jelét veszik és ennek alapján folyamatosan meghatározzák jelenlegi helyzetüket. A referenciaállomás egy különálló kommunikációs csatornán folyamatosan tájékoztatja az ismeretlen helyzetű felhasználót arról, hogy az általa mért aktuális helyzet mennyiben tér el a referenciaállomás aktuális (pontos) helyzetétől. Természetesen ezek a földi referenciaállomások is csak akkor szolgálnak pontos és hasznos adatokkal ha a vevőkészülékek a néhány száz kilométeres körzetében vannak. Ennek a differenciális mérésnek az alkalmazásával a helyzetmeghatározás pontossága egy nagyságrenddel növelhető.”[4]

Assisted GPS

Működése a telefonban lévő GPS és a mobilszolgáltató szervere közötti adatcserén alapul. A mobiltelefon a navigációs adatokat nem csak a műholdaktól, hanem a mobilszolgáltató szerveréről kapja meg. Ennek a technológiának az alkalmazásával nagymértékben csökkenthető az első pozíció meghatározási ideje.

Az eljárás lényege a következő:

- a készülékbe épített GPS néhány másodperc alatt egy durva, kezdeti műholdpozíciót határoz meg, amit elküld a mobilszolgáltató felé
- a szolgáltatónak a műholdas vétel szempontjából előnyös helyen, stabilan kiépített GPS-vevője van, valamint elegendő számítási kapacitása, ami a telefontól kapott információ alapján gyorsan kiszámítja a műholdak helyzetét
- a készülék a szolgáltatótól megkapja a műholdak pontosan kiszámított adatait
- a készülék kiszámolja a szolgáltató adatai alapján a helyzetét

Az eljárás előnye, hogy a készülékbe elegendő egy egyszerűbb GPS-vevőt és kisebb kapacitású processzort beépíteni, ugyanakkor a szolgáltató biztosítja a telefon pozíciójának számításához szükséges számítási kapacitást és a pontos adatokat.

Ez a szolgáltatás általában fizetős, mivel az információkat az internetről szerzi be, és ez adatforgalommal jár.

1.1.4 A GPS-sel történő helymeghatározás előnyei

- napszaktól független
- földfelszín feletti magasságtól független
- mozgási sebességtől független

1.1.5 A GPS-sel történő helymeghatározás hátrányai

- a szükséges adatok vétele viszonylag hosszú időbe telik
- csak nyílt, fedetlen területeken alkalmazható (pl.: alagútban nem)

- az épületekről visszaverődő jelek zavart okoznak a mérésben
- a ritkán előforduló erős napkitörések alatt használhatatlanná válnak.

A fenti összefoglalásból látható, hogy a megfigyelt személy földrajzi pozíciója kellő pontossággal meghatározható GPS alapú rendszer használatával. Mivel a mérési pontosság 10 m-en belül lett megszabva, illetve alacsony hidegindítási idő sem volt szempont, ezért nem szükséges a DGPS, illetve AGPS részeken bemutatott korrekciós eljárások alkalmazása. A pozíció meghatározására, ilyen szintű pontosság mellett ma kapható GPS vevők többsége alkalmas. Természetesen a vevő kiválasztásánál az elérhető pontosság mellett, más jellemzőket is figyelembe kell venni, mint például az érzékenység, méret, stb. De ezekre a 3. fejezetben a konkrét modul kiválasztásánál térek ki.

1.2 Mobil-adatátvitel technológiai lehetőségei

Mivel célom, hogy a megfigyelt személy diagnosztikai adatait pozíciójától függetlenül el tudjam juttatni az internetre csatlakozva egy központi szervernek, ezért szükséges a megfelelő mobil adat-átviteli technológia kiválasztása. Ehhez első lépésben a ma elérhető és leginkább elterjedt technológiai megoldásokat kell áttekinteni. Az egyes lehetőségek főbb jellemzőinek az ismeretében és a specifikációban, meghatározott egyéb követelmények, – mint sávszélesség igény, fogyasztás, elérhetőség, stb. – figyelembevételével, már kiválasztható a feladat szempontjából optimális technológiai megoldás.

Napjainkban a csomagkapcsolt adatátvitel az egyeduralkodó. Ezek közül a legelterjedtebb a GPRS (General Packet Radio Service), illetve a nagyobb adatátviteli sebességet biztosító EGPRS (Enhanced GPRS). A 3G hálózatokban lehetőség van még az UMTS, és HSDPA használatára.

1.2.1 2,5 G (GSM/GPRS)

A GSM hálózat csomagkapcsolt, adatátvitelt megvalósító protokollját nevezzük GPRS-nek (General Packet Radio Service). A GSM által biztosított 9600bit/s adatátviteli sebesség a hangátvitelhez tökéletesen elegendő volt, de adatátvitelhez nagyon kevés. Ez volt a fő oka a GPRS kifejlesztésének. A GPRS-t 2,5G-nek is hívják, mivel ez egy átmeneti lépcsőfok 3G rendszer felé. A hagyományos egycsatornás adattovábbítással ellentétben a forgalom

párhuzamosan egy időben több csatornán is történhet, mivel a GPRS adatforgalom egy adott frekvenciájú rádiócsatornát használ. Egy ilyen rádiócsatorna 8 párhuzamos időrésből épül fel. Ezt a 8 csatornát használhatja egy időben a GPRS hálózat. A hagyományos vonalkapcsolt technológia, amely egyszerre csak egy csatornát használ, 9,6 kbps sebességet tesz lehetővé. Ezzel szemben a GPRS technológia a használt frekvencia mind a 8 csatornáját képes egy időben használni, természetesen amennyiben azok épp szabadok. Ennek köszönhetően a továbbítási sebesség elméleti szinten elérheti a 115 kbps sebességet. Előnye, hogy csak akkor terheli a hálózatot, ha van valós adatforgalom. Hátránya, hogy a beszédcsatornák minden esetben előnyt élveznek az adatátvitellel szemben, ezért terhelt cellák esetében az adatátvitel nagyon lassú is lehet.

GPRS működési osztályok [5]

„A” osztály: a vonalkapcsolt és a csomagkapcsolt szolgáltatások egyidejű támogatása. Pl.: beszéd és adatátvitel egyszerre.

„B” osztály: mindkét kapcsolat elérhető, de egy időben csak egyik vehető igénybe. Például adatátvitel közben hívás érkezik. Az eszköz érzékeli a hívást, ekkor az adatátvitel felfüggesztésre kerül. A telefonbeszélgetés idejére az eszköz átáll vonalkapcsolt módra. A beszélgetés befejezése után az eszköz újra felépíti a GPRS kapcsolatot és folytatja a megkezdett adatátvitelt.

„C” osztály: Ezekben a készülékeken egyszerre csak az egyik szolgáltatás vehető igénybe. Pl.: adatátvitel közben nem képes beszédhívások fogadására.

GPRS sebességi osztályok

A GPRS hálózatot használó készülékek adatátviteli sebessége nagyban függ a szabad beszédcsatornák számától, hiszen a GPRS tulajdonképpen ezen csatornákat kapcsolja össze. A készülékeket a fentebb említett osztályozás mellett egy ún. „Multislot” osztályokkal is szokták illetni, mely megadja, hogy a telefon maximum hány beszédcsatornát tud összekapcsolni. „Multislot” osztályok 1 – 32-ig léteznek. Az első osztályú 2 csatornát, míg a 32-es osztályú 6 beszédcsatornát tud összefogni.

GPRS technológiával elérhető jellemző adatátviteli sebességek [6]

- maximális elvi adatsebesség: 172,8 kbps
- maximális gyakorlati adatsebesség, letöltés (30 – 40 kbps)
- maximális gyakorlati adatsebesség, feltöltés (8 kbps)

GPRS technológia használata különösen indokolt lehet folyamatos kapcsolat fenntartásakor minimális adatforgalom mellett.

1.2.2 2,75 G (GSM/EDGE)

A GPRS technológián alapul. Az EDGE (Enhanced Data rates for GSM Evolution) más modulációs eljárásra épül, mint a GPRS, bevezeti a 8-PSK (8 Phase Shift Keying – 8 állapotú fázismoduláció) modulációt, mellyel nagyobb átviteli sebesség érhető el. Egy impulzus alatt szemben a GPRS 1 bitnyi információjával, 3 bitnyi információt visznek át. „Az EDGE keretében a továbbfejlesztett EGPRS alkalmazói szinten legfeljebb 384 kbps sebesség elérését teszi lehetővé.” [7]

EDGE technológiával elérhető jellemző adatátviteli sebességek

- maximális elvi sebesség (8 csatorna): 473,6 kbps [8]
- maximális gyakorlati sebesség, letöltés: 100 kbps
- maximális gyakorlati sebesség, feltöltés: 50 kbps

Az EDGE technológia alkalmazása a vezetékes területen megismert „alap” ISDN-hálózat által nyújtott adatátviteli szolgáltatásokhoz hasonló sebességet és teljes mobilitás kínál.

1.2.3 3 G (UMTS)

„A 3G Európában az eddig használt legmagasabb GSM frekvenciatartomány (1800 MHz) felett, a 2 GHz körüli frekvenciasávban működik. A rendszer rádiós interfésze az úgynevezett WCDMA (Wideband Code Division Multiple Access / Széles-sávú Kódosztásos Rendszer), ami a szórt spektrumú kommunikáció elvére épül. Ennek lényege, hogy egy mind az adó, mind a vevő által jól ismert kód segítségével „szétszórják” a jel teljesítményét, ami szélessávú

és zajszint közelebb lesz, így már az említett kóddal és csak azzal az egy kóddal állítható vissza, azaz értelmezhető az eredeti üzenet. A GSM hálózatokkal ellentétben tehát nem egy konkrét frekvenciára és annak környékére összegződik az adó teljesítménye, hanem a teljes sávban szétterülve, egy-egy konkrét frekvencián csak minimális teljesítménysűrűség növekedést okozva biztosítja a kommunikációt.”[9] Ezzel az eljárással nagyobb sáv szélességen (5 Mhz) nagyobb lehet a hasznos jel átviteli sebessége vagy több, kisebb sebességet igénylő alkalmazás működhet egyszerre (pl.: telefonálás és e-mail letöltés egyszerre). A 3G rendszer másik sajátossága, hogy egy állomás kiszolgáló területe a kiszolgált ügyfelek számától és az átviteli sebességtől függően változik (ez az ún. „cellalézés” jelensége). Amikor tehát sokan használják az adott cellát, akkor az kisebb területe összehúzódik, mérete nem állandó. Mivel a rendszer magasabb frekvenciatartományon üzemel (frekvencia növekedésével romlanak a jelterjedés feltételei), illetve másként reagál a forgalmi csomósodásokra, ezért a megfelelő ellátottság biztosítása érdekében kisebb az állomások közötti távolság, tehát sűrűbb hálózatra van szükség.

Több technológia létezik. Európában és hazánkban az UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) honosodott meg. Ezzel a technológiával több mint 2048 kbps letöltési sebesség érhető el. Ezek a hálózatok már „All IP” hálózatok, tehát itt már minden kommunikáció IP alapon működik – a hanghívást is beleértve. A technológia már lehetővé teszi a videotelefonálást is. Fontos megjegyezni, hogy az UMTS hálózatok nem kompatibilisek a GSM hálózatokkal. Az UMTS telefonok ún. Dual-mode készülékek, vagyis ha a felhasználó UMTS hálózattal le nem fedett területre ér, automatikusan átváltanak GSM hálózatra. Hagyományos készülékek nem működnek UMTS hálózaton.

UMTS technológiával elérhető jellemző adatátviteli sebességek

- maximális elvi sebesség: 2048 kbps [10]
- maximális gyakorlati sebesség, letöltés: 150 kbps
- maximális gyakorlati sebesség, feltöltés: 50 kbps

1.2.4 3,5G (HSDPA)

„A HSDPA (mozaikszó az angol High-Speed Downlink Packet Access kifejezésből, tükörfordításban „nagy sebességű csomagletöltési hozzáférés”) harmadik generációs (de mivel a 3G-n alapul, ezért három és feledik vagy 3.5G-nek is nevezett) mobilkommunikációs protokoll, melyet előszeretettel használnak világszerte mobil internet, illetve egyéb nagy sáv szélességet igénylő szolgáltatások kiszolgálására. Feltöltésbeli megfelelője a HSUPA. A HSDPA a használt eszközöktől függően 1,8-3,6-7,2-14,4 Mbit/s maximális letöltési sebességű adatátvitelre képes. A maximális letöltési sebesség több mint az alkalmazás által elérhető sebesség, tehát amit a végfelhasználó érzékel. A szemléltetés kedvéért: a 7,2 Mbps-es sebességet a felhasználó FTP szinten körülbelül 6 Mbps-os sebességként fogja érzékelni, ha közel ideális a rádiós környezet.”[11]

A letöltés sebességét több tényező befolyásolja:

- Bázisállomás konfigurációja, átviteli kapacitása
- Rádiós környezet minősége (interferencia, jel-zaj viszony, stb.)
- Felhasználók száma az adott cellában
- Felhasználó által használt eszköz típusa
- Felhasználó távolsága az adótoronytól, illetve a felhasználó sebessége (áll, vagy mozgásban van a mobil terminál)

HSDPA technológiával elérhető jellemző adatátviteli sebességek

- maximális elvi sebesség: 14,4 Mbps
- maximális gyakorlati sebesség, letöltés: 7,2 Mbps
- maximális gyakorlati sebesség, feltöltés: 1,44 Mbps

1.2.5 Országos lefedettség

Az alábbi táblázat a három mobil szolgáltató által biztosított országos lefedettséget, és a szolgáltatók által vállalt sebesség adatokat mutatja, az egyes mobil adatátviteli technológiák esetén. A táblázat 2011. októberi adatok alapján készült.

1.1. táblázat. Szolgáltató adatok 2011. október

	Sebesség megnevezése	GLS/GFS (kbit/s)	Beltéri országos lefedettség (%)	Kültéri országos lefedettség (%)
Telenor	GPRS(2G)	30 / 8	98,00%	95,60%
	EDGE	100 / 50	90,40%	90,40%
	3G	120 / 40	71,00%	51,70%
T-Mobile	GPRS(2G)	30 / 8	99,10%	99,60%
	3G	150 / 150	66,00%	35,80%
	3G/HSDPA	2000 / 800	49,10%	23,50%
Vodafone	GPRS (2G)	22 / 7	96,90%	98,30%
	3G	150 / 40	68,50%	54,00%
	3G/HSDPA	2100 / 800	46,60%	23,90%

Forrás: Nemzeti Média és Hírközlési Hatóság, Mobilinternet-gyorsjelentés, 2012. október

Magyarázat

GLS/GFS: Garantált letöltési sebesség / garantált feltöltési sebesség. Azon sebesség, melyet a 229/2008 (IX.12.) Korm. rendelet alapján, a szolgáltató az előfizetők számára az esetek 80%-ban garantál.

Figyelembe véve, hogy a fentebb ismertetett mobil hálózatok közül az országban mind három mobil szolgáltatónál a legnagyobb lefedettséggel a GPRS rendelkezik, valamint tekintettel arra, hogy a megvalósítandó alkalmazás sávszélesség igénye előreláthatólag a folyamatos kapcsolt mellett sem fogja meghaladni a néhány kbps-os adatátviteli sebességet, ezért kijelenthető, hogy a bemutatott mobil-adatátviteli technológiák közül a GPRS alkalmazása indokolt.

1.3 Mobil-informatikai rendszerek energiaellátása

Mobil eszközök tervezésénél az egyik legfontosabb, hanem a legfontosabb követelmény a minél hosszabb üzemidő. Az üzemidő hosszát a rendelkezésre álló energia nagysága és az eszköz energiaigénye együttesen határozzák meg. A hordozható elektronikai eszközök energiaellátásért általában valamilyen alkáli elem vagy akkumulátorcella felelős. Habár az ugyanabban a méretben gyártott alkáli elemek valamivel nagyobb kapacitásúak mint az akkumulátorcellák a gyakran használt berendezésekben a sokkal gazdaságosabb használat miatt inkább utóbbiak vannak elterjedve. Meg kell jegyezni, hogy bár az akkumulátorcellák az energiát hosszú ideig tárolni tudják, ez az idő (néhány hónap) nem mérhető össze az alkáli elemek élettartamával (néhány év). Így ritkán használt berendezéseknél inkább az elemek használata javasolt. Az egyes akkumulátorok jellemzőikben úgymint, cellafeszültség, kapacitás, élettartam, töltési és kisütési arány (C ráta), memória effektus, stb. jelentős eltéréseket mutatnak. Így mindig megfelelő körültekintéssel kell eljárni, az adott alkalmazásban használt akkumulátor kiválasztásnál. Továbbiakban röviden ismertetem a ma leggyakrabban a hordozható eszközökben alkalmazott akkumulátorok főbb jellemzőit, előnyeit, hátrányait.

1.3.1 Nikkel-kadmium (NiCd) akkumulátor

A nikkell-kadmium (NiCd) viszonylag régi fejlesztésű, kiforrott technológia, amelynek viszont több hátránya is van. Használatbavételkor igénylik a formázást, azaz első alkalommal 24 órán át kell töltsük azokat. Ez azért szükséges, mert a gyártás után előtöltött cellák egyrészt különböző töltöttségi szinten vannak, másrészt a hosszú, mozdulatlan tárolás miatt kialakult elektrolit-eloszlási egyenetlenségek is eltűnnek. Ezekre az akkumulátorokra jellemző az is, hogy a teljes kapacitásukat csak néhány töltési ciklus után érik el. Káros túltöltést okoz, ha a teljesen feltöltött akkut ismételt utótöltésnek tesszük ki, azaz kis időtartamra szét és összekapcsoljuk a feszültség alatt lévő töltővel (hálózattal).

Az ismételt csatlakozás az áramforráshoz erősen igénybe veszi az egyszerűbb NiCd akkut, a túltöltés és a mélykisülés kristályosodást okozhat az elektrolitban, mely visszafordíthatatlan károsodást idéz elő. Kedvezőtlen tulajdonsága a memória effektus (helytelen töltés)! Ez azt a jelenséget jelenti, hogy töltés-kisütés szintjét „megjegyzi”, azután csak addig a szintig tölthető, ameddig korábban helytelenül kisütötték/töltötték.

Érvek mellett

- Ez az akkumulátortípus tölthető újra a legtöbbször;
- Olcsó;
- Egyszerű töltés.

Érvek ellene

- Kisebb energiasűrűség;
- Memóriaeffektus;
- Kadmium erősen mérgező;
- Kisebb cellafeszültség;
- Ha nem használják huzamosabb ideig akkor tönkremegy.

1.3.2 Nikkel-metál-hidrid akkumulátor

A nikkkel-metál-hidrid (NiMH) akkumulátorokban nincsenek mérgező anyagok, és a nikkkel-kadmiumokhoz képest több energiát is szolgáltatnak, cserébe viszont még gyorsabban öregsznek. Töltése bonyolultabb. A töltők, vagy a cellák feszültségváltozását vagy hőmérsékletváltozás sebességét vagy ezeket együtt figyelik. A cellák hasonlóan a NiCd cellákhoz 1.2 V-osak.

Érvek mellett

- Egy azonos méretű NiMH akkumulátor kb.30%-kal nagyobb kapacitásra képes, mint egy NiCd akkumulátor.
- Jobban tűri a relatív nagy áramú kisütést (akár a néveleges kapacitásának megfelelő árammal mérhető anélkül, hogy csökkenne a kivehető energia mennyisége)

Érvek ellene

- Képességeihez mérten drága;
- Alacsony cellafeszültség, így több cella szükséges ugyanazon feszültség szint eléréséhez, mint lítium cellák esetén;
- Töltése sokkal bonyolultabb, mint a NiCd akkumulátoré.

1.3.3 Lítium-ion akkumulátor

„A lítium-ion akkumulátorok olyan kémiai áramforrások, melyekben az katód (pozitív) és az anód (negatív) elektródák közt egy szerves elektrolit oldószerben mozognak a lítium ionok, melyben lítium só és egy szigetelő réteg is van. Töltéskor az anódtól lítium ionok vándorolnak a katód felé ahol egy szén alapú térrácsban raktározódnak, míg kisüléskor a katódból vándorolnak a lítium ionok az anód felé, ahol leadják plusz elektronjukat, vagyis az általuk tárolt töltést.” [12]

Érvek mellette

- Lítium akkumulátor kapacitása a legnagyobb azonos méret mellett. A NiCd akkumulátorokénak kétszerese;
- Mivel a lítium a könnyebb fém, így az ebből készült akkumulátorok sokkal könnyebbek a nikkellalapúaknál és tartósabbak is;
- Magas cellafeszültség. Feltöltött állapotban mintegy 4.2V;
- Kis méret és súly;
- Nincs memória-effektus;
- Rugalmas méretezés.

