



MISKOLCI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI ÉS INFORMATIKAI KAR



TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT

Áramkörtervezés orvosi diagnosztikai műszerhez

Fodor Gábor Dénes
Villamosmérnök hallgató

Konzulens:
Dr. Gáti Attila Gábor, PhD
egyetemi docens
Elektrotechnikai-Elektronikai Tanszék

Miskolc, 2013

Tartalomjegyzék

Bevezetés	1
1. Elméleti háttér	3
1.1. Fotopletizmográfia	5
1.2. Az áramkörtervezéshez használt szoftverek	7
1.2.1. ArchLinux	7
1.2.2. Dokumentálás L ^A T _E X programmal	8
1.2.3. Áramköri szimuláció Linux operációs rendszer alatt	9
1.2.4. Design Spark	9
2. Áramkörtervezés	11
2.1. Tápegység	11
2.1.1. Feszültségstabilizátorok	13
2.1.2. MAX8662 áramkör	14
2.1.3. A töltés folyamata	16
2.1.4. Feszültség csökkentő konverterek (OUT1, OUT2)	17
2.1.5. Automatikus áramforrás-váltás USB és adapter között	18
2.1.6. Külső alkatrészek és földvezetékek	21
2.1.7. Az áramkörök felosztása és meghajtása	22
2.1.8. Az akkumulátor töltése	24
2.2. Vezérlőegység	25
2.2.1. Mikrokontroller	26
2.2.2. USB modul	31
2.2.3. Bluetooth modul	32
2.2.4. Két UART eszköz csatlakoztatása a mikrokontroller ugyanazon portjára	33
2.2.5. SPI busz	34
2.2.6. Gyorsulásmérő	37
2.3. Fotopletizmográf áramkör	38
2.3.1. Adatgyűjtés Tektronix digitális oszcilloszkóppal	41
2.3.2. Adatgyűjtés Metrix oszcilloszkóppal	43
2.3.3. Szimuláció	46

3. Összefoglalás	52
Irodalomjegyzék	54
Ábrák jegyzéke	57
Mellékletek listája	58
M.1. A MAX8662 áramkör blokkdiagramja és a szükséges külső alkatrészek	58
M.2. A tápegység kapcsolási rajza	59
M.3. A vezérlőegység kapcsolási rajza	60
M.4. A pletizmográf kapcsolási rajza	61

Bevezetés

Természetes, hogy az életkor jelentős előrehaladtával fizikai teherbírásunk romlik, egészségünket egyre könnyebben kezdi ki krónikus és akut betegségek. Szellemi képességeinknél lejátszódó hasonló folyamatokkal azonban csak napjainkban kezdtek el foglalkozni, ahogy felgyorsult világunk információs társadalma egyre nagyobb követelményeket támaszt az időszedő korosztállyal szemben is. Manapság az idősek életminőséget a fizikai egészségen túl a „szellemi fitness” is befolyásolja.

A Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Karának a kognitív pszichológia területén végzett kutatásai magukba foglalják az öregedés szellemi képességekre gyakorolt hatásának vizsgálatát is. Cél, hogy ezen képességek életkort meghaladó hanyatlását, az úgynevezett demenciát¹ időben diagnosztizálják, és mértékét számszerű adatokkal jellemezhessék. Ezek ismeretében feltehetően kidolgozhatóak olyan célzott terápiás eljárások, melyekkel az időskori elbutulás folyamata lassítható, esetleg megállítható, sőt akár a folyamat elején visszafordítható is lesz.

A szellemi frissességet jól jellemzi a reakcióidő és az agyi szabályozás gyorsasága, melynek egyik megnyilvánulási formája a fiziológiás tremor². Ennek mértékére a kézremegés mérése révén következtethetünk. A demenciát kiváltó okok között vezető szerepet játszanak a keringési rendszert károsító érintő események, hiszen elégtelen keringés esetén csökken az agy oxigénellátottsága, és annak károsodása következhet be. Ilyen hatások például a keringési rendszert érintő orvosi beavatkozások (pl.: szív- és koszorúér műtét), vagy a krónikus betegségnek számító agyi érrelmeszesedés is. Az érrendszer állapotát annak rugalmassága határozza meg. Ha a rugalmasság csökken, akkor torzul a végtagokban mérhető vérnyomás karakterisztikája. A véráramlás nyomásgörbe vizualizálásának egyik fájdalommentes módja a fotopletizmográfia.

A kutatások keretein belül meg kell állapítani a szellemi képességek csökkenésének egészséges ütemét. Ez klinikai vizsgálatok keretében történő, számos egyénen végzett mérést jelent. Az összegyűjtött adatokat statisztikailag kell elemezni.

A projektben résztvevő hallgatótársaimmal együtt egy olyan, korszerű technológiákat alkalmazó biometria mérőrendszert tervezünk, mellyel ez a folyamat nagymértékben felgyorsítható és automatizálható. Törekszünk arra, hogy mérőrendszerünk kis költségvetésből legyen megvalósítható és működtethető, ami a finanszírozó egészségügyi biztosítási rendszerekben egyér-

¹időskori elbutulás

²Élettani remegés

telmű követelmény. Cél, hogy a mérést végző műszer egyben hordozható és gyors is legyen, amely az orvostudományban történő felhasználást nagymértékben elősegíti.

A rendszer részeként egy olyan célhardver játszik adatgyűjtő szerepet, amely a kutatásban specifikált méréseket elvégzi, és a regisztrátumokat egy személyi számítógépen vagy okostelefonon futó program számára továbbítja. Végül a feldolgozott adatok egy központi adatbázisban kerülnek archiválásra, amiből a vizsgálatok lezárását követően a statisztikai elemzések elvégezhetők.

A rendszer összetettsége megkívánta, hogy a tervezését jól elkülöníthető részekre bontsuk, és fejlesztését egy-egy – adott szakterületen jártas – hallgató végezze. Ezen részek a következők:

- Mérés-adatgyűjtő célhardver (későbbiekben készülék) áramkörének megtervezése
- Mérés-adatgyűjtő célhardvert működtető firmware megtervezése
- Android operációs rendszeren futtatható okostelefonos alkalmazás fejlesztése, mellyel a készülék vezérelhető és a mérési eredmények rögzíthetők
- Központi adatbázis és