Érvek ellene

- Még a NiMH akkumulátornál is gondosabb és hosszabb töltést igényel;
- Nem tűrik jól a túlmerülést és túltöltést;

1.3.4 Lítium-polimer akkumulátor

„A lítium polimer akkumulátorok működésükben és felépítésükben nagyban hasonlítanak a lítium-ion társaikra. A legfontosabb különbség, melyből nevük is adódik, hogy a lítium ionok nem szerves alapú elektrolit folyadékban, hanem egy zselé szerű polimer cellákból felépülő anyagban helyezkednek el. Az eredeti változatban, melyet az 1970-es években terveztek száraz polimer elektrolitot használtak. Azonban az egyszerűbb gyártás és nagyobb biztonság mellett volt egy nagy hátránya a száraz polimer megoldásnak. Nagyobb belső ellenállással rendelkezett, és ezáltal nem volt alkalmas a modern eszközökben való használatra. Ezért később gél állagú elektrolit került a cellákba.” [13]

Érvek mellette

- Roppant kisméretű, kompakt kialakítás, akár hitelkártya vékonyságú cellák;
- Rugalmas méretezés – a gyártókat nem kötik cella méretezési szabályok;
- Kisebb súly – a gél állagú állagú elektrolitoknak köszönhetően könnyebb burkolatokat használhatnak.;
- Megnövelt biztonság – kisebb az elektrolit szivárgás esélye, valamint a túltöltés ellen jobban védett.

Érvek ellene

- Kisebb energiasűrűség mint a lítium-ion akkumulátoroknál;
- Magas gyártási költség;

Figyelembe véve az eszköz tápfeszültségigényét, valamint az akkumulátorok egyéb kedvező tulajdonságait, kijelenthető, hogy a tervezés során mindenképpen Lítium-ion vagy Lítium-polimer akkumulátor használatát kell előnybe részesíteni. Habár Lítium-polimer akkumulátorok kisebb mérettel rendelkeznek, a nagyobb energia sűrűség és ezáltal kisebb súly mellett hosszabb elérhető üzemidő, a Lítium-ion felé billentette a mérleg nyelvét.

2. fejezet

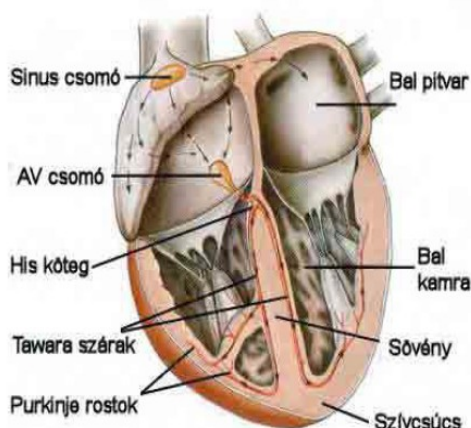
Az EKG jel

Ahogy azt a bevezetőben említettem, a feladat egy jelentős részét képezi az EKG jel mérése. A rendszertervezés első lépése az, hogy teljes mértékben megértsük a rendszer által feldolgozandó jelet. Ez a megállapítás különösen igaz az EKG jel esetében. Ebben a fejezetben egy átfogó képet szeretnék adni az EKG jelről, annak biológiai hátteréről, keletkezéséről, zavaró hatásairól, lehetséges mérési módszereiről, tehát mindazon tényezőkről, amelyek ismerete szükséges a megfelelő mérőrendszer kialakításhoz.

2.1 Az EKG jel keletkezése élettanilag

A szív ingerületképzését a szív ritmusgenerátora, a szinuszcsomó látja el, ami a jobb pitvarban helyezkedik el. A szinuszcsomóban kialakult ingerületet az AV-csomó, His-köteg, a Tawara száruk és a Purkinje rostok segítségével jut el a szívizomzathoz. Normális működés mellett a szív egyetlen ingerületképző szerve a szinuszcsomó, a többi ingerületképző szervből csak kóros körülmények között indulhat ki ingerület. A szinuszcsomó ingerületképző frekvenciája 100 ütem/perc, ha ez valamilyen elváltozás következtében nem tudja ellátni a feladatát, akkor az AV-csomó veszi át az ingerületképzés szerepét. Az AV-csomó 55 ütem/perc sebességgel képes ingerületet kibocsátani magából, míg a Tawara száruk csupán 40 ütem/perc sebességgel képesek erre. Az ingerület hatására a szívizomzat összehúzódik, depolarizálódik, majd ezután elernyed, repolarizálódik. A szívizomzat ingerület alatt számtalan dipólus összegeként fogható fel. A dipólusokat vektorok írják le, amelyeknek nagyságuk és irányuk van. (1. ábra)

Ha egy időben depolarizálódó vagy repolarizálódó rostköteg által modellezett dipólusok összege kellően nagy vektort eredményez, akkor az általa létrehozott potenciálkülönbség a test felszínére is elvezethető. Ezt a potenciálkülönbséget a testre helyezett elektródák és megfelelő erősítő segítségével lehet regisztrálni, ez az elektrokardiográfia alapja.



2.1. ábra. a szív és ingerületképző szervei

2.2 Az EKG észlelésére leggyakrabban alkalmazott elvezetések

Attól függően, hogy a vizsgált személyen az egyes elektródák, hogy helyezkednek el egymáshoz képest, az alábbi elvezetéseket különböztetjük meg:

- Einthoven-féle: I-II-III
- Goldberger-féle: aVR- aVL- aVF
- Wilson-féle- V1-V

Az Einthoven elvezetések bipolárisak, mivel egy pozitív és egy negatív elektromos pólus közötti potenciálkülönbség változást regisztrálnak. Mivel az egyes elvezetések távolsága a szívtől megközelítően egyenlő, az egyes elvezetések tengelyéből egyenlő oldalú háromszög, az Einthoven-háromszög képezhető. Az elvezetések közötti kapcsolat a következőképpen alakul:

- I = jobb kar - bal kar között
- II = jobb kar - bal láb között
- III = bal kar - bal láb között

A frontális síkban lévő másik három elvezetés, a Goldberger-féle unipoláris elvezetés, során az egyes végtagok potenciáljait az ún., centrál terminál által képzett 0 ponthoz hasonlítjuk. A centrál terminál az egyes végtagi potenciáloknak nagy ellenálláson keresztül történő összekapcsolását jelenti. Goldberger elvezetések során az egyes végtagok potenciáljait

„nagyítva” kapjuk meg, ez annak a következménye, hogy a centrál terminálból annak a végtagnak a potenciálját kihagyják, amelyiket éppen vizsgáljuk. Az elvezetéseket tehát a következő képen kell értelmezni:

- aVR - jobb kari potenciál
- aVL - bal kari potenciál
- aVF - bal láb potenciál

Wilson-féle unipoláris mellkasi elvezetések lényege, hogy a mellkas egy bizonyos pontjára helyezett elektródát viszonyítják a három végtagi elektróda által képzett 0 potenciálhoz. A Wilson elv szerint az egyes elektródák helyzete:

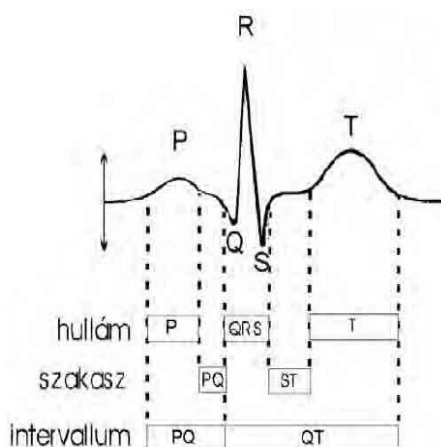
- V1 = jobboldalon, parasternalisan a IV. bordaközben
- V2 = baloldalon, parasternalisan a IV. bordaközben
- V3 = a V2 és a V4 felezőpontján
- V4 = baloldalon, a med. clav. vonalban az V. bordaközben
- V5 = baloldalon, az elülső hónaljvonalban az V. bordaközben
- V6 = baloldalon, a középső hónaljvonalban az V. bordaközben
- V7 = baloldalon, a hátsó hónaljvonalban az V. bordaközben
- V8 = baloldalon, a scapularis vonalban az V. bordaközben
- V9 = baloldalon paravertebralisán az V. bordaközben

2.3 Az EKG görbe elemzése

Az EKG-görbe potenciálváltozások (ún. hullámok) sorozatából áll, amelyek közül, megegyezés alapján, a pozitív irányú kitéréseket ábrázoljuk felfelé. (2. ábra) A szívizom aktivizálja a szinuszcsomóban kezdődik, de a szinuszcsomó csekély tömege miatt az az aktivitás EKG-hullámban nem jelenik meg. Ezután következik a pitvarizomzat depolarizációja, amely a pitvar-kamra határ, illetve az AV-csomó irányába halad. Ennek mindhárom elvezetésben egy pozitív hullám (a P hullám) felel meg, amely az EKG görbe első hulláma. A P-hullám hossza azt az időtartamot tükrözi, amely alatt a depolarizáció a pitvaron

keresztül terjed. A depolarizáció a pitvarokról az AV-csomón, a His kötegen, a Tawara szárazokon és a Purkinje rostokon keresztül halad a kamrák felé.

Az EKG görbe ennek megfelelő szakasza (a PQ szakasz) izoelektromos, azaz feszültségkülönbség ez idő alatt nem változik. Ekkor a pitvar felszínéről potenciálkülönbség nem vezethető el. A P-hullám kezdetétől a Q hullám kezdetéig terjedő idő (a PQ intervallum) a pitvari-kamrai átvezetés ideje. Legfontosabb összetevője az AV átvezetési idő, részben azért, mert ez a komponens a teljes átvezetési időnek jelentős hányadát adja, részben pedig azért, mert kóros körülmények között az átvezetési időnek ez az összetevője nyúlik meg. Az AV-csomón keresztül történő ingerületterjedés lassú és sérülékeny folyamat. A teljes blokk kialakulását gyakran az AV-átvezetési idő (PQ-intervallum) megnyúlása vezeti be. A PQ-intervallum ideje normális körülmények között 0.12-0.20 s, és amennyiben az átvezetési idő 0.2s-nál hosszabbra nyúlik, pacemaker beültetése indokolt.



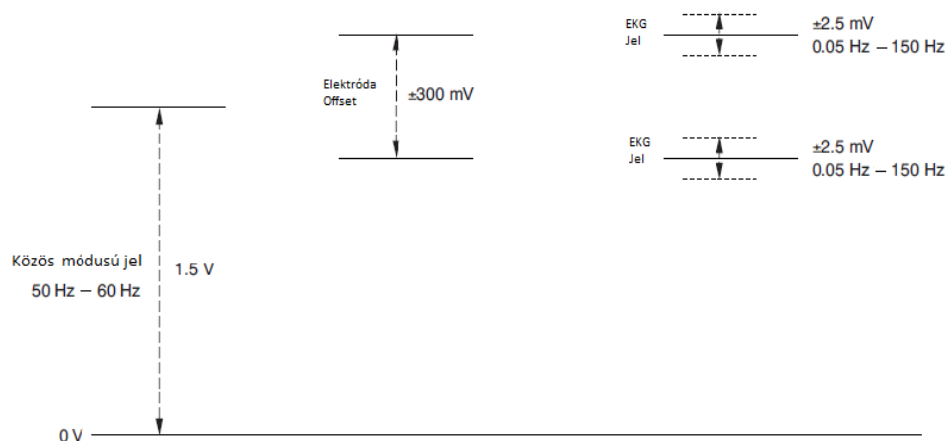
2.2. ábra. EKG-jel szakaszai

A kamraizomzat depolarizációjának jele a QRS-komplexum, amelynek amplitúdója jóval nagyobb mint a többi hullám amplitúdója, a kamraizomzat jelentős tömege miatt. Időtartama (0.08s) rövidebb mint a pitvari depolarizáció (a P hullám) időtartama, mert az ingerületvezető rendszer a kamraizomzatot ingerületbe hozza. A QRS-komplexumot az izoelektromos ST szakasz követi, amely időben a kamrai akciós potenciál platószakaszával esik egybe. Ekkor a kamra felszínét egyöntetűen negatív töltések borítják, tehát feszültségkülönbség nem regisztrálható, így az ST-szakasz izoelektromos. Az ST szakasz a T hullámnál ér véget, amely a kamra repolarizációjának a jele. A T-hullám pozitív, mert a repolarizáció terjedésének iránya a depolarizáció terjedésének irányával ellentétes, időtartama pedig aránylag hosszú, mert a

repolarizáció háttérében nem áll egy olyan gyors és szinkronizáló hatású vezetési mechanizmus, mint a depolarizáció esetében.

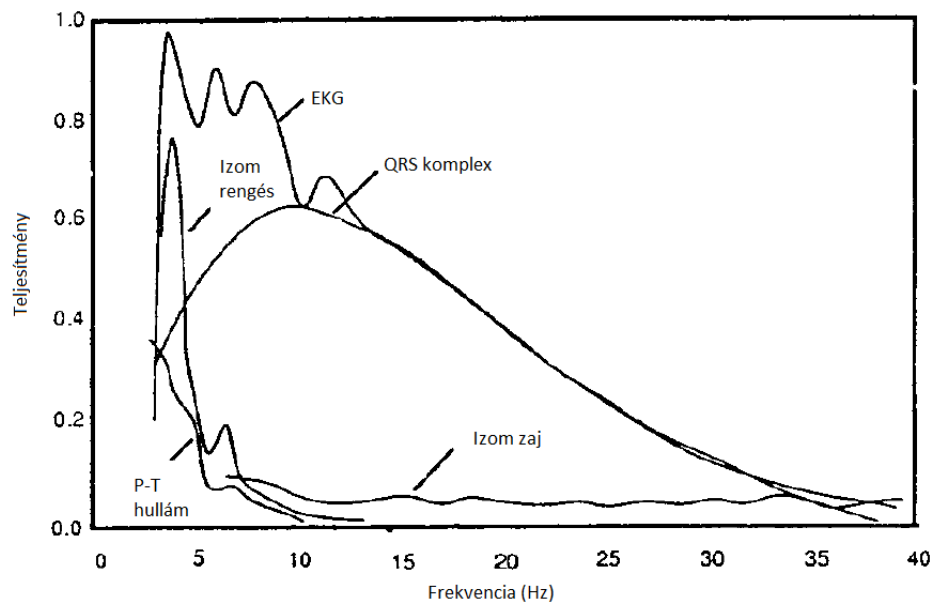
2.4 EKG jel karakterisztikája, zavaróhatások

Az elektródák által mért EKG jel mellett zavarok vannak a mért feszültségben. A jelben alacsony szintű a valódi EKG jel (kb. 1mV) tipikusan 0.05Hz – 150 Hz frekvencia határok között, emellett jelentős nagyságú az elektróda potenciál (néhány tizedvolt), és az áramkörök ofszet feszültsége (<10mV). (3. ábra) Továbbá az EKG jelek feldolgozása során az alapvonal vándorlást ki kell szűrni és a hálózati eredetű zajok hatását le kell csökkenteni. Az alapvonal vándorlás részben a légzés miatt részben testfelszín és az elektródok kapcsolódási felületén kialakuló potenciál megváltozása miatt jelenik meg. A szívritmusszabályzóval ellátott emberek esetében pacemaker egy újabb zavarforrás lehet. A szívritmus szabályzó a mérés kezdetén egy viszonylag nagy amplitúdójú jelet állít elő, ami az EKG készülék bemeneti fokozatát túlvezérelheti. Mivel a nagy amplitúdójú jel időben igen rövid, jellemzően néhány ms, lehetőség van a kiszűrésére, megengedett maximális meredekség korlátozásával.



2.3. ábra. EKG jel karakterisztika

Az EKG jel karakterisztikus része a QRS komplex. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel meredeksége és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. A QRS detektálás általában az EKG jel feldolgozás első lépése. A QRS időbeli helyének további paraméterek ismeretében a további paraméterek meghatározása egyszerűbbé válik. A 4. ábra egy jellemző EKG időfüggvény frekvencia spektrumát mutatja.



2.4. ábra. EKG jel spektruma

Természetesen a jel feldolgozását megelőzően a feljebb említett zavaró hatásoktól a lehető legjobb mértékben mentesülni szeretnénk. Tehát a mért EKG jel szűrése szükséges kiértékelés előtt. Azt, hogy pontosan ezektől a zavaroktól, hogy tisztítható meg a hasznos jel azt a Prototípus tervezés című fejezet idekapcsolódó részében fogom ismertetni.

3. fejezet

Rendszer specifikáció

3.1 Követelmény specifikáció és logikai rendszerterv

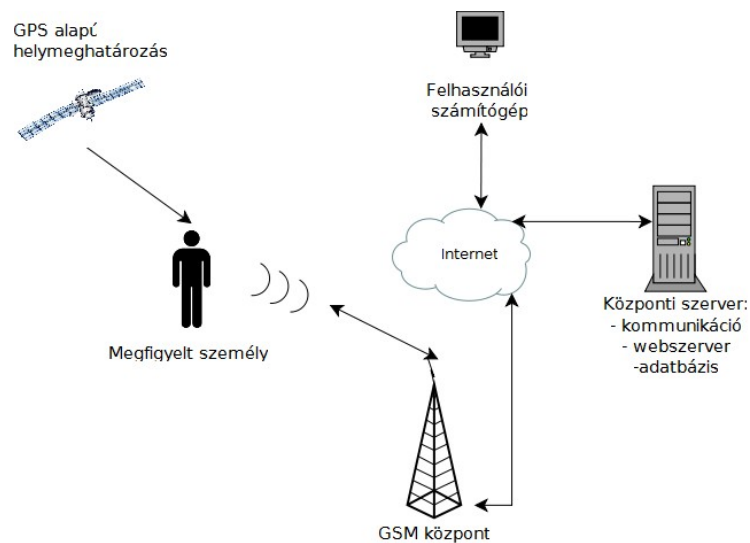
A műszer tervezésének első lépéseként definiálni kell a műszerrel szemben elvárt követelményeket. A nyomkövető eszköznek az alábbi követelményeket kell teljesítenie:

- emberi EKG jel mérése
- földrajzi pozíció meghatározás, legalább 10m-es pontossággal
- a mért jelalak és a pozíciós adatok továbbítása PC felé
- kényelmes, ergonomikus kialakítás
- hordozhatóság
- alacsony előállítási költség

A műszer a mért adatokat mobil-adatátvitel hálózaton keresztül egy központi szerver felé továbbítja, ahol azok feldolgozásra és megjelenítésre kerülnek.

A követelmény elemzése alapján a megvalósított rendszer két fő egységből épül fel, a helymeghatározást, az EKG jel erősítését, átalakítását, és vezeték nélküli átvitelét ellátó áramkörből, és az adatokat fogadó, feldolgozó és kiértékelő számítógépes egységből.

A felügyeleti rendszer logikai vázlata a 2.2.1-es ábrán látható.



3.1. ábra. A felügyeleti rendszer logikai rendszerterve

3.2 Logikai rendszerterv elemzése, a technikai rendszer részletes specifikációja

A logikai rendszerterv elkészítése után a következő lépés a terv elemzése és a technikai rendszer részletes specifikációja és elkészítése. Ahhoz, hogy az egyes funkciókat megvalósító perifériákat, a szükséges teljesítmény és egyéb felmerülő igényeknek megfelelően ki tudjuk választani, szükséges néhány megoldási lehetőség megfontolása.

3.2.1 Az EKG mérés és a kommunikáció elemzése

EKG jel mérésének lehetőségei

Az EKG-jelet a testfelszínre helyezett elektródák segítségével mérjük. EKG jel esetén a jel maximuma 10 mV, szükséges felbontás 5 μ V, tipikus elektróda offset feszültség 300 mV és a közös módusú jel nagyságrendje is 1 -1.5 V. Ez azt jelenti, hogy ha a jelet mindenféle előkondicionálás nélkül akarnánk digitalizálni akkor a 1800 mV-t 5 μ V egységekre kellene felbontanunk, amihez egy minimum 19 bites A/D konvertere lenne szükségünk. Ennek a megoldásnak az előnye, hogy a kicsi és nagy zajjal terhelt jelek mérésénél alkalmazott precíz, analóg áramköri megoldások elhagyhatók. Mivel ezek az áramkörök viszonylag nagy helyigényűek, nagy fogyasztásúak és drágák, azok elhagyásával helyet, energiát, illetve pénzt

takaríthatunk meg. Ugyanakkor mérőbemenetként egy nagy felbontású gyors, Sigma-Delta A/D konvertert kell használni és a jel szűrését feldolgozási algoritmusokkal digitálisan programkódból kell megoldani.

Másik megoldás, hogy a mérendő jelet nem közvetlenül vezetjük az A/D átalakító bemenetére, hanem előbb egy analóg fokozaton felerősítjük, illetve megsűrjük azt. Ekkor a két elektród jele egy mérőerősítő bemeneteire kerül, így a kimeneti jel a két elektród közti potenciálkülönbséggel arányos. Az EKG erősítőben használt műszererősítőnek nagy közösjel-elnyomási tényezővel kell rendelkeznie, hogy a bemenetére jutó, a hálózatban becsatolt közös módusú zavaró jelet minél jobban elnyomja, és az ne jusson tovább az áramkör további fokozataira. Ez az érték tipikusan 80-90 dB. A jelet általában ennél a megoldásnál, körülbelül ötszázszorosára erősítik fel, hogy az egy kisebb felbontású 10 bites A/D konverterrel is feldolgozható legyen. Továbbá felül-, illetve aluláteresztő szűrőfokozatokkal kiszűrjük a 0,05 Hz és a 150 Hz feletti komponenseket.

Kommunikáció a hordozható egység és a szerver között

A hálózaton keresztül a mért EKG jelet illetve, GPS koordinátákat továbbítása szükséges. Ahogy azt, a 2-es részben láthattuk az EKG jel spektruma 150 Hz felett nem tartalmaz jelentős komponenst. Tehát a jelet legalább 300 Hz-es frekvenciával kell mintavételezni, hogy a spektrumátlapolódástól mentesüljünk. Az EKG jeleket azonban ennél valamivel nagyobb frekvenciával, 360 Hz-el szokták mintavételezni. Ennek az egyik oka, az hogy a MIT-BIH adatbázisban, kardiológusok által minősített EKG felvételek is ekkora mintavételi frekvencia mellett kerültek rögzítésre. A mintavételezett jel egy 12 bites AD átalakítón keresztül kerül digitalizálásra. Mindezt két csatornára kiszámolva 8640 kbps szükséges adatátviteli sebességet eredményez. Erre nagyjából 20 %-os többletet számolva, a GPS adatoknak, és figyelembe véve azt, hogy az adatok nem nyersen hanem csomagok formájában kerülnek majd továbbításra, megállapítható, hogy a hordozható egységnek legalább 10 kbps-os adatátviteli sebességgel kell rendelkeznie, ahhoz hogy a mért adatokat folyamatosan tudja továbbítani a szerver felé. Ezt figyelembe véve, illetve az első fejezetben már bemutatott GPRS/EDGE adatátviteli technológia által biztosított adatátviteli sebességet a kommunikációt a hordozható egység és a központi szerver között egy GPRS modul alkalmazásával célszerű megoldani.

Kommunikáció a hordozható egység egyes moduljai között

A GSM modulokat AT parancsokkal soros porton keresztül lehet vezérelni, míg a GPS modulok általában a szabványos NMEA 0183 „GPS adatmondatokat” szintén ezen a kommunikációs csatornán küldik.

3.2.2 Tápellátás elemzés

Ahogy az a specifikációból is kiderül, táp megtervezésénél a szükséges fogyasztás mellett figyelembe kell venni, hogy a rendszer analóg és digitális áramkörökbe is fog tartalmazni, ami szükségessé teszi azok tápellátásának szétválasztását, az egyes egységek stabil tápellátásának érdekében. További fontos tényező, hogy a rendszer energia ellátásáért felelős lítium cella töltéséről is gondoskodni kell. Ehhez vagy külön töltő áramkört kell alkalmazni vagy egy másik megoldás lehet egy olyan GSM modul választása ami rendelkezik már előre integrált töltő áramkörrel. Ez utóbbi megoldás mind költség mind pedig helyigény szempontjából előnyösebb. Tehát a táp kialakításánál ez utóbbi megoldásra kell törekedni.

3.2.3 Részletes specifikáció

A specifikáció és az előzőekben leírt megfontolások figyelembevételével a következő lépésben elkészíthető a rendszer részletes specifikációja, amely már minden olyan részletre kiterjed ami alapján egy működő prototípus elkészítése lehetséges.

Tápellátás

A tápellátás feladata modul energiával történő ellátása. Elvárás az akkumulátorról történő táplálás, az üzemidő egy feltöltéssel legalább 2 óra legyen, illetve a lemerült akkumulátor hálózatra csatlakoztatva újratölthető legyen.

Minimum követelmények:

- 3, 6 V-os tápfeszültség biztosítása
- hálózatról való táplálhatóság
- cella töltés
- akkumulátorról való működés

- legalább 2 óra üzemidő biztosítása, egy feltöltéssel

Mikrokontroller

Az egység feladatai a következő feladatokra terjednek ki:

- EKG elektródák felől érkező jelek feldolgozása
- GPS adatok értelmezése
- Kommunikációs modul vezérése

Elvárás az alacsony ár és a megfelelő számítási teljesítmény mellett, a minél kisebb teljesítményigény, tekintettel az eszköz hordozhatóságára.

Minimum követelmények

- analóg-digitális átalakító, minimum 10 bit-es
- legalább két USART periféria

Saját követelmények

- Tápfeszültségigény: 3,3 V
- Adatbusz szélessége: 16 bit
- energiatakarékos üzemmódok támogatása a minél kisebb fogyasztás érdekében

Külső memória modul

Mivel előreláthatólag a EKG mérés és az adatok továbbítása a szerver felé nem lesznek szinkronban, ezért szükséges megfelelő nagyságú memória egység beépítése is a rendszerbe. Ennek szükséges mérete a tervezés ezen szakaszában még nem megállapítható, mivel még további nem specifikált jellemzők határozzák meg. (EKG jel mérésének gyakorisága, GSM modul feltöltési sebessége, szerverrel való kommunikáció gyakorisága).

GPRS modul

Feladata az EKG mérő és nyomkövető egység és a központi szerver közötti kommunikáció megvalósítása mobil hálózaton keresztül. Elvárás a modullal szemben az egyszerű vezérlehetőség, illetve a kis teljesítményigény.

Minimum követelmények

- Legalább 9 kbps adatsebesség
- UART-on keresztüli vezérlehetőség

Saját követelmények

- jó terméktámogatás,

GPS modul

A modul feladata a műholdakról érkező jelek begyűjtése és kiértékelése. Elvárás a kellően nagy pontosság és érzékenység mellett, a lehetőleg minél kisebb fogyasztás és alacsony ár.

Minimum követelmények:

- nagy érzékenység
- UART kommunikáció
- 10 m belüli pontosság

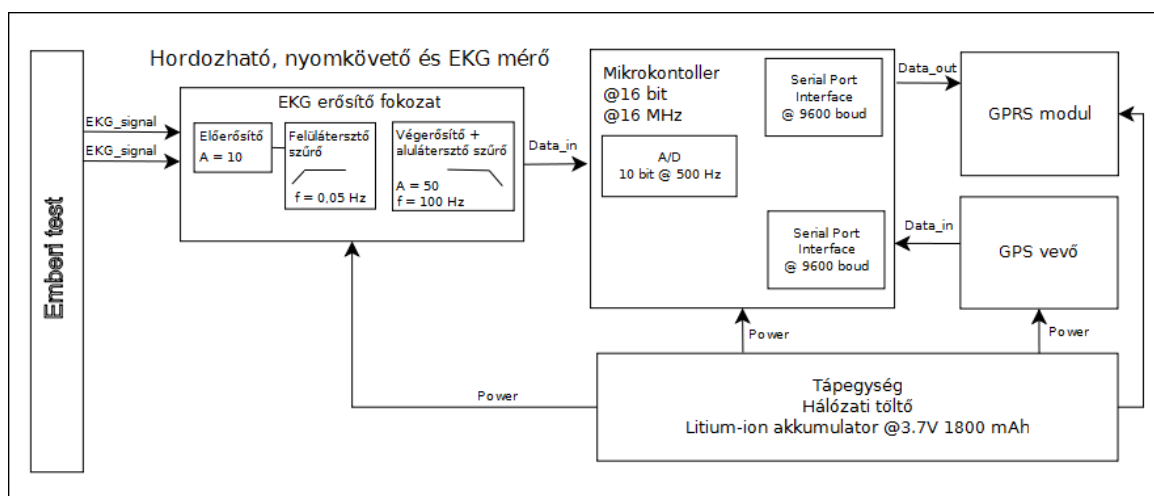
EKG jel-erősítő

Feladata a testfelszínre helyezett mérőelektrodák jelének A/D konverter által feldolgozható szintre való erősítése. Elvárás, hogy nagy közösjel-elnyomással kell rendelkeznie, hogy a bemenetére jutó, a hálózathoz becsatolt közös módusú zavarójelet minél jobban elnyomja, így megakadályozva, hogy az tovább terjedjen az áramkör további fokozataira.

Minimum követelmény

- Legalább 80 dB-es közös elnyomási tényező,
- 3.3 V-ról működjön

3.2.4 A hordozható nyomkövető technikai rendszerterve



3.2. ábra. Hordozható nyomkövető technikai rendszerterve

4. fejezet

Prototípus tervezés

4.1 Technikai rendszerterv elemzése, komponensek kiválasztása

A technikai rendszerterv elemzése során figyelembe kell venni a részletes specifikációban leírt követelményeket és a megvalósítási lehetőségeket. Ezek figyelembe vételével már kiválaszthatóak mindazon eszközök, amelyek beépítésre kerülnek a prototípusba.

4.1.1 Mikrokontroller elemzése

A mikrokontroller feladata az EKG jelek digitalizálása, a GPS modul felől érkező „GPS mondatok” értelmezése, feldolgozása. A mikrokontroller végzi továbbá a mobil adat kommunikációért felelős GPRS modul vezérlését Ezen feladatok és a specifikációban rögzített további követelmények figyelembevételével a fejlesztés során felhasználandó központi egységnek a Texas Instruments MSP430F2617 típusú mikrokontrollerét választottam.

A mikrokontroller főbb jellemzői a következők: [14]

- 16 bites RISC CPU
- 4 Univerzális soros kommunikációs interfész (USCIs)
- Fogyasztási adatok:
 - ◆ Standby < 1 uA
 - ◆ Maximum 16 Mhz 11 mA
- 92 KB flash memória
- 8 KB RAM memória
- 12 bites ADC (10+6 csatorna)
- ICSP- programozás támogatása (In Circuit Programing: a mikrokontroller áramkörben való soros programozása)

A mikrokontroller legnagyobb előnye, hogy fogyasztási adatokban felveszi a versenyt a 8 bites társaival, miközben 16 bites architektúra biztosította előnyökkel (nagyobb megcímezhető memória, nagyobb sebesség...stb.) rendelkezik. Fontos megemlíteni, hogy a kontroller több energiatakarékos üzemmódot is támogat. Minden ilyen módban lehetőség van a mikrokontroller egyes perifériáinak lekapcsolására, ezzel jelentősen csökkentve annak teljesítményfelvételét.

4.1.2 Memória elemzés

A modul feladata hogy, a minden egyes csomagküldés között, az időközben GPS által küldött koordinátákat és mért EKG jel mintáit eltárolja. Modul kiválasztásánál az előzőleg már kiszámolt szükséges kapacitás mellett fontos szempont volt, hogy a modullal a mikrokontroller által támogatott I2C vagy SPI soros interfészen keresztül lehessen kommunikálni. Természetesen a memória megválasztásánál is, akárcsak a többi esetben a minél alacsonyabb fogyasztás is fontos tényező volt. Mindezek megfontolásával a választás Microchip 23A256 SRAM chipjére esett.

Memória modul főbb jellemzői: [15]

- Széles tápfeszültség tartomány: 2.7V -3.6V
- Kis fogyasztás: 2mA @1 MHz
- Nyugalmi fogyasztás < 4 uA
- Kapacitás: 8 Kbyte
- Adatok flexibilis elérése
 - byte-onként;
 - szekvenciálisan;
 - 32 byte-os laponként.

4.1.3 GPRS modul elemzése

A modul feladata a mobil adatátvitel biztosítása a hordozható eszköz és a szerver között GPRS hálózaton keresztül. GPRS modulok alkalmazásával kapcsolatos előzőleges tapasztalattal. Így a fejlesztés közben esetlegesen felmerülő problémák során sok segítséget jelenthet, ha van kitől segítséget kérni. Az alkalmazott Sierra Wireless Q2687 típusú GPRS modul a specifikációban leírt követelményeknek eleget tesz, valamint a Kern Kft. személyében magyar forgalmazóval is rendelkezik.

A GPRS modul főbb jellemzői: [16]

- 900/1800 vagy 850/1900 Mhz GSM sávok
- CPU ARM946
- Fogyasztási adatok
 - ◆ Standby and Idle < 2.5 mA
 - ◆ Active mode 44 mA
 - ◆ Transfer mode 44 mA
 - ◆ Transfer mode max 400 mA
- Open At OS
- Vezérlési lehetőségek
 - ◆ At parancsok, C\C++, Lua script

4.1.4 GPS modul elemzés

A modul feladata a műholdakról érkező jelek begyűjtése és kiértékelése. A kedvező ára, valamint fogyasztási adatai és kis mérete miatt a SUP500F típusú GPS vevőt választottam.

A GPS vevő fontosabb jellemzői a következők: [17]

- - 161 dBm érzékenység
- állítható frissítés 10 Hz-ig

- ~ 2,5 m-es pontosság
- fogyasztás < 33 mA (Tracking)
- Méret: 22 mm x 22 mm
- Integrált kerámia antenna
- Kimeneti formátum: Standard NMEA–0183 mondatok

A nagy érzékenység biztosítja, hogy szinte bármilyen körülmények mellett a személy pozíciója meghatározható legyen. A magas frissítési érték azért volt szükséges, mert csak így biztosítható, hogy a rövid szakaszon gyorsan végrehajtott irányváltatások is még elfogadható hibaszázalékon belül követhetők legyenek. Az integrált antenna megléte a későbbi beépítés megkönnyítése érdekében volt szempont, hiszen így nem kellett külön antenna beszerzéséről és annak külön csatlakozási felület biztosításáról gondoskodni.

A modul a többi forgalomban lévő többi GPS modulhoz hasonlóan soros asszinkron módon kommunikál a környezetével. Az adatokat NMEA–0183 formátumban küldi ki, illetve fogadja, amelyekből már egyszerűen meg lehet szerezni a szükséges információkat.

4.1.5 EKG mérőáramkör elemzés

Mivel az alkalmazott mikrokontrollerben csak 10 illetve 12 bites AD konverterrel rendelkezik, ezért „EKG jel mérésének lehetőségei” ismertetett részben leírt közvetett feldolgozást választottam. Tehát a mért jel egy előkondicionáláson esik át mielőtt az az AD konverter bemeneteire kerülne. Alkalmazott precíziós műszererősítő a Texas Instruments INA118U, valamint a szűrőfokozatban az ugyancsak a Texas gyártmányú MPC6401RT típusú műveleti-erősítők kerültek alkalmazásra. Az áramkör tervezésére részletesebben a Hardver tervezés részben térek ki.

INA118U fontosabb jellemzői: [18]

- kis offset feszültség: < 50uV max
- nagy közös-elnyomási tényező: 110 dB min
- kis drift feszültség: 0.5 uV/ C max
- kis nyugalmi áram: < 350 uA

MPC6401RT fontosabb jellemzői: [19]

- kis nyugalmi áram: 45 uA
- széles tápfeszültség tartomány: 1.8V – 6.0V
- sávszélesség: 1 MHz
- 4 műveleti-erősítő egy tokban

4.1.6 Tápellátás elemzés

Az egyes modulok fogyasztási adatainak ismeretében meghatározható a teljes hordozható eszköz várható áramfelvétele. Amelynek pontos ismeretében már kiválasztható, a modul energiaellátásért felelős lítium-ion cella szükséges amperóra-kapacitása. Az alkalmazott cella kiválasztása az alábbi megfontolások alapján történt meg.

A rendszer tipikus fogyasztása a következő képen alakul.

$$I_{\text{Sys}} = I_{\text{GPRS}} + I_{\text{GPS}} + I_{\text{MCU}} + I_{\text{MEM}} = 44 \text{ mA} + 33 \text{ mA} + 11 \text{ mA} + 3 \text{ mA} = 91 \text{ mA}$$

Tehát az összes fentebb említett modul együttes tipikus áramfelvétele összesen 91 mA. Ehhez az értékhez még hozzájárul a cella töltésért felelős MAX890AB[20] jelzésű akkumulátor töltő IC fogyasztása. Ez 4.4V-os rendszerfeszültség biztosítása mellette további 4mA-rel növeli meg az egység fogyasztását. Ennek az IC-nek beépítésre azért volt szüksége mert a fejlesztés során kiderült, hogy GSM modulban, előzőleg használni kívánt, töltő áramkör nem működőképes. Ezért a töltéshez külön töltőáramkört kellett alkalmazni. Az IC amellet, hogy tölti a rácsatlakoztatott cellát, felelős a GSM modul, illetve két LP3981[21] típusú feszültség szabályozó tápellátásáért is. A két feszültség szabályzó IC külön-külön biztosítja a 3.3 V-os tápfeszültséget az analóg, illetve digitális részek számára. Ezek együttes fogyasztása 0.4 mA, egyenkénti maximális 300 mA-es terhelés mellett. Ezek figyelembevételével így a fogyasztás 96 mA. Tehát ahhoz, hogy a specifikációban meghatározott üzemidőt biztosítani lehessen legalább egy 200 mAh kapacitású lítium-ion cella alkalmazása szükséges.

A cella kiválasztásánál figyelembe kell venni, hogy a fenti értékek az egyes alkatrészek tipikus fogyasztására vonatkoznak. Az áramkör tényleges energiaigényének pontos meghatározásához még a következők is figyelembe kell venni. A GPS modul a korábban

megadott 33 mA -nél akár kétszer több áramot is felvehet abban az esetben amikor még a pozíció meghatározásához minimálisan szükséges 3 műholdat nem találta meg. Ez az érték az adatlap alapján akár 75 mA is lehet. Továbbá a GSM modul fogyasztása adás közben átlagosan 400 mA, ez a relatív magas fogyasztás főleg annak tudható be, hogy a modul fogyasztása az adás 1/8 részében impulzusszerűen akár 2 A is felemelkedhet. Ezek figyelembevételével az áramkör maximális fogyasztása, a legrosszabb esetben folyamatos adás mellett közelíti a 500 mA-t. Pontosan 494 mA.

Mindezen plusz információk figyelembevétele mellett egy 1800 mAh-ás cellával az áramkör folyamatos maximális áramfelvétele mellett is és 70 %-os hatásfok figyelembevételével is több mint két és fél órán keresztül bitósítható az áramkör működése. Ezért a végső áramkörben egy 1800 mAh kapacitású cella került kiválasztásra.

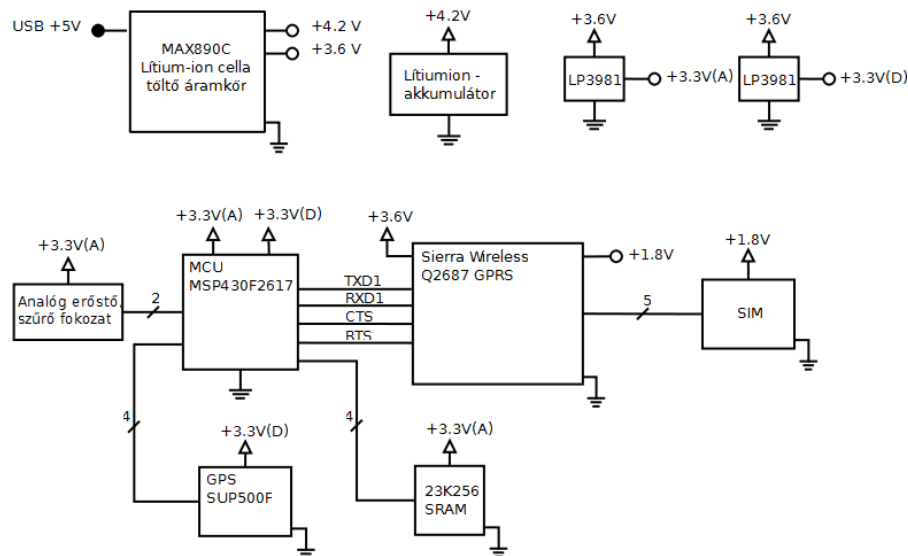
4.2 Részletes tervezés

A tervezés első lépésében a kiválasztott elemekből elkészítettem a hordozható eszköz hardver blokkvázlatát, majd az alapján elkészítettem az áramkör kapcsolási rajzát és huzalozási terveit. A kapcsolási rajz elkészítésénél legtöbb megfontolást EKG jel bementi fokozatának megtervezése igényelte. Ezért a hardver tervezés ismertetésénél ennek a résznek a bemutatására részletesebben térek ki. A kapcsolási és huzalozási tervek elkészítést követően az áramkör legyártásra került, illetve az egyes áramköri elemek beültetése is megtörtént. Az áramkör felélesztése után az egyes részegységek programjainak elkészítésébe kezdtem.

Az alábbiakban a tervezés menetét szeretném ismertetni. Előbb az áramkör hardver szintű tervezését ismertetem, majd ezután a rendszer szoftver komponenseinek működésére, illetve azok egymáshoz való viszonyára térnék ki részletesebben.

4.2.1 Hardver tervezés

Az elkészített blokkvázlat az alábbi ábrán látható.



4.1. ábra. A hordozható megfigyelő eszköz hardver blokkvázlata

A blokkvázlatból jól megfigyelhető az egyes egységek, illetve hogy azok milyen módon csatlakoznak egymáshoz. A rendszer, a korábban már bemutatott, Texas Instruments MSP430F2617 típusú 16 bites mikrokontrollere köré épül. A controllerrel GSM illetve GPS modul UART interfészen keresztül kommunikál, míg a bufferként szolgáló 32 Kbyte memória SPI-on keresztül csatlakozik a mikrovezérlőhöz. Az EKG jel feldolgozása két csatornán keresztül történik. A jobb és a bal kéz között, illetve a bal kéz és a bal láb között mért potenciál különbség a controllerbe épített 12 bites AD konverterének egy-egy külön csatornáján kerül mintavételezésre. A rendszer analóg és digitális komponenseinek tápfeszültség ellátásáért külön stabilizátor IC-k felelősek. Kivételt ez alól GSM modul, mivel ennek a tápellátása közvetlenül a töltő IC -ről történik. Az áramkört szabványos mini USB B interfészen keresztül lehet feltölteni. Az áramkör működtethető közvetlenül USB-ről vagy feltöltést követően a csatlakoztatott lítium-ion celláról.

4.2.1.1 Táp áramkör tervezés

Az tápegység kapcsolási rajza a 1.3 számú függelékben látható.

A táp megtervezésének az első lépése a rendszer áramfelvételének meghatározása. Ezt már az előzőleg 4.1.6-os részben korábban megtettem. Az említett töltő, illetve feszültség stabilizátor IC-k megválasztása az alábbi gondolatmenet alapján történt meg.

A töltő áramkör kiválasztásánál az általános kis méret, kis fogyasztás mellett további szempontok a következők voltak. Az IC által alkalmazott töltő algoritmus lítium-ion cellák töltéséhez minél inkább kedvezőbb legyen, lehetőleg USB keresztüli töltést támogassa, mindezt minimális kiegészítő passzív alkatrészek felhasználása mellett. A választott Maxim max8903A mindezen feltételeknek eleget tesz. [20]

A stabilizátor IC-k megválasztásánál a főbb szempont a megfelelően kis drop feszültség és a minél kisebb saját zaj, valamint a megfelelően nagy terhelhetőség volt. Mivel 3.6 V-os bemeneti feszültség mellett 3.3 V-os stabil kimeneti feszültség előállítása szükséges, így a maximálisan 300 mV drop engedhető meg. Maximális várható terhelő áram nagysága analóg rész esetén 1 mA, míg a digitális komponensek estében 91 mA. Természetesen a minél kisebb hely, illetve minél jobb teljesítmény/ár arány itt is szerepet játszott a megfelelő IC kiválasztásánál. Mindezek figyelembevételével mellett esett a választás a National Semiconductor LP3981 típusú feszültség szabályozójára. Az IC rendkívül kis saját zajjal (35 μV_{rms} 10 Hz – 100 kHz), kis droppal (132 mV) rendelkezik, 3.3 V-os stabil kimeneti feszültség biztosítása mellett. [21]

Ahogy az már szintén a 4.1.6-os részben említésre került a rendszerben található GSM modul adás idejének 1/8-ban, átlagosan 577 μs -ig 2A is felvehet. Mivel mind a töltő IC mind pedig a stabilizátor IC-k maximális terhelhetősége jóval kisebb mint 2A, ezért gondoskodni kellett arról, hogy a rendszer feszültsége a hirtelen megugró áramfelvétel hatására sem essen a minimális 3.3 V-os határ alá adás közben, ami már a rendszer bizonytalan esetleges hibás működéséhez vezethetne. Ennek megakadályozása képen egy 100 μF -os tantál kondenzátor került beépítésre.

4.2.1.2 Analóg erősítő és szűrő áramkör

A hasznos EKG jel mellett zajok és zavarok vannak a mért feszültségben. A zajokat azok eredettét a második részben már esett szó. Ebben a részben ezen nem kívánt hatások eltávolításának módját ismertetem bővebben.

A logikai rendszerterv elemzésénél említett két megközelítés közül a közvetett megoldás lett alkalmazva, tehát mikor a mért jel AD átalakítás előtt erősítésre illetve szűrésre kerül. Azért részesítettem ezt a megoldást előnybe, a szűrést és erősítést nem igénylő, közvetlen feldolgozással szemben, mert a jel analóg kondicionálásával jelentős terhet vehetek le a mikrovezérlőről, amivel annak áramfelvételét még tovább csökkenthetem. További érv, hogy közvetlen átalakításra csak a külső nagy felbontású Sigma-Delta AD alkalmazásával lett volna lehetőségem, tekintettel arra, hogy az alkalmazott mikrovezérlőben található AD konverterek 10, illetve 12 bites felbontása nem elegendő a jel erősítés nélküli feldolgozásához.

Tolerancia séma meghatározása

A szűrő tervezés első lépése a szükséges szűrő tulajdonságainak ún. tolerancia sémájának meghatározása. Ehhez ismerni kell a feldolgozandó jel spektrumát, illetve azt, hogy az egyes zaj komponensek a spektrumban hol és milyen energiával vannak jelen. Továbbá kikötést kell tenni a maximális jel-zaj viszony nagyságára is.

Az EKG jel spektruma olyan, hogy 150 Hz fölött gyakorlatilag elenyésző energiatartalommal bír. A feldolgozandó EKG jel alsó határfrekvenciájára különböző irodalmak különböző értékeket adnak meg. A 0.05 Hz egy elterjedt érték.

Az áramkör ofszet feszültsége, tipikusan 10 mV alatti érték, elsősorban a bemenő jel közösmódusú összetevőjétől és a hőmérséklettől változik. A közösmódusú összetevő gyakorlatilag állandónak tekinthető, míg hőmérséklet nagyon lassan változik. Így az ofszet feszültség gyakorlatilag DC összetevőként kezelhető. Az elektróda potenciál, néhány tized volt, alapvetően állandó, de az elektródák elmozdulásával változik. Ennek a változásnak a mértéke függ az elektróda típusától, de a frekvencia a mozgató frekvenciájától függ nagyságrendileg. Nagyságrendileg 5 Hz számolva, jó közelíti a tapasztalatokat. Azt szeretnénk elérni, hogy legalább 40 dB-el legyen a csúcs jel -zavar viszony, vagyis 1mV EKG

jel mellett maximum 10 μV legyen a zavaró jel nagysága. Ezek figyelembe vétele mellett a következő kritériumok állnak elő.

- Nagyon alacsony frekvencián, maximum 10 μV -os megengedett zavar feszültség mellett 60 dB elnyomásra van szükség, maximális 10 mV-os ofszet feszültséggel számolva.
- Megközelítőleg 5 Hz-en, egy tized voltos zavarfeszültséggel számolva 80 dB-es elnyomásra lesz szükség.
- 0.05 Hz-en pedig maximum 3 dB lehet az elnyomás.

Az utolsó két kritérium egymásnak ellentmond, valamilyen kompromisszumot kell kötni. Az alábbi lehetőségekkel lehet élni.

- Másfajta elektródák használata, amikkel lecsökkenthető a mozgás okozta elektródapotenciál változás.
- 5 Hz-en engedni az elnyomásból, számolva azzal, hogy ennek hatására rosszabb lesz a jelminőség.
- A 0.05 Hz-es alsó határfrekvencia helyett valamivel magasabb alsó határfrekvencia választása, számolva azzal, hogy ennek következtében esetleg hasznos jelösszetevők vesznek el.

Az eddigiek alapján annyi konkrétum maradt, hogy nagyon alacsony frekvencián legalább 60 dB legyen az elnyomás. Emellett számítani kell néhány Hz-es zavaró jelek jelenlétére.

A mért jel nagyfrekvenciás részeinél a zajok már nagyobb energiát képviselnek ezért a feladat az ő energiájuk csökkentése, másrészt az EKG és a zavaró jelek nagyfrekvenciás komponenseinek elnyomása, hogy a mintavételezés utáni spektrumátlapolódásoktól mentesüljünk. Hasonlóan a kis frekvenciás zajoknál tett kikötéshez, a nagy frekvenciás csúcsjel-zavar viszonyra is 40 dB-es elnyomást kötöttem ki. Mint már említettem az EKG jel spektruma, olyan hogy 150Hz fölött elenyésző lesz az energiája, emiatt az átlapolódásával gyakorlatilag nem kell foglalkozni. A hálózati 50 Hz-es zavaró jel felharmonikusai jóval nagyobb energiájú, a szintje a szűrőt megelőző fokozat (műszererősítő), közösmódusú elnyomásától függ. Tehát megfelelően nagy közös jel elnyomás mellett ez sem lesz igazán jelentős. De mivel a CMRR értéke a frekvenciával csökken, ezért szükség van szűrésre.

Szűrő típus meghatározása

A tolerancia séma ismerete mellett a szűrő típusának kiválasztásánál azt is figyelembe kell venni, hogy az alkalmazott szűrő milyen torzulást okoz a hasznos jelben. Törekedni kell arra, hogy az alkalmazott szűrő minél kisebb mértékben torzítsa a jelet, tehát a szűrő átvitele minél jobban közelítse az ideálist. EKG jel esetében nem célszerű csak az ideális átvitelre törekedni. Ennek oka a következő. Az ideális szűrő impulzusválasza $\sin x/x$ alakú, és ha a megvalósított szűrő minél közelebb áll az ideálishoz, annak az impulzus válasza is jobban hasonlít az ideáliséhoz, azaz a $\sin x/x$ -hez. Azonban ezek a hullámzások hamis P, illetve T hullámoknak tűnhetnek a jelben, aminek az az eredménye, hogy a szűrő többet árt mint használ. Emiatt felül-áteresztő esetében célszerű egy egyszerű RC tagot választani. Ennek határfrekvenciáját a a már korábban ismertetett okok miatt előzetesen az ideális 0.05 Hz helyett 1 Hz-re választottam meg. Nagyfrekvenciás jelek kiszűrésére aktív szűrőt kapcsolást használtam. A következő megfontolások miatt.

Egy egyszerű passzív aluláteresztő szűrő átviteli függvénye a következő képen írható le.

$$H = \frac{1}{1 + sRC} \quad (4.2.1.2.1)$$

$sRC = p$ jelölés bevezetésével a fenti képlet a következő egyszerűbb alakot ölti.

$$H = \frac{1}{1 + p} \quad (4.2.1.2.2)$$

Ha az igények, ahogy a mi esetünkben is, meredekebb elnyomást kívánunk a vágási frekvencia közelében, akkor n aluláteresztő szűrőt kapcsolunk sorba, ekkor az átvitel a következő képen alakul.

$$H = \frac{1}{(1 + aP)(1 + bP)(1 + cP) \dots} \quad (4.2.1.2.3)$$

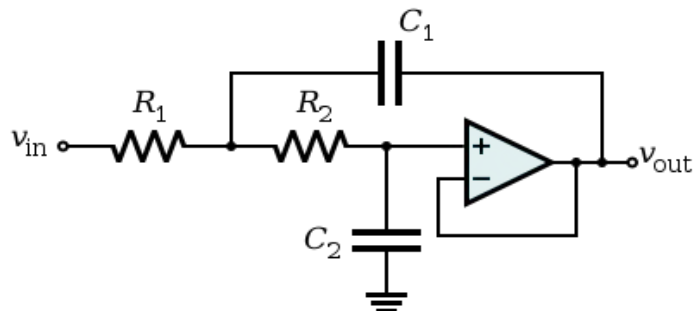
ahol, a, b, c, \dots pozitív valós együtthatók.

Ilyen frekvenciafüggést passzív RC hálózattal nem lehet megvalósítani, tekercset is tartalmazó vagyis RLC hálózatra van szükség. Az induktivitás megvalósítása nehézséget okoz, mert kis frekvencián nagy induktivitásra van szükség, méretezésük nehézkes, illetve a szomszédos alkatrészekre gyakorolt hatásuk sem előnyös. Az induktivitások alkalmazását elkerülhetjük, ha aktív alkatrészeket, műveleti erősítőket használunk. Ezek az aktív szűrők. A szűrők típusától függően (Butterworth, Csebisev, Bessel..stb.) a 4.2.1.2.3 képletben az

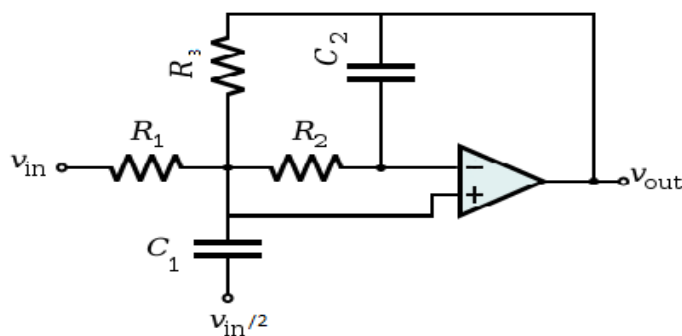
együtthatóknak különböző értékük van. Az együtthatók azaz a szűrő típusának megválasztásával kívánt átvitelt érhetjük el. A fenti szűrők közül az átvitel a legkevésbé a Butterworth típusú szűrőkkel romlik a legkevésbé. Így a alul-áteresztőként egy két pólusú Butterworth típusú szűrőt alkalmaztam. Tekintettel arra, hogy pólusonként ezzel a típusú szűrővel 20 dB/dekád csillapítást lehet elérni, ezért ahhoz, hogy az előzőleg meghatározott 40 dB/dekádos elnyomást teljesíteni tudjam, két pólusú szűrőt kellett használni.

Topológia választás

Két pólusú aluláteresztő szűrő megvalósítására két elterjedt áramkörti kapcsolás létezik. Az egyik az ún. Sallen-Key (8. ábra) topológia illetve MFB (9. ábra) vagy többszörösen visszacsatolt topológia. A Sallen-Key topológia előnye a kevesebb alkatrészigény, viszont az MFB kapcsolás kevésbé érzékeny az alkatrész értékeinek a szórására. További hátrányt jelenthet a Sallen-Key topológia alkalmazásánál, hogy csak egységnyi erősítést lehet vele elérni. Mindezek figyelembevételével MFB topológia alkalmazása mellett döntöttem.



4.2. ábra. Sallen-Key Topológia



4.3. ábra. MFB topológia

Szükséges erősítés meghatározása

Az áramkör erősítésének a meghatározásához a következőket kell meggondolni. Az EKG jel csúcsa 1 mV körül alakul, azonban ennél érdemesebb nagyobb tartományt kezelni az esetleges nagyobb csúcsok kezelésére. Általában az EKG mérőberendezése +- 5 mV-os tartományt kezelnek., így az erősítés meghatározásánál én is ezt a szám adatott vettem alapul. A mikrokontrollerbe épített AD konverter 0-2.5 V-os tartományt kezel, ezért a következő egyszerű osztás elvégezve a szükséges maximális erősítésre 250 értéket kapunk. A legjobb eredmény eléréséhez ezt az erősítést az alkalmazott műszererősítő és a szűrőfokozat erősítésének együttes erősítésének megfelelő arányával lehet elérni. Arány megválasztásánál figyelembe kell venni, hogy MFB kapcsolás erősítését nem érdemes túl magasra állítani, mert az nagyon kicsit bemeneti impedanciát eredményez, ami viszont azt eredményezné, hogy az öt megelőző felüláteresztő szűrkapcsolásban túl nagy értékű kondenzátor kellene használni az 1 Hz-es vágási frekvencia eléréséhez. Ezért az alkalmazott INA118 műszererősítő erősítését 10, míg a szűrőkapcsolás erősítését 25-szörös értékre választattam meg.

Alkatrész kiválasztása, értékek meghatározása

A szűrő viselkedését mind az alkalmazott műveleti erősítők és kapacitások egyes tulajdonságai jelentős mértékben befolyásolja. Így azok kiválasztásánál ügyelni kell arra, hogy a feladathoz leginkább megfelelő komponenseket válasszuk, annak érdekében, hogy a korábban meghatározott átvitelt a lehető legjobban közelítse a megépített kapcsolat. A továbbiakban röviden a kapacitások és műveleti erősítők azon paramétereit és szerepét ismertetem amiket mindenképp figyelembe kell venni a tervezés során.

A valóságban a kondenzátorok viselkedése jelentős mértékben eltérhet az ideálistól. Ennek oka egyrészt az elektródák soros induktivitása és ellenállása, illetve a dielektrikum szigetelési ellenállása. Ezen veszteségek következtében annak impedanciája jelentős mértékben eltérhet a néveleges értéktől, ami torzulást okoz a szűrőben. Az általános kerámia kondenzátoroknak tipikusan nagy szigetelési ellenállással rendelkeznek, ezért ezek használta a szűrőben nem ajánlott. Helyettük inkább, a sokkal kisebb veszteségeik miatt, ún. NPO kerámia kondenzátorokat célszerű használni.

Az aktív szűrőkben alkalmazott műveleti-erősítők megválasztásánál nagyon fontos, hogy azok a feladathoz megfelelően kis saját zajjal, kellően nagy sávszélességgel rendelkezzenek.

Aktív elemről lévén szó, az alkatrész kiválasztásánál törekedni kellett arra, hogy annak nyugalmi árama minél kisebb legyen. További szempont volt, hogy az erősítő képes legyen ún. single-ended üzemmódban működni, elkerülve ezzel negatív tápfeszültség alkalmazását. Természetesen ügyelni kellett arra is, hogy a rendelkezése álló 3.3V-os tápfeszültségről működőképes legyen. Ezen követelmények figyelembevételével mellett esett a választásom Microchip MPC6404 műveleti erősítőjére. Ennek nyugalmi árama erősítőnként 45 μA . Erősítés sávszélesség szorzat 1 MHz, ami, figyelembe véve azt, hogy a bementi jel sávszélessége 150 Hz és a beállított erősítés 25. Tehát a szükséges 40 KHz-es minimális sávszélességnek az erősítő bőven eleget tesz.

Az szűrőkapcsolás bemenetén alkalmazott műszererősítőként a korábban már említett Texas Instrument INA118U került az áramkörbe beépítésre. IC kiválasztásánál a szűrőknél figyelembe vett követelményeken túl a megfelelően kis csúcs jel-zaj viszony eléréséhez további szempont volt, hogy a az legalább 60 dB-es közös jel elnyomással rendelkezzen. A maga 110 dB-es elnyomásával és azt a tényt figyelembe véve, hogy az áramkört direkt EKG jelek méréséhez fejlesztették ki, az áramkör használata ideális választásnak mondható.

Megvalósított kapcsolás elemzés

Az analóg bemeneti fokozat kapcsolási rajza a 1.2 számú függelékben látható.

A kapcsolatban szereplő U21 és U23 INA118U műszererősítők kimenetein, az alkalmazott elvezetésnek megfelelően a jobb kar és a bal kar között, illetve bal kar és a bal láb között mért feszültséggel arányos kimeneti jelet szolgáltatnak, miközben azt 10 szerezére erősíti. Az erősítést a kapcsolatban az IC R_g jelű lábai közé kapcsolt ellenállásokkal lett beállítva a következő képletnek megfelelően. A műszererősítők utáni RC-tag korábban tárgyalt 1 Hz alatti zavarok kiszűrésért felelős. Az ezt követő követőerősítő kapcsolat megfelelően nagy bemeneti impedanciát biztosít a 2 pólusú Butterworth típusú aktív aluláteresztő szűrőnek. Mivel a műveleti erősítők csillapítása kisebb lesz az elméleti -40 dB/dekádós értéknél és a kimeneti impedanciája is megnő ezért célszerű még egy aluláteresztő tagot tenni a mikrokontroller AD átalakítója elé. Ezt a feladatot látja el kapcsolatban szereplő R27, C211 R213, C212 elemekből felépülő két RC tag.

Mivel az AD 0 és 2.5 V közötti tartományt dolgoz fel ezért, a műszererősítők, illetve a többi műveleti erősítő munkapontját célszerű annak felér beállítani. A munkapont

beállításához szükséges 1.25V előállításához a kapcsolásban szereplő U24C jelű műveleti erősítővel megvalósított kapcsolás a mikrovezérlőből kivezette belső 2.5V-os feszültségét felezi. A feszültségosztóként szolgáló R217 és R218 jelű ellenállások értékeit, úgy kellett megválasztani, hogy azok ne terheljék a kontroller Vref lábát.

A hagyományos EKG-készülékeknél megszokott módszer az, hogy a közös módusú feszültséget leveszik a műszererősítő kapcsolásban található ellenállások közös pontjáról és egy viszonylag nagy negatív visszacsatolású erősítővel a páciensre vezetik, hogy kivonják azt az erősítő bemenetéről. A segédáramkör igen kis áramot hajt végig a páciens testén, de igen nagy (10-50 dB) jel/zaj viszony javulást lehet a segítségével elérni. A kapcsolásban ezt a U24A és U24B jelű műveleti erősítővel kialakított kapcsolás látja el.

Mivel a kapcsolásban összesen 7 műveleti erősítő szerepet ezért két egyenként 4-4 erősítőt tartalmazó MPC6404 típusú IC került használatra. A nem használt egy műveleti erősítőt az adatlapjában [22] leírtak szerint úgy lett bekötve, hogy az minimális többlet áramfelvételt eredményezzen.

Kapcsolás szimuláció

Miután a kapcsolás illetve annak egyes elemeinek értékei meghatározása kerültek, a tervező programba épített áramkör szimulátorral megvizsgáltam annak átvitelét. A mérés során az x ábrán látható átviteli függvényt kaptam. Mivel ez körülbelül megfelel az előzetes várakozásoknak, így joggal feltételezhető, hogy az előzetes számítások helytállóak.

4.2.1.3 GPRS, GPS, SRAM, MCU

Az alfejezet címében szereplő részegységek kapcsolási rajzának elkészítése, nem igényelt annyi megfontolást mint az eddig ismertetése került táp, illetve analóg rész megtervezése. Ez annak tudható be, hogy gyakorlatilag mindegyik egység feladatát egy-egy komplett nagy bonyolultságú integrált áramkör látja el. Természetesen, ahhoz hogy ezek megfelelően működjenek szükséges néhány kiegészítő alkatrészt beépítése, illetve, áramkör használata. Az alábbiakban ezen részek ismertetésére térnek ki.

A mikrokontroller kapcsolási rajza a 1.6 számú függelékben látható.

Tekintettel arra, hogy a mikrokontroller vegyesen tartalmaz analóg, illetve digitális áramköri elemeket, azoknak külön táp biztosítása szükséges. Ezért a mikrokontroller mind az

analóg mind pedig a digitális tápra is csatlakozik. Ahhoz, hogy a nem kívánatos zajoktól, parazita effektusoktól, illetve esetlegesen kialakuló földhurkoktól mentesüljünk, a táp lábak és a föld, valamint a Vref láb és a föld közé egy 10 uF és egy 100 nF-os kerámia kondenzátor került beépítésre.

A mikrokontrollerhez egy 32 KHz-es frekvencián rezgő kristály csatlakozik. Ez a kristály biztosítja az órajelet a kontroller A jelű számláló/időzítő perifériája számára. Az analóg bementi fokozat kimentei jelei, az A0 és A1 jelű 12 bites AD-k bemeneteire csatlakoznak. Az áramkör kettes portjára kötött ledek, fejlesztést segítő, debug céllal kerültek beépítésre. A mikrokontroller támogatja az ICSP-szabványt, ami azt jeleníti, hogy az eszközt az áramkörbe való beépítése után is lehet programozni anélkül, hogy azt ki kellene venni onnan. A programozás 5 vezetéken keresztül történik: föld, táp, master, clear, data, clock. Ezek a jelek egy egyedi csatlakozóra lettek kivezetve, amire a külső programozó egységet lehet csatlakoztatni és a vezérlőt programozni. A debugger számára szükséges, nagyságrendileg 0.5 ms időtartamú bekapcsolás utáni reset impulzust egy RC tag állítja elő. A GPRS adó a UCA0 jelű UART periférián keresztül kommunikál, míg GPS vevő UCA1 jelű perifériát használja. A külső statikus memóra UCB0 jelű SPI interfészen csatlakozik a mikrokontrollerhez. A mikrokontroller 5.4-es jelű portja a töltőáramkör kapcsolásánál elhelyezett növekményes N csatornás MOSFET gatejét vezérli. Így ennek a portnak engedélyezésével, illetve tiltásával a töltés be, illetve ki kapcsolható.

A GPRS modul kapcsolási rajza a 1.5 számú függelékben látható.

Az kapcsolatban látható 100 uF-os kondi már a tápegységnél tárgyalt okok miatt a modul adás közbeni hirtelen megnövekvő energiaigényét hivatott ellátni. A GPRS modulhoz csatlakoztatva lett egy SIM kártya tartó foglalat. A foglalat szabad csatlakozási pontjai miatt, védelmet kellett biztosítani az esetleges statikus kisülések ellen. Ezt a feladatot látják el a foglalat és a GPRS modul között elhelyezett schottky diódák és szupresszor dióda.

4.2.1.4 Huzalozási rajz

Az elkészített huzalozási rajzok a 2.sz függelékben láthatók.

Mielőtt az áramkör huzalozását elkezdtem volna, az egyes modulok áramköri lenyomatát (footprint-jét) létre kellett hoznom a tervező programban, mivel se GPRS se GPS modul esetében nem álltak rendelkezésre előre elkészített lenyomatok. Az áramkör huzalozása során

elegendő volt két réteg használata. A panel formáját és méretét az előzőleg kiválasztott doboz nagysága és formája szabta meg. Az alkatrészek elhelyezésénél szem előtt kellett tartani, hogy az analóg rész amennyire csak lehet legyen elszigetelve az áramkör többi részétől, ezzel lehető legkisebbre csökkentve a digitális áramkörök nagyfrekvenciás jeleinek becsatlakozását a mért jelbe. Mivel a doboz méreteiből adódóan a panel mérete jóval nagyobb mint amit az alkatrészek felület igénye megkövetelne, így az analóg rész szeparálását megfelelően meg tudtam tenni. Nagy egybefüggő földréteget ki tudtam alakítani az analóg és digitális áramkörök között.

A GPRS modulnál a védődiódák különösen a szupresszor dióda elhelyezésére kellett ügyelnem, hiszen ahhoz, hogy a megfelelő védelmet biztosítsa az egységek számára, ahhoz a lehető legközelebb kellett elhelyeznem a SIM kártya foglalathoz.

A tápvezeték vastagságának a kialakításában figyelembe vettem, hogy a GPRS modul adáskor, az adás idejének egy harmadában akár 1.5-1.7 A-t (2 ms-ig) is felvehet. Ezért a jelentősebb feszültségesések elkerülése végett jellemzően 0.7 mm vastag tápvezetékot használtam. Mivel az egyes jelvezetékeken a kommunikáció maximum 115200 Baud/s (soros kommunikáció miatt) sebességgel történik, ezért a jelek a vezetéken való áthaladásának az ideje sokkal kisebb, mint a jelek számításba veendő komponenseinek periódusideje. A hosszú vezetékek nem okoznak számottevő szintesést, valamint a reflexiókkal és a vezetékek jelkésleltetésével sem kellett számolnom ilyen sebességek mellett. A GPRS modul nagyfrekvenciás jelei a modulon belül „mennek”.

4.2.1.5 Alkatrészek beültetése

Az elkészített beültetett áramkör fényképe a 3.sz függelékben látható.

Az áramkör legyártatását követően az egyes alkatrészek beültetése, az áramkör felélesztése is megtörtént. Ezt követően az áramkör egyes részeinek áramfelvétel, analóg bementi szűrő fokozat átvitele, illetve a GPRS modul feltöltési sebességét illetően méréseket végeztem. Ezen méréseket a az utolsó 5 fejezetben tárgyalom részletesebben.

4.2.2 Szoftvertervezés

A mikrokontroller vezérlőprogramja a korábban meghatározott specifikáció alapján három szoftver modulra bontható.

- EKG mérő modul
- GPS vezérlő modul
- GPRS vezérlő modul

4.2.2.1 GPRS kommunikáció

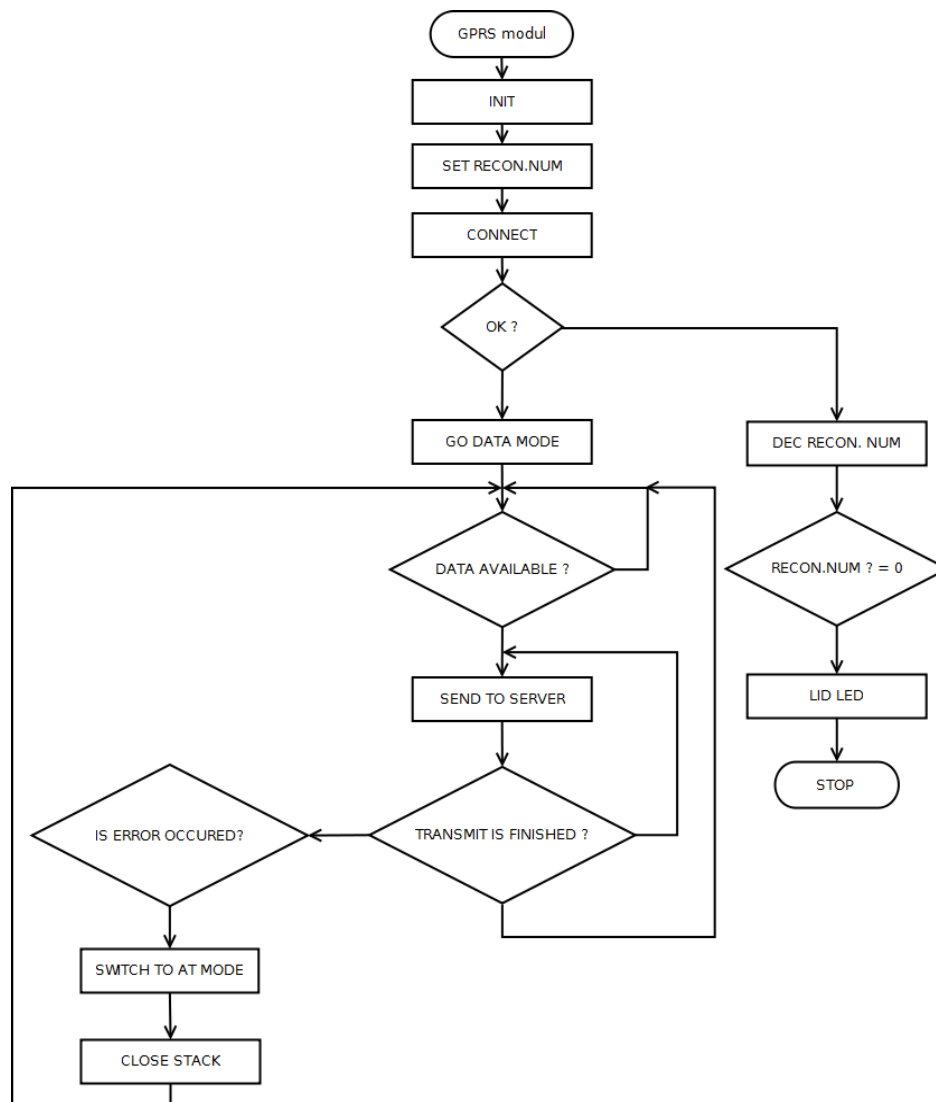
Feladata a mért EKG jelek és a GPS koordináták GSM hálózaton való továbbítása. Az alkalmazott Q2687-es modulba épített ARM9 alapú mikrovezérlőn futó Open AT beágyazott operációs rendszer, lehetővé teszi, hogy az egységet ún. AT parancsokkal lehessen vezérelni. Az AT parancsok olyan szöveges utasítások, amelyet az amerikai HAYES cég dolgozott ki és szabadalmaztatott. A parancskészlet egy alapkészletből és egy tetszőlegesen bővíthető opcionális készletből áll. Példa Az

AT+WIMIE=?

paranccsal kérhető le a modul IMEI száma.

Alaphelyzetben csak a modul GSM funkcióinak vezérlésére volt lehetőség AT parancsok használatával. Szerencsére az egységhez rendelkezése állt egy TCP/IP stacket megvalósító szoftver komponens. Amit a modulba integrálva már GPRS funkciók is megvalósíthatóak lettek pusztán AT parancsok segítségével.

Blokkvázlat



ábra 4.4. GPRS vezérlő modul szoftver blokkvázlat

Működés leírása

A program az inicializálási fázisában a következő beállítások történnek meg. Kiválasztásra kerül a használni kívánt hálózat típusa, ami most GPRS hálózat. A belépési pont megadását követően (APN) megtörténik az eszköz azonosítása a hálózaton, a felhasználói név és jelszó segítségével. Ha az azonosítás sikeres volt akkor az eszköz megpróbál a megadott IP és port beállítások alapján távoli szerverhez csatlakozni. Amennyiben ez sikertelen volt a program kísérletet tesz az újbóli csatlakozásra, mindezt addig ismétli, amíg a csatlakozás sikerrel

nem jár vagy az előzőleg meghatározott próbálkozások nullára nem csökken. Ha a csatkozás sikertelen volt a program futása megáll, amit a panel található egyik LED kinyújtásával jelez. Abban az esetben, ha a csatlakozás sikerrel járt akkor az GPRS egység átvált AT módról adat módra. Ezután minden soros port felől érkező adat nem mind parancs hanem mind nyers adatként kerül feldolgozásra és továbbításra. Mivel a kommunikáció folyamatos a szerver és külső egység között, ezért a program mindaddig ebben az állapotban marad míg, az eszközt ki nem kapcsolják vagy valami hiba folytán a kapcsolat meg nem szakad a szerverrel. Mindkét esetben a program bezárja a megnyitott kapcsolatot, és újból kapcsolódni próbál a szerverhez. Sikeres újracsatlakozás esetén, az adatok újból elküldésre kerülnek.

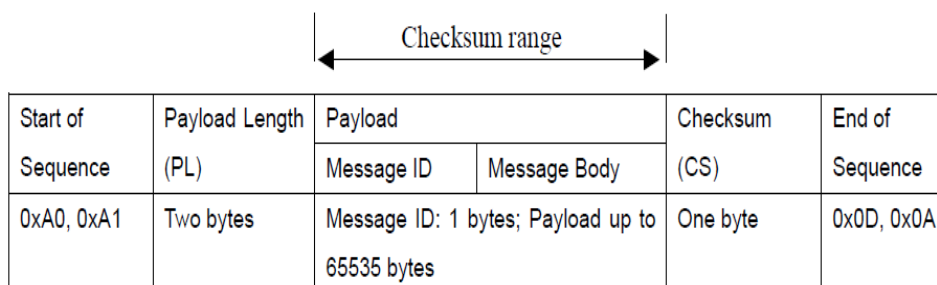
4.2.2.2 GPS adatok feldolgozása

Ennek a modulnak a feladata GPS modul megfelelő inicializálása illetve GPS vevő által ún. NMEA (10. ábra) mondatok feldolgozása, megfelelő adatstruktúrába rendezése.

`$GPGLL,2447.0944,N,12100.5213,E,112609.932,A,A*57<CR><LF>`

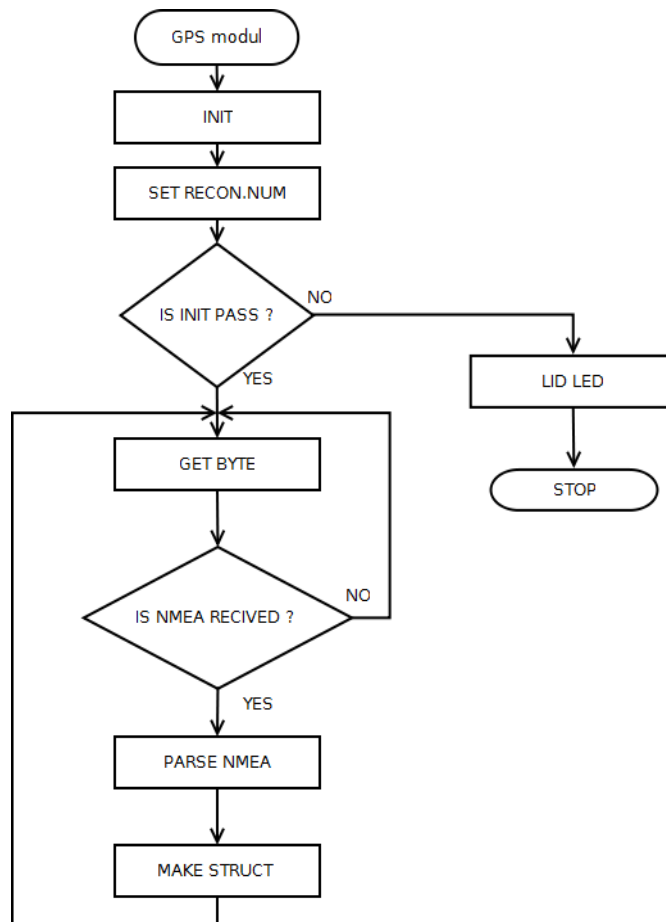
ábra 4.5. GPGLL típusú NMEA mondat

A vevő vezérlése, a GPRS modulhoz hasonlóan, soros porton keresztül történik. A vezérléshez használt parancsok megtalálhatók az eszköz adatlapjában. Az egyes parancsokat meghatározott keretformátumban (11. ábra) kell elküldeni a modul felé. Az így elküldött parancsokra a modul, attól függően, hogy az utasítás végre hajtása sikeres volt-e vagy sem, ACK vagy NACK üzentekkel nyugtázza.



ábra 4.6. GPS modul által használt keretformátum felépítése

Blokkvázlat



ábra 4.7. GPS vezérlő modul szoftver blokk vázlat

Működés leírása

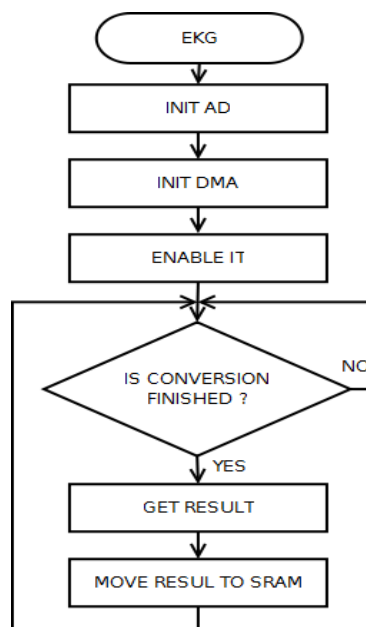
A program inicializálási fázisában a vevő következő paraméterei kerülnek beállításra. Többek között itt történik meg annak a beállítása, hogy a modul milyen gyakorisággal frissítse a pozíciós adatokat, az UART átviteli sebességének és a kimeneti adat formátum meghatározása...stb. Kihasnálva, hogy az eszköz minden felé küldött parancsot nyugtázz, az inicializálást megvalósító állapotgép PAR (Positive Acknowledgement Retranmission) protokollal lett implementálva. Azaz minden egyes utasítás mindaddig újra küldése kerül a mikrokontroller felül amíg azt a GPS vevő pozitívan nem nyugtázza, vagy az újrapróbálkozások száma le nem járt. Abban az esetben, ha vevő egy parancsot nyugtázott akkor a program futása a következő parancs elküldésével, illetve az újraküldések számának helyreállításával folytatódik. Ha minden parancs kiküldésre került akkor az inicializálás

befejeződött és a program következő állapotába lép. Abban az esetben viszont, ha egy parancs a megadott maximális újrapróbálkozások után sem került nyugtázásra, akkor a program futása megszakad amit a program a panelen elhelyezett egyik LED kinyújtásával jelez. Az inicializáció után a program a beérkező NMEA mondatokat értelmezi, és a mondatból kinyert pozíciós adatokat, pontos idővel együtt egy előre meghatározott adatstruktúrába menti.

4.2.2.3 EKG jel mintavételezése

A modul feladata a mikrokontroller, EKG jel digitalizálását végző, AD átalakítójának megfelelő inicializálása, illetve jel mintáinak SRAM-ba való mozgatása. A minták eltárolása azért szükséges mert, a GPS vevő a pozíciós adatokat 1 Hz -el képes frissíteni, ami azt jelenti, hogy 1 másodpercenként küld egy teljes NMEA mondatot a mikrokontroller felé. Ennyi idő alatt a 360 Hz-es mintavételi frekvenciával számolva 12 bites felbontás mellett, a két csatornán megközelítőleg 8 KByte minta áll elő. Ahhoz, hogy a két frissítés között eltelt időben mért EKG jel mintáit és a frissült GPS koordinátákat egy adatsomagban tudjuk a szerver felé továbbítani, a GPS adatok frissítése közötti időben a mintákat tárolni kell.

Blokkvázlat



ábra 4.8. EKG mérő modul
szoftver blokkvázlat

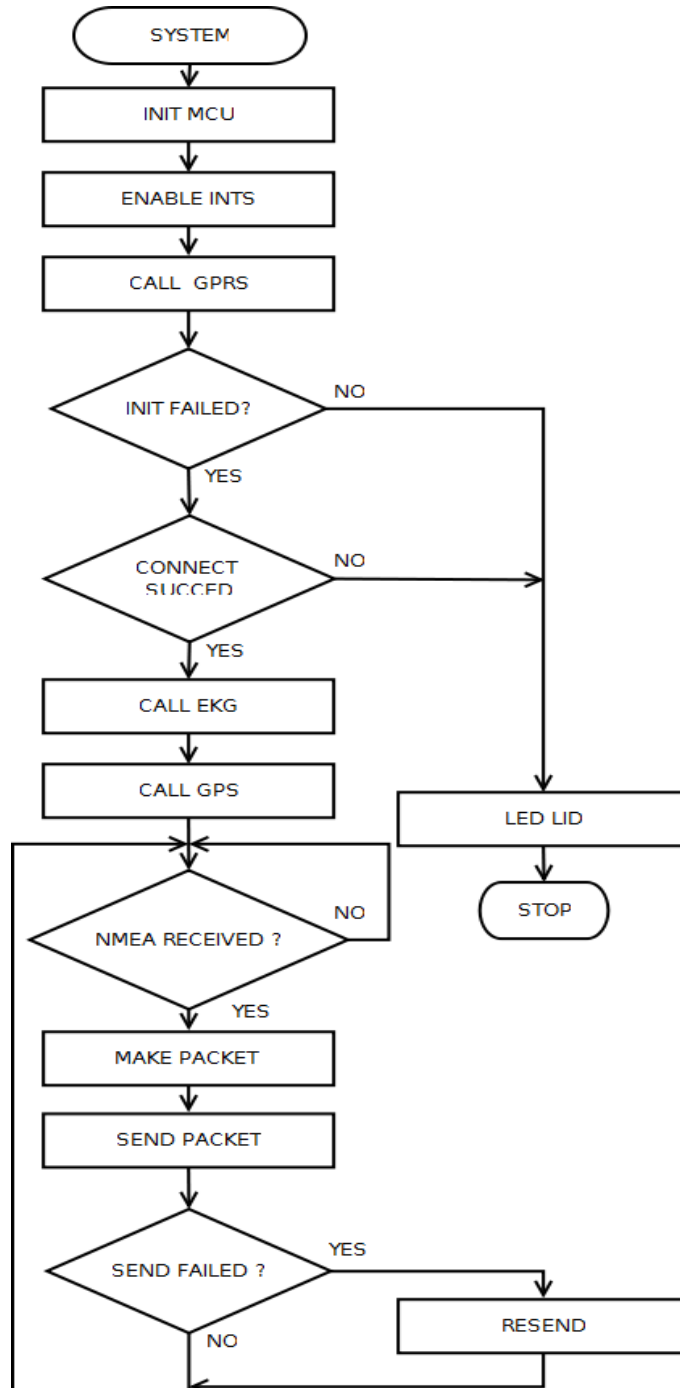
Működés leírása

A program az előző két modulhoz hasonlóan egy inicializálási fázissal kezdődik. Ebben a részben történik meg az AD konverter, illetve DMA beállítása. Ebben az esetben az AD konverter inicializációja nem jelent mást mint a periféria control regiszterének megfelelő beállítását. Többek között kiválasztásra kerül a periféria által használt órajel, a mikrokontroller AD által mintavételezett portjai, a belső referencia feszültség, a konverziós idő, illetve a mintavételezés módja. Minél kisebb fogyasztást szem előtt tartva órajelnek a külső 32 kHz kristály lett megadva. Referencia feszültségként a belső 2.5 V-os referencia lett kiválasztva. A négy konverziós mód közül, tekintettel arra, hogy az EKG jel feldolgozása két csatornán folyamatosan történik, soros folytonos módra lett beállítva. Az AD konverter beállítását a mikrokontroller DMA vezérlőjének inicializációja követi. Ennek a perifériának a beállítása és használata azért célszerű, mert így jelentős mértékben növelhető az adatátviteli sebesség a külső SRAM és a processzor között, azáltal hogy a DMA közvetlen memóriához hozzáférést biztosít a periféria számára. A sikeres inicializálást követően AD perifériához tartozó megszakítás vektor engedélyezésre kerül. A program ezután minden konverzió végén egy megszakítást generál, abban az esetben ha az aktuális minta AD konverziója véget ért, így biztosítva, azt, hogy a konverzió ideje alatt a processzor más feladatokat láthasson el, vagy abban az esetben, ha nincs más teendője az idő alatt, akkor energia takarékos üzemmódba válthasson. Minden konverziót követően az elkészült adat DMA-ban meghatározott memória területre kerül mentésre, aminek hatására a DMA vezérlő továbbítja SPI-on keresztül a mért adatot SRAM felé.

4.2.2.4 Rendszer program, modulok integrációja

Miután az egyes modulok programjai elkészültek, azok felhasználásával, és egymáshoz való megfelelő integrációjával a teljes rendszer programja elkészíthető.

Blokkvázlat



ábra 4.9. A mikrokontroller vezérlő programjának szoftver blokk vázlata

Működés leírása

A program a mikrokontroller órajel-frekvenciájának, illetve egyes perifériáink iniciálásával kezdődik. Ezután a többi modul init függvényének meghívásával azok beállítása is megtörténik. Abban az esetben, ha az inicializálás sikeres volt, a program futása következő fázissal folytatódik, ellenkező esetben hibával véget ér. A következő fázisban első lépésként a GPRS modul által használt UART1-es perifériához tartozó RX és TX megszakítások engedélyezésre kerülnek, majd ezt követően GPRS unit connect függvényének meghívásával az eszköz csatlakozik a távoli szerverhez. Sikeres csatlakozást követően a program egy végtelen ciklusba lép. A ciklusba lépve a program a következő eseményeket ismétli folyamatosan. A konverziós idő leteltével EKG modul függvényeit felhasználva a mért jelet SRAM-ba mozgatja, majd GPS teljes NME mondat beérkezését követően, a GPS és GPRS modul függvényeit felhasználva a EKG jel mintáiból és NMEA mondatból képzett struktúrából egy adatcsomagot készít amit továbbít szerver felé.

5. fejezet

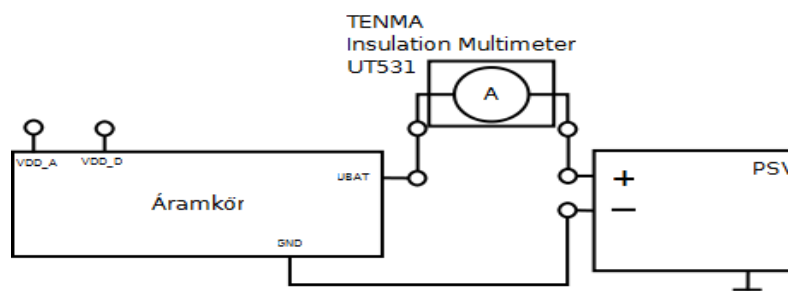
Áramkör működésének vizsgálata.

Miután a megtervezett áramkör legyártásra került, illetve az egyes alkatrészek beültetése is megtörtént, az áramkörön, annak megfelelő működésének ellenőrzése képpen, az alábbiakban ismertetett méréseket végeztem el.

5.1 Az áramkör áramfelvételének vizsgálata

A beültetés során, a beültetett alkatrészek áramfelvételét külön-külön a beültetés során megmértem. Ezen mérések elvégzése több okból is ajánlatos, illetve szükséges. Egyrészt, ezzel a méréssel az áramkör élesztése során meggyőződhetünk arról, hogy esetleg nem keletkezett-e beültetés során rövidzárlat, illetve minden alkatrész megfelelően beültetésre került-e. Rövidzárlat esetén az áramkör rövidzárlati áramot vesz fel, amit az áramkör nem minden esetben képes maradandó károsodás nélkül elviselni. Ennek megakadályozása képpen, az élesztés során használt tápegység áramkorlátját az áramkör rövidzárlati árama alá kell állítani. Így a hiba ugyanúgy detektálható, hiszen az áramkör jelentősen több áramot vesz fel mint normál üzem estén, azonban az alkatrész nem fog károsodni. A másik érv az áramfelvétel pontos megmérése mellett, hogy az egyes alkatrészek mért valós fogyasztási adatai alapján pontosabb becslést lehet adni az áramkör üzemidejét tekintve, hiszen a valós fogyasztási értékek eltérhetnek az adatlapban megadott értékektől.

5.1.1 Mérési elrendezés



5.1. ábra. Árammérés során használt mérési elrendezés

5.1.2 Mérés menete

A mérést az egyes egységek áramfelvételének a meghatározása a következő képen történt. Az egységek beültetését követően a teljes áramkör áramfelvételét mértem. A mért értéket feljegyeztem. Ahhoz, hogy az utoljára beültetésre került egység áramfelvételét megkapjam, az aktuálisan mért értékéből mindig levontam az eggyel korábbi mérés eredményét. A két mérési eredmény közötti érték, éppen a legutoljára beültetésre került egység áramfelvételét adja meg.

Analóg rész vizsgálata

Ennél a résznél áramfelvétel mellett megmértem a felhasznált műveleti erősítők, illetve műszererősítő IC-k kimeneti feszültségeit, ami további információval szolgál az áramkör helyes, illetve helytelen működésével kapcsolatban. A mérés során az 5.1-es táblázatban szereplő eredményeket kaptam, valamint a multimétert ebben az esetben VDD_A és a labortáp pozitív lábai közé kötöttem.

5.1. táblázat. Analóg áramkör feszültség és áram adatok

IC_pin	U [V]	VMID [V]	IDD_A [mA]	VDD_A [V]
U21_6	1,6481	1,6518	1,038	3,2992
U22_1	1,653	1,6518	1,038	3,2992
U22_8	1,6518	1,6518	1,038	3,2992
U22_7	1,6509	1,6518	1,038	3,2992
U22_14	1,6313	1,6518	1,038	3,2992
U23_5	1,6514	1,6518	1,038	3,2992

Mikrokontroller vizsgálata

A mikrokontroller vizsgálatánál összesen öt mérést végeztem el. Egyszer megmértem, hogy mekkora az áramfelvétel, abban az esetben, ha a vezérlő maximális órajelen üzemel. Ehhez egy előre megírt tesztprogramot töltöttem le és futtattam a vezérlőn. A mérést követően a programot úgy módosítottam, hogy indulást követően a kontroller a valamelyik energia-takarékos üzemmódjába kapcsoljon. A mérés során az 5.2-es táblázatban látható eredmények kaptam. Az első oszlopban az üzemmód van feltüntetve, a másodikban a vezérlő áramfelvétele az adott módban, az utolsó két oszlopban pedig a mérés során beállított feszültség értékek olvashatók le.

5.2. táblázat. Mikrokontroller fogyasztási eredmények

MOD	I_proc [mA]	VDD_A [V]	VDD_D [V]
NO LPM @16Mhz	11,9	3,2992	3,299
LPM0	3	3,2992	3,299
LPM1	1	3,2992	3,299
LPM2	2	3,2992	3,299
LPM3	2	3,2992	3,299
LPM4	2	3,2992	3,299

GPS modul vizsgálata

A GPS modul áramfelvételének meghatározása különösen nagy jelentőséggel bír, hiszen ennek az egységnek az áramfelvétele a teljes rendszer jelentősebb hányadát adja, valamint attól függően, hogy milyen üzemmódban (tracking, vagy normál) van, az aktuális áramfelvétel igen nagy határok között változhat. A mérés során mindkét üzemmódban áramfelvétel meghatározásra került. A mérési eredmények az 5.3-as táblázatban láthatók.

5.3. táblázat. GPS modul fogyasztási eredmények

MOD	I_gps [mA]	VDD_A [V]	VDD_D [V]
Tracking	82,8	3,2992	3,299
Normal	43,2	3,2992	3,299

GPRS modul vizsgálata

GPRS modul vizsgálata során, két esetet vizsgáltam. Az első esetben az áramkör nyugalmi árama került meghatározásra, tehát amikor a modul bekapcsolt állapotban van de az semmilyen adatforgalmat nem bonyolít le.. A második esetben azt vizsgáltam, hogy mennyire nő meg az áramfelvétel abban az esetben, ha az egység a hálózatra csatlakozik és adatokat továbbít a hálózat felé. 5.4-es táblázatban látható a kapott eredmények. A mérés során most az 5.1-es elrendezést használtam.

5.4. táblázat. GPRS modul fogyasztási eredmények

MOD	I_gprs [mA]	U_BAT [V]
Tracking	51	3,5672
Normal	432	3,5672

5.1.3 Mérési eredmények kiértékelése

Az analóg rész vizsgálatánál mért feszültség értékekből, az derül ki, hogy az áramkör megfelelően működik, hiszen az IC-k kimenetén mért feszültségek jóval megengedett hibahatáron belül térnek el az elméleti 1.65 V-os értéktől. A megengedett hiba kiszámításánál a következő megfontolásokat kell megtenni. Figyelembe kell venni az alkatrésze 1 %-os pontatlanságát. Tehát azok a névleges értéktől $\pm 1\%$ -ban térhetnek el. Így legrosszabb esetben 2 %-os relatív hibát okozhatnak a mérésben. Továbbá figyelembe kell venni a műveleti erősítők offset feszültségét is amit az erősítő a jelhez hasonlóan szintén felerősít. Az adatlap szerint az erősítők $\pm 4,5$ mV offset feszültséggel rendelkeznek. Mindezen hibák figyelembevétele mellett az derül ki, hogy a mért értékek bőven a hibahatáron belül vannak.

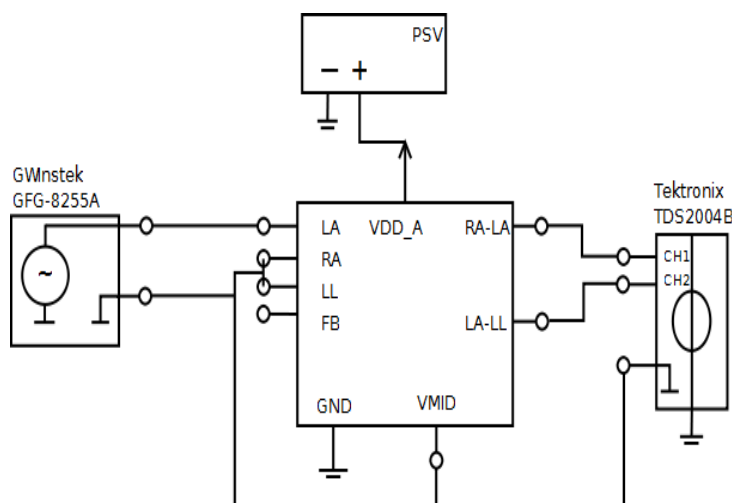
Az áramkör áramfelvételét illetően elmondható, hogy az áramkör megfelelően működik. Az adatlapi adatok szerint két INA118U műszererősítő nyugalmi árama 350 uA, az alkalmazott műveleti erősítők nyugalmi árama pedig erősítőnként 45 uA. Ezeket az értékeket összeadva tipikus fogyasztásra 1130 uA jönne ki. Ettől a mért 1038 as érték mérési hibán belül van.

A többi egység fogyasztási adataiból elmondható, hogy azok csak minimálisan térnek el az adatlapi adatoktól. Ezt alól kivételt képez, a GPS vevő ami a maga 83 mA-es áramfelvételével jelentősen túllépi, majd 10 %-kal az adatlapban a tracking ütemmódra megadott 75 mA-es értéket. A teljes rendszer áramfelvétele abban az esetben, ha az eszköz GPRS hálózatra csatlakozik, akkor a mérési eredmények alapján azt mondható, hogy az egység áramfelvétele 488 mA. Ezzel a fogyasztási adattal számolva, arra számíthatunk, hogy az eszköz még folyamatos adás mellett is képes 1800 mAh-ás lítium celláról több mint két és fél órát üzemelni.

5.2 Analóg szűrő áramkör átvitelének vizsgálata, szinuszos vizsgáló jel esetén

Ahhoz, hogy meggyőződjünk, arról, hogy a megépített szűrő valójában a tolerancia sémának megfelelően viselkedik, szükséges annak átvitelét megmérni.

5.2.1 Mérési elrendezés



ábra 5.2. Szűrő átvitelének vizsgálata során használt mérési elrendezés

5.2.2 Mérés mente

Az szűrők átvitelét mindkét csatorna esetében megvizsgáltam. Mindkét mérés esetében a fenti elrendezést használtam. Gerjesztő jelként a függvénygenerátoron szinuszos vizsgáló jelet állítottam be. A a mérés során használt amplitúdó meghatározása az alábbi gondolatmenet alapján történt meg. Az áramkörben használt műveleti erősítők a munkapontja a 1.65 V lett beállítva. Figyelembe véve, a műveleti-erősítők 3.3 V-os tápfeszültségét és, hogy az áramkör differenciális erősítése 250, a bementi jel csúcstól csúcsig mért értéke nem haladhatja meg az 6.6 mV-ot. Ellenkező esetben a kimeneti jel torzul, hiszen a jel meghaladná a tápfeszültség szintjét. Mivel ilyen kis jelszintet nem lehet kiadni a függvénygenerátoron, ezért a mérőáramkörbe egy ellenállás osztó került beépítésre, aminek az osztását 1/1000-re lett beállítva. Az jelszint megfelelő beállítását követően az átvitel a határfrekvenciák közelében és az áteresztő tartomány néhány pontjában lett megmérve.

5.2.3 Mérési eredmények kiértékelése

Az egyes frekvenciákon mért kimeneti feszültségek értéke látható a 5.1-es táblázatban az egyes csatorna és kettes csatorna esetén. Az első oszlopban a frekvencia van feltüntetve Hz-ben, a másodikban az mérés mérés során használt szinusz csúcstól csúcsig mért értéke Voltban, a harmadik oszlop az első csatornára vonatkozó kimeneti feszültséget mutatja szintén Voltban. Az negyedik oszlopban a második mérés során használt szinusz csúcstól csúcsig mért értéke látható, míg az utolsó oszlopban az erősítő kettes csatornájának kimeneti feszültségei olvashatók le.

5.5. táblázat. Átviteli függvény mérési eredmények

f [Hz]	U_be1 [V]	U_ki1 [V]	U_be2 [V]	U_ki2 [V]
0,1	1,96	0,037	7,68	0,152
0,2	1,96	0,077	7,68	0,308
0,5	1,96	0,176	7,68	0,7
0,7	1,96	0,228	7,68	0,92
0,8	1,96	0,252	7,68	1,01
0,9	1,96	0,3	7,68	1,09
1	1,96	0,316	7,68	1,19
1,1	1,96	0,336	7,68	1,23
1,2	1,96	0,352	7,68	1,29
1,3	1,96	0,392	7,68	1,35
1,5	1,96	0,416	7,68	1,46
2	1,96	0,432	7,68	1,6
5	1,96	0,488	7,68	1,86
10	1,96	0,496	7,68	1,92
20	1,96	0,504	7,68	1,94
50	1,96	0,496	7,68	1,92
100	1,96	0,452	7,68	1,76
120	1,96	0,42	7,68	1,64
130	1,96	0,404	7,68	1,56
140	1,96	0,388	7,68	1,5
150	1,96	0,368	7,68	1,42
160	1,96	0,348	7,68	1,34
170	1,96	0,328	7,68	1,28
180	1,96	0,312	7,68	1,18
200	1,96	0,274	7,68	1,04
220	1,96	0,214	7,68	0,912
250	1,96	0,206	7,68	0,748
275	1,96	0,182	7,68	0,634
300	1,96	0,158	7,68	0,548
350	1,96	0,11	7,68	0,412
400	1,96	0,088	7,68	0,324
500	1,96	0,06	7,68	0,21
1000	1,96	0,01	7,68	0,056

Áramkör működésének vizsgálata.

A táblázatokból jól látszik, hogy mind a két csatornán egyaránt 20 Hz-en van a jel csúcs értéke, továbbá, hogy a határfrekvenciákon, az elnyomás közelíti az elvárható -3dB-es értéket. Az elnyomás az alsó törési frekvencián -4.02 dB, a felső határfrekvencián pedig -2.73 dB az első csatorna esetében. A második csatorna esetében ugyanezek az értékek -4,24 dB és -2,68 dB. Az első csatornán az alsó határfrekvencia alatt a jelszint -18,63 dB/dekádos meredekséggel csökken, míg a felső határfrekvencia felett ugyanez az érték -31,32 dB/dekád. Ugyanezek az értékek a második csatorna esetében -17,89 dB/dekád és 28,1 dB/dekád. Tehát a szűrők meredeksége is jól közelíti az ideálist. A jelet a táblázatban látható 0.1 Hz és 1 kHz tartományokon kívül azért nem vizsgáltam, mert az alatti illetve e-feletti frekvenciákon a jel már nagyon zajos, amit jelenős már nem elhanyagolható mértékben meghamisította volna a mérést.

Összegzés

A feladatkiírásnak eleget téve bemutattam a hordozható eszköz tervezése során felmerült részfeladatokkal kapcsolatos technológiai lehetőségeket, a mobil-adatátvitel a helyzet meghatározás és a tápellátás területein. Ezután részletesen ismertettem a megvalósítandó rendszert. A rendszerrel szemben támasztott követelményeknek megfelelően elkészítettem a annak specifikációját. A technológia lehetőségek áttekintésével és a részfeladat megfelelő szintű specifikálását követően, az egyes részfeladatok megoldásához kiválasztottam az optimális technológiai megoldásokat.

Ezután egy prototípus elkészítésébe kezdtem. Ennek első lépéseként az egyes részfeladatokat megvalósító hardver elemeket választottam ki, a specifikációban meghatározott követelmények alapján. A tervezés következő fázisában az áramkör analóg részét terveztem meg. Mivel ez a rész felelős az eszköz által mért EKG jel előerősítésért és a jelben található zavarok megfelelő szintű elnyomásáért, ezért a legtöbb megfontolást a hardvertervezés során ennek a résznek a megvalósítása folyamán kellett megtenni. A tervezés ezen részére bővebben térek ki a dolgozatomban A szűrő tervezést követően elkészítettem a teljes rendszer kapcsolási rajzát, ami alapján meg tudtam rajzolni a végső áramkör nyomtatott áramköri terveit. A hardvertervezés utolsó lépéseként a megtervezett áramkör legyártásra került.

Ahhoz, hogy az elkészített eszköz képes legyen a specifikációban meghatározott feladatok teljesítésére, szükséges az áramkörben található mikrokontroller felprogramozása. Többek között a kontroller segítségével történik a mért EKG jel digitalizálása, a GPS modul felől érkező koordináták feldolgozása, illetve a GPRS modul vezérlését is ez az egység felelős. Az elkészített mikroprogramok működésére és vezérlésben beötölt szerepükre a szoftvertervezés részben ismertetem.

Dolgozatom utolsó részében a legyártott áramkör élesztése során elvégzett méréseket ismertetem. A mérések főleg az áramkör valós fogyasztásának meghatározására, illetve az analóg rész átvitelének vizsgálatára terjedtek ki.

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretném megköszönni a külső konzulensemnek, Konyha Lajosnak a félévek során nyújtott rengetek segítségét és szakmai tanácsát.

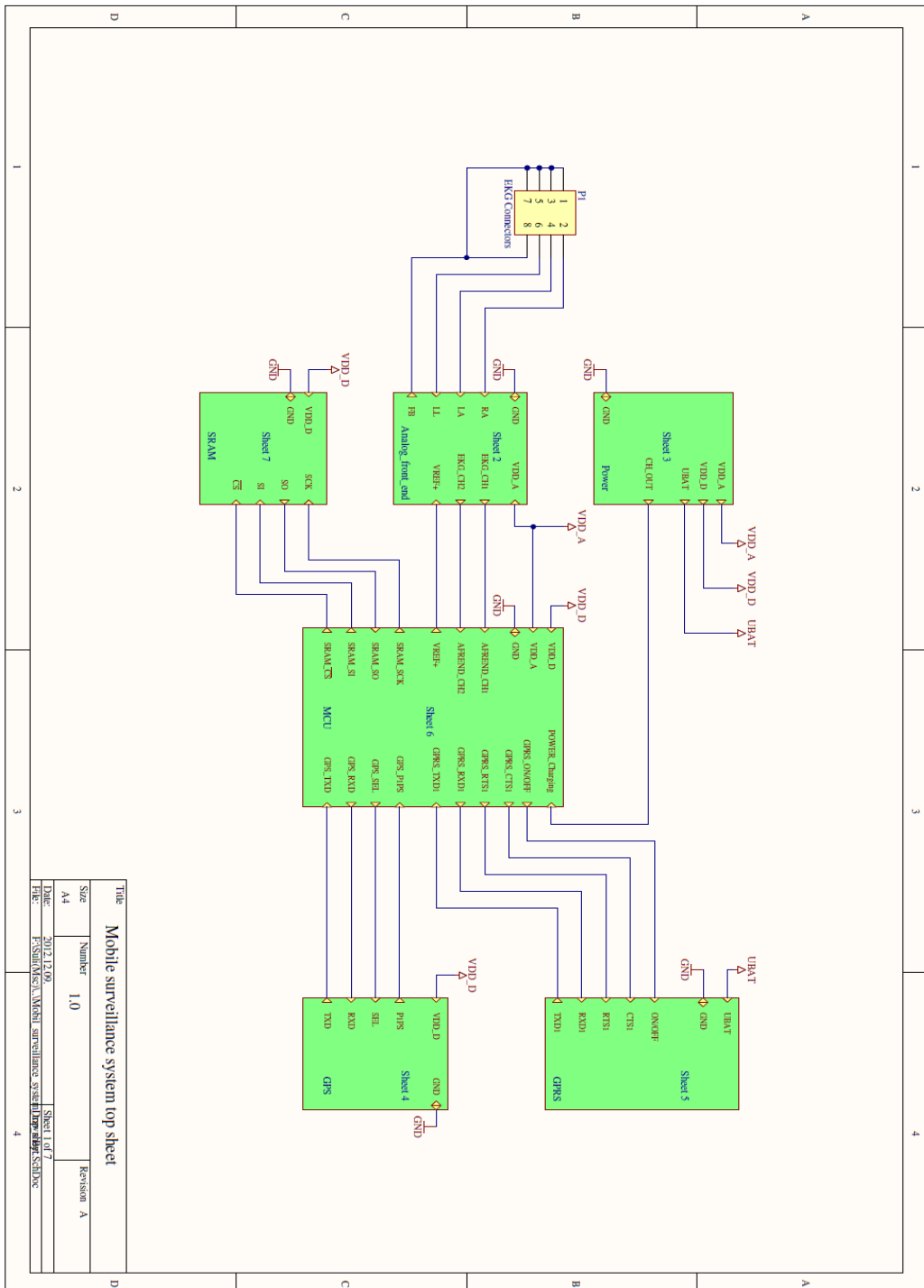
Irodalomjegyzék

- [1] Wikipedia, Elektrokardiográfia, 2011 <http://hu.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiogr%C3%A1fia>
- [2] Pápai Attila, GPS a gyakorlatban, 2009 <http://pdaplus.hu/content/view/3567/67/>
- [3] Wikipedia, GPS működése, 2011 <http://hu.wikipedia.org/wiki/GPS>
- [4] Pápai Attila, GPS a gyakorlatban, 2009 <http://pdaplus.hu/content/view/3567/67/>
- [5] GPRS adatlap, Product Technical Specification and Customer Design Guidline AirPrime Q2687 , 2010
- [6] GPS adatlap, SUP500F Technical Specification,
- [7] Radio-Electronics.com, GSM EDGE cellulat evolution technology, <http://www.radio-electronics.com/info/cellulartelecomms/gsm-edge/basics-tutorial-technology.php>
- [8] Radio-Electronics.com, GSM EDGE cellular evolution technology, <http://www.radio-electronics.com/info/cellulartelecomms/gsm-edge/basics-tutorial-technology.php>
- [9] Ádám Dávid Imre, 3G technológia, 2007
- [10] Radio-Electonics.com, UMTS / WCDMA basics tutorial & Overview, http://www.radio-electronics.com/info/cellulartelecomms/umts/umts_wcdma_tutorial.php
- [11] Wikipedia, HSDPA, 2011 <http://hu.wikipedia.org/wiki/HSDPA>
- [12] IT szótár, lithium-ion battery, 2011 <http://itszotar.hu/?q=664>
- [13] Wikipedia, Lítiumion-akkumulátor, 2011 <http://hu.wikipedia.org/wiki/L%C3%ADtiumion-akkumul%C3%A1tor>
- [14] Mikrokontroller adatlap, MSP430x2xx Family User's Guide, 2008
- [15] , 22100E.pdf,
- [16] GPRS adatlap, Product Technical Specification and Customer Design Guidline AirPrime Q2687 , 2010
- [17] GPS adatlap, SUP500F datasheet, 2010
- [18] INA118U adatlap, Product Technical SpecificationINA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier, 2012
- [19] MCP6401 adatlap, Microchip MCP6401/1R/1U/2/4 datasheet, 2012
- [20] Töltő IC adatlap, MAX8903A-MAX8903Y,
- [21] LP3891 szabályzó IC adatlap, LP3981 Micopower, 300mA Ultra Low-Dropout CMOS Voltage REgulator,
- [22] MPC6404 adatlap, Microchip MCP6401/1R/1U/2/4,

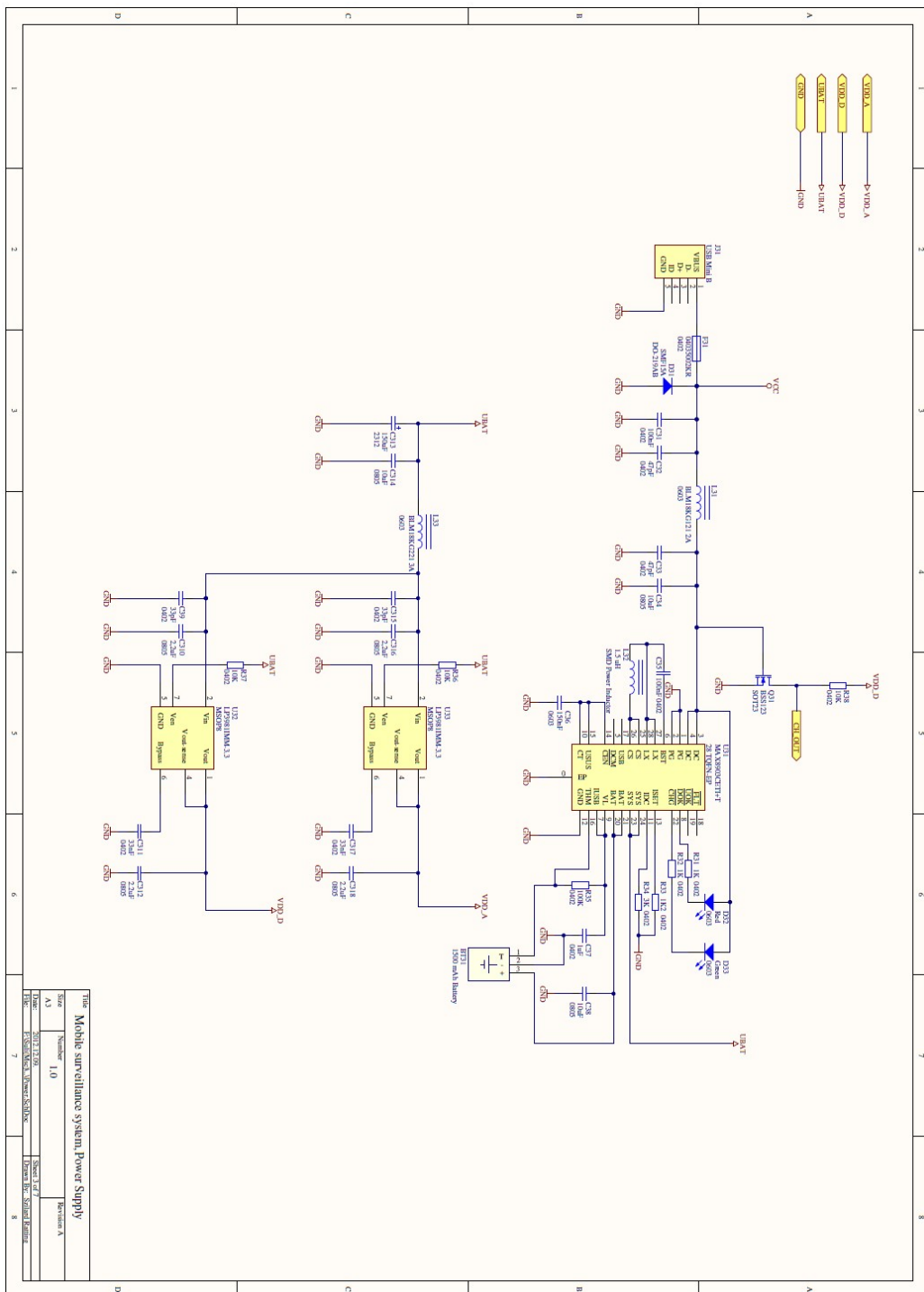
Függelék

F.1 Prototípus kapcsolási rajz

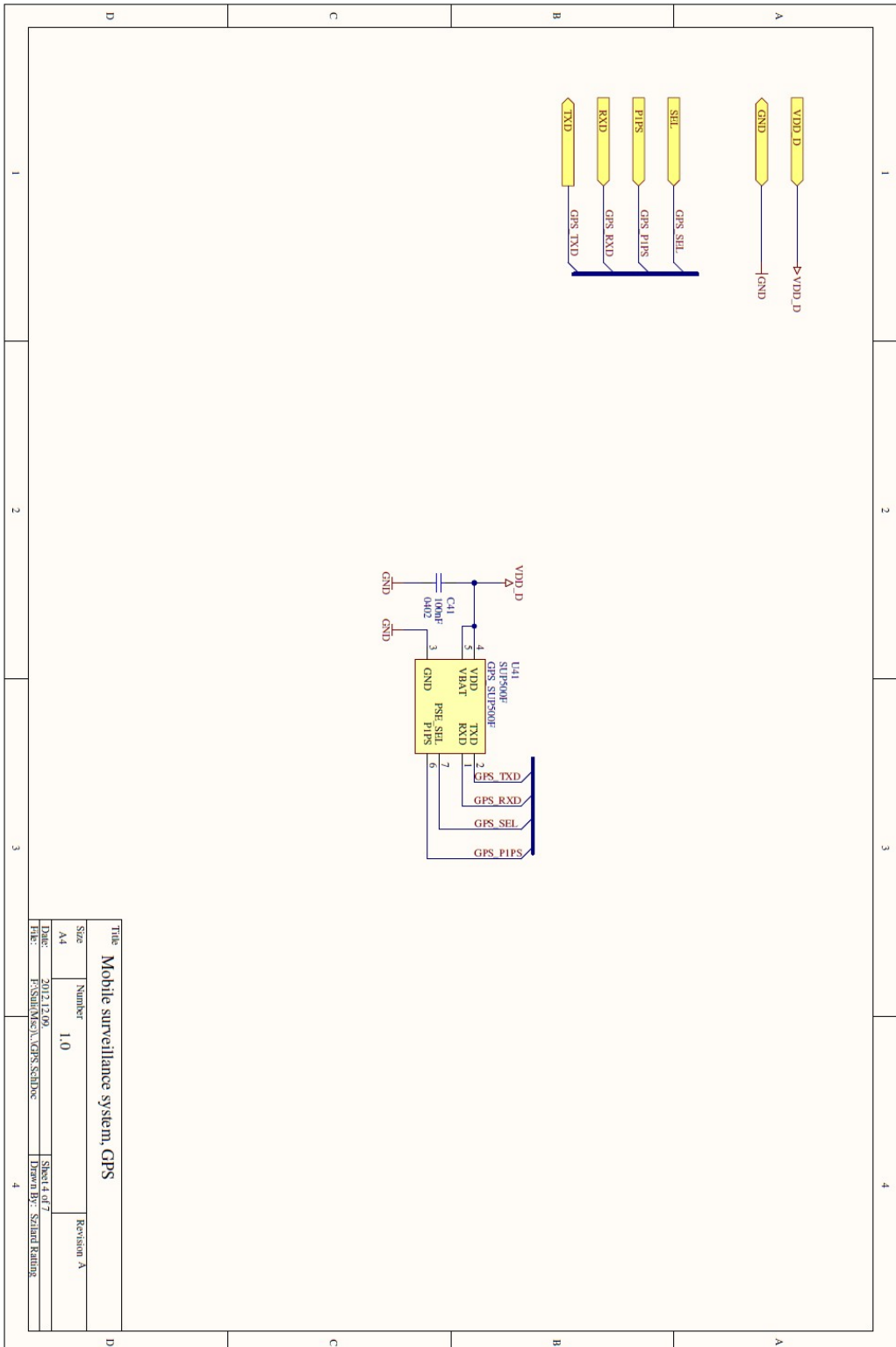
F.1.1 Kapcsolási rajz logikai rajz



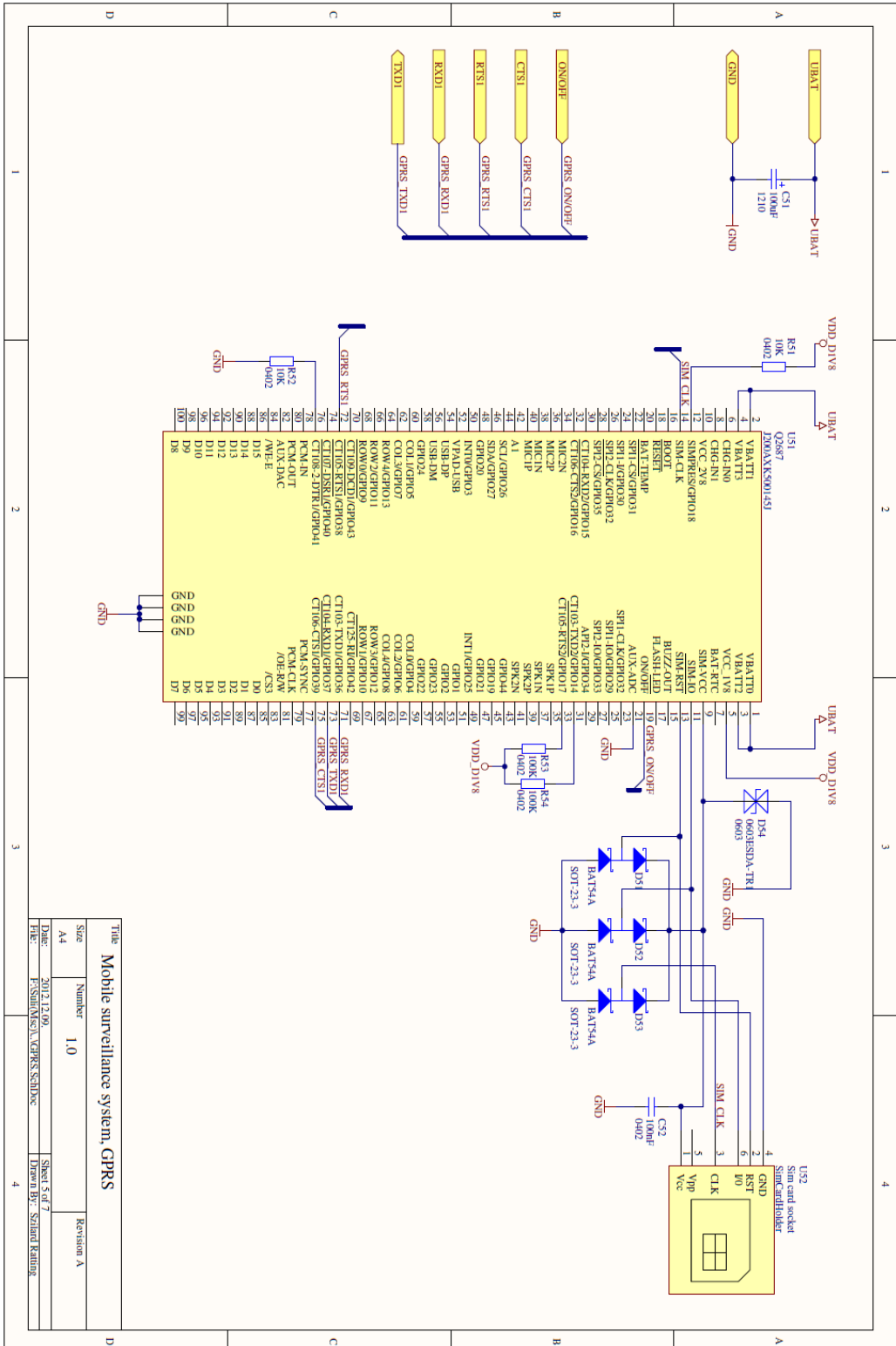
F.1.3 Töltő áramkör, tápegység



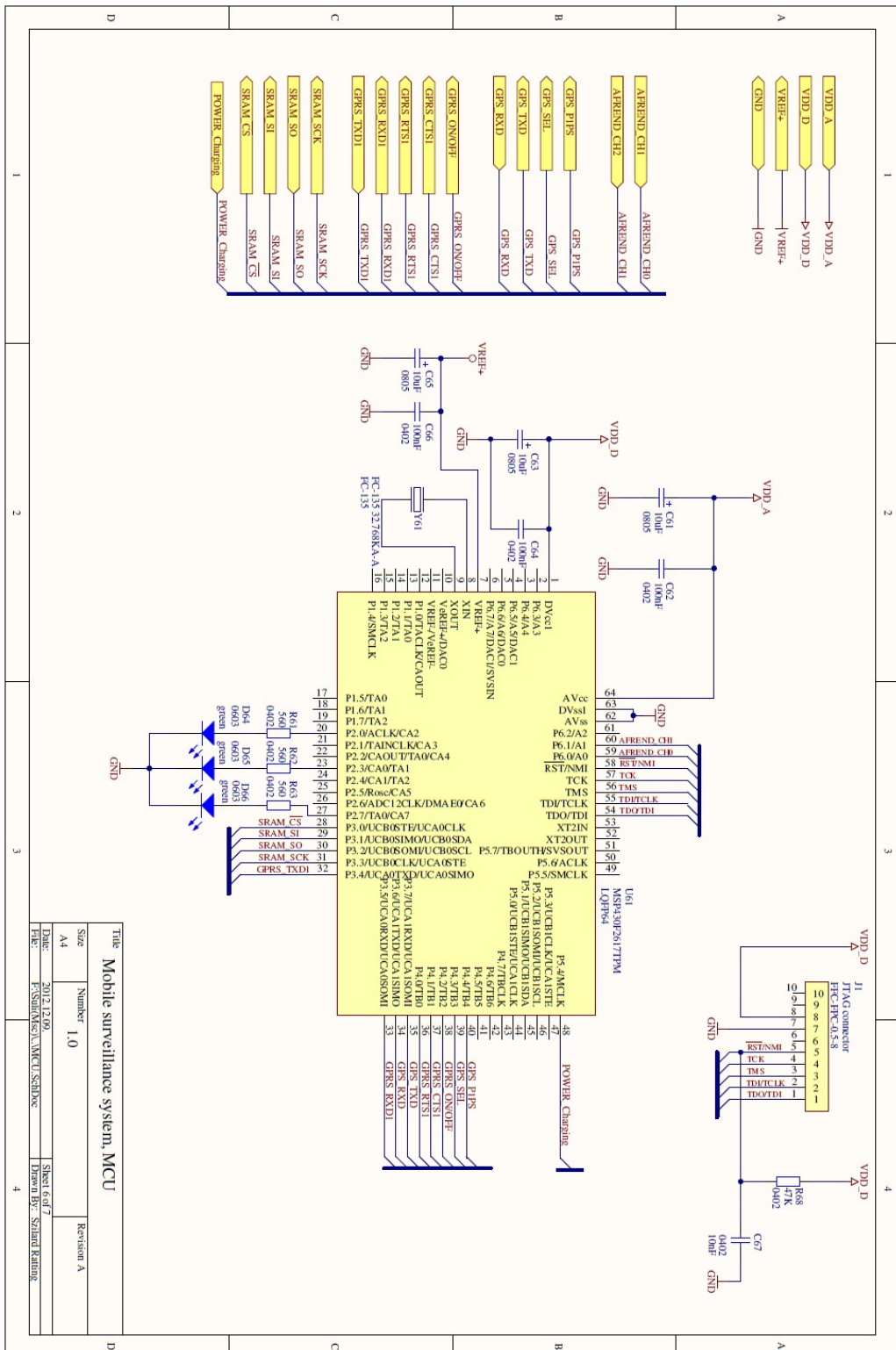
F.1.4 GPS



F.1.5 GPRS

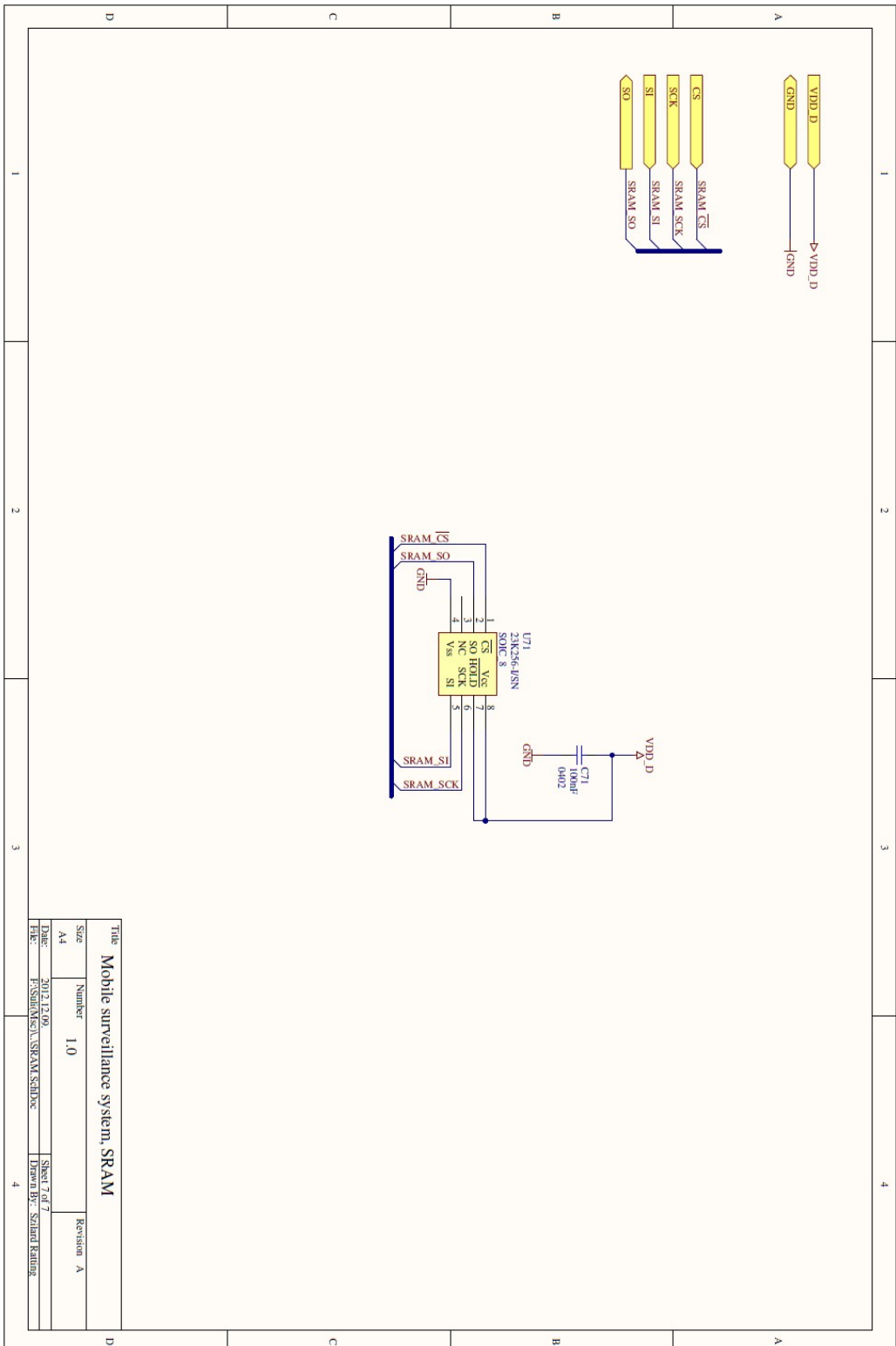


F.1.6 Mikrokontroller



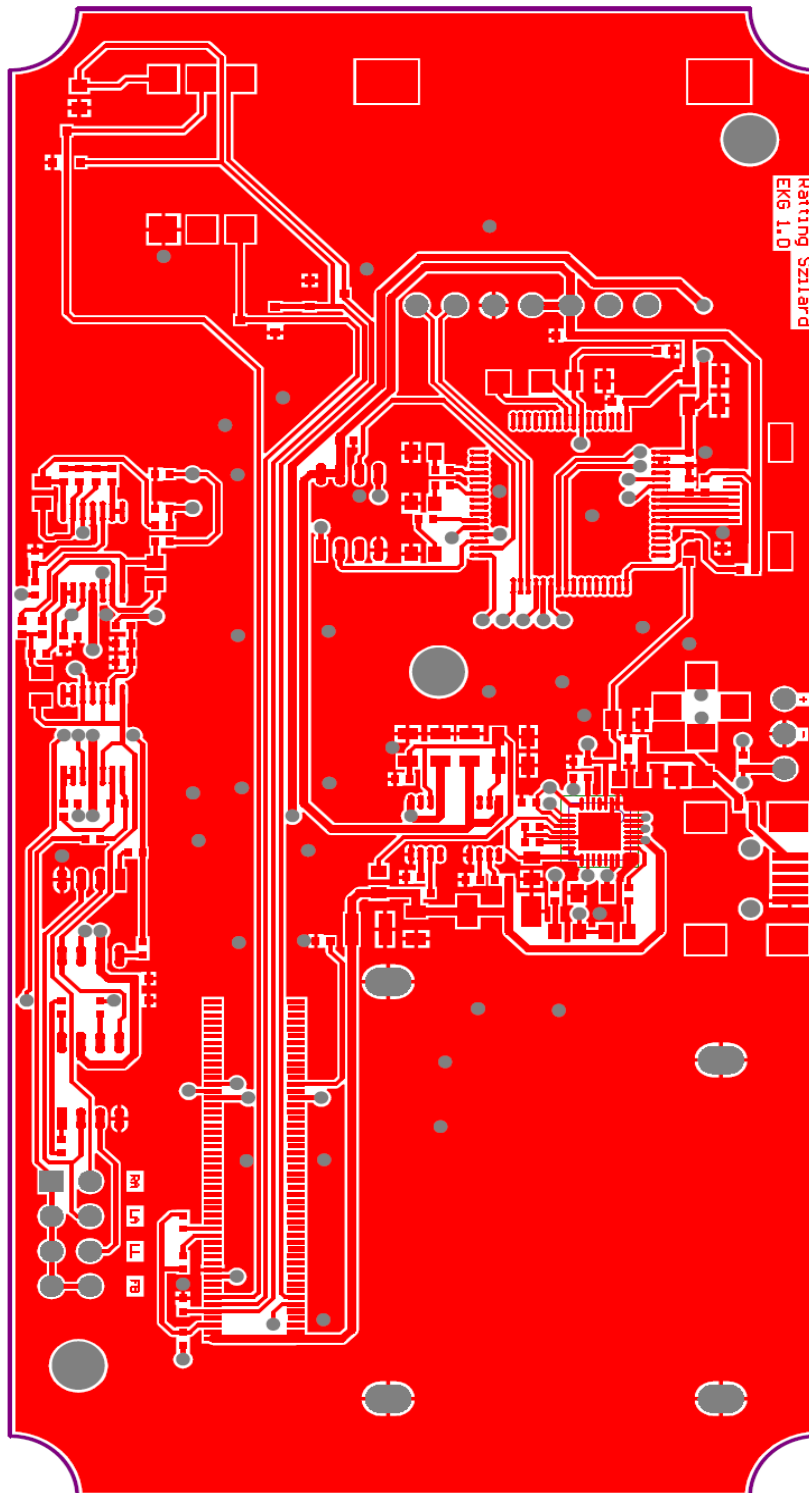
Title			
Mobile surveillance system, MCU			
Size	Number	Revision	
A4	10	A	
Date:	2012.12.09.	Sheet	6 of 7
File:	F:\SMD\MCU\MCU_SchDoc	Drawn By:	Stefan Kallmeyer

F.1.7 SRAM

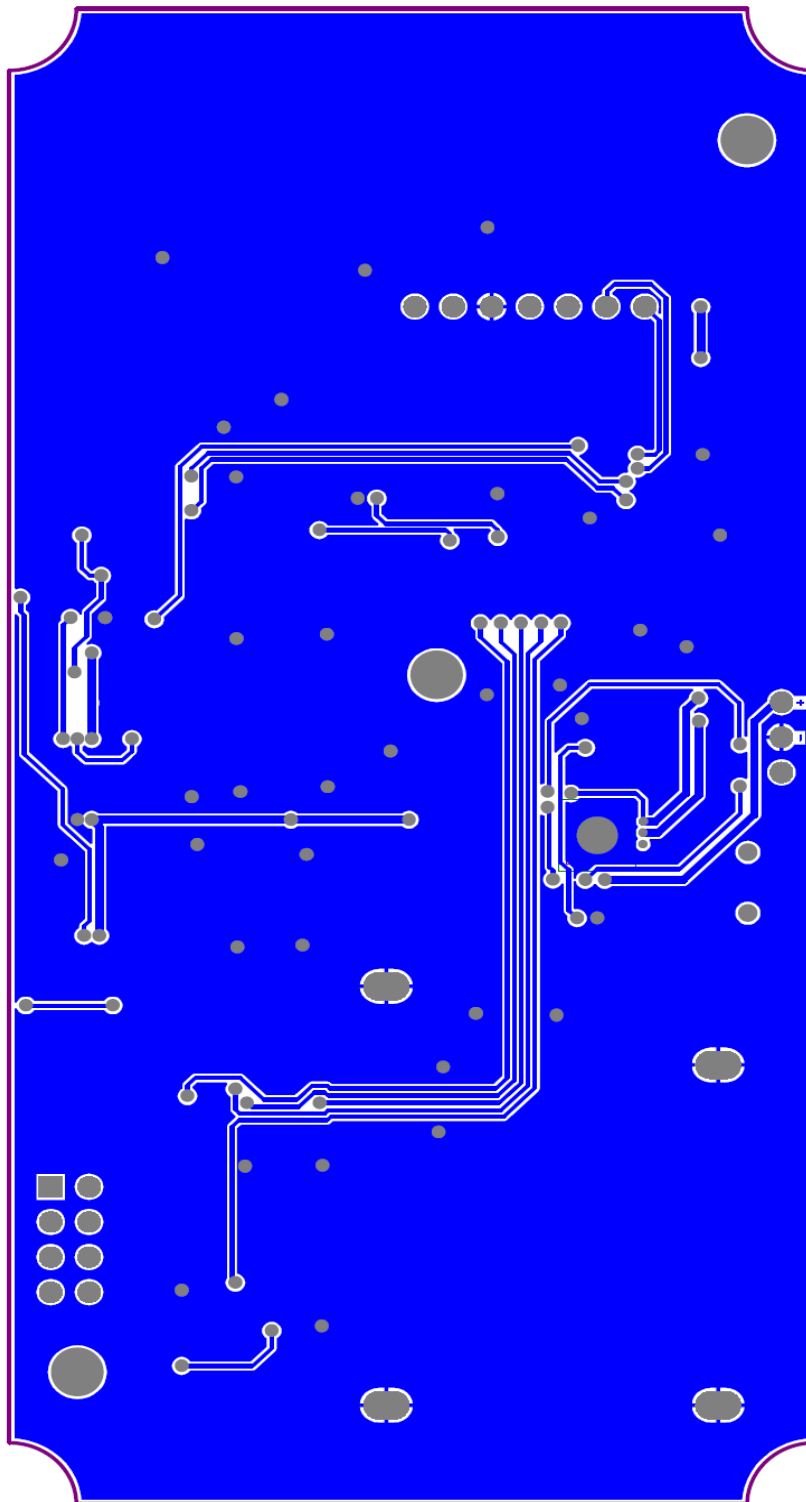


F.2 Nyomtatott huzalozású lemez tervei

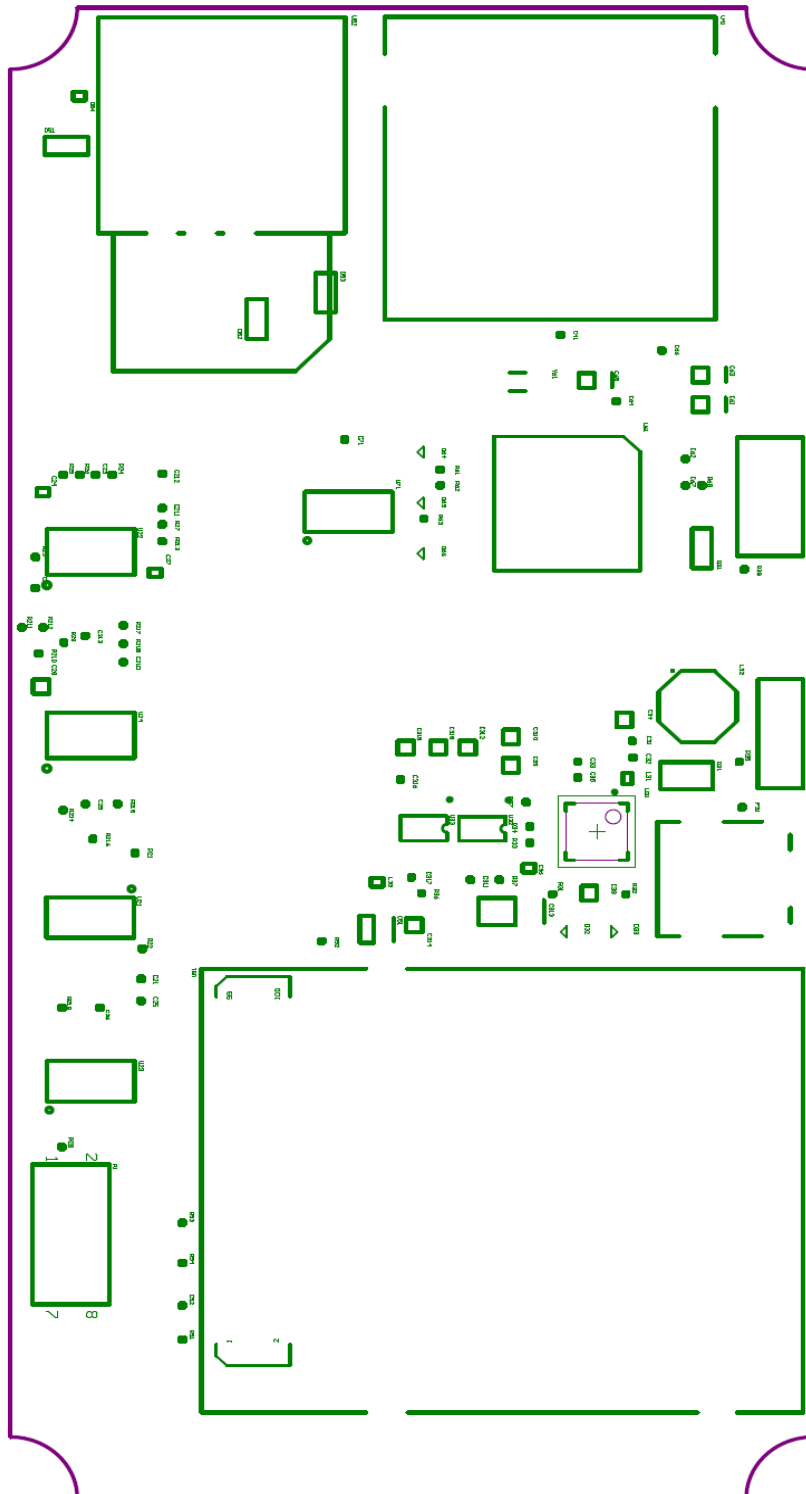
F.2.1 Alkatrész oldal



F.2.2 Szerelési oldal



F.2.3 Beültetési rajz



F.3 Alkatrészlista

Megjegyzés	Jelölés	Tokozás	Mennyiség	Érték	Rendelési szám
1500 mAh Battery	BT31	PinHead3	1		
Cap	C21, C25, C29, C31, C35,	0402	15	100nF	Farnell-8819742
Cap	C22, C26, C37	0402	3	1uF	Farnell-1327658
Cap	C23	0402	1	33nF	Farnell-1759384
Cap	C24, C27	0603	2	680pF	Farnell-1813442
Cap	C28	0805	1	33nF	Farnell-2112708
Cap	C32, C33	0402	2	47pF	Farnell-1758959
Cap	C34, C38, C314	0805	3	10uF	Farnell-1833812
Cap	C36	0603	1	150nF	Farnell-3352006
Cap	C39, C315	0402	2	33pF	Farnell-1414588
Tantal Cap	C51	1210 Tantal	1	100uF	Farnell-1135048
Tantal Cap	C61, C63, C65	0805 Tantal	3	10uF	Farnell-1658720
Cap	C67	0402	1	10nF	Farnell-1758926
Cap	C310, C312, C316, C318	0805	4	2,2uF	Farnell-1833811
Cap	C311, C317	0402	2	33nF	Farnell-1865445
Tantal Cap	C313	2312 Tantal	1	150uF	Farnell-1658572
SMF13A	D31	DO-219AB	1		RS-710-3579
SMD LED Red	D32	0603 LED	1		Farnell-2112124
SMD LED Green	D33, D64, D65, D66	0603 LED	4		Farnell-2099220
BAT54A Schottky Diode	D51, D52, D53	SOT23-3	3		Farnell-1081191
Suppressor Diode	D54	0603	1		Farnell-1470613
Fuse	F31	0402	1		Farnell-1596902
JTAG connector	J1	FFC-FPC-0.5-8	1		
Mini USB B	J31	USB Mini B	1		Farnell-1696540
BLM18KG121 2A	L31	0603	1	120Ohm@100Mhz	Farnell-1781089
SRU5018-1R5Y	L32	SMD Power Inductor	1	1.5 uH	RS-692-4832
BLM18KG221 3A	L33	0603	1	220Ohm@100Mhz	Farnell-1781090
EKG Connectors	P1	HDR2X4	1		
MOSFET-N	Q31	SOT23-3	1		Farnell-1510764
Res2	R21, R22	0402	2	2,7K	Farnell-2072859
Res2	R23, R29	0402	2	160K	Farnell-2072672
Res2	R24, R210	0402	2	40.2K	Farnell-2073013
Res2	R25, R211, R217, R218	0402	4	1M	Farnell-2072521
Res2	R26, R212	0402	2	46.4K	Farnell-2073059
Res2	R27, R213	0402	2	56R	Farnell-2073143
Res2	R28, R219	0402	2	2,7K	Farnell-2072859
Res2	R31, R32	0402	2	1K	Farnell-2078861
Res2	R33	0402	1	1K2	Farnell-2072576
Res2	R34	0402	1	3K	Farnell-2072894
Res2	R35, R53, R54	0402	3	100K	Farnell-2072519
Res2	R36, R37, R38, R51, R52,	0402	6	10K	Farnell-2073960
Res2	R61, R62, R63	0402	3	560	Farnell-2073129
Res2	R68	0402	1	47K	Farnell-2073065
Res2	R215, R216	0402	2	390K	Farnell-2072994
INA118U	U21, U23	SOIC_8	2		Farnell-1212404
MCP6404-E/ST	U22, U24	TSSOP_14	2		Farnell-1833440
MAX8903CETI+T	U31	28 TQFN-EP	1		Farnell-1813114
LP3981 Micropower Voltage	U32, U33	MSOP8	2		Farnell-1685563
SUP500F	U41	GPS_SUP500F	1		Macro Budapest Kit-SUP500F
Q2687	U51	J200AXK500145J	1		Farnell-1656769
Sim card socket	U52	SimCardHolder	1		
MSP430F2617TPM	U61	LQFP64	1		RS-709-3977
23K256-VSN	U71	SOIC_8	1		Farnell-1695547
FC-135 32.768KA-A	Y61	FC-135	1	32768 kHz	RS-667-6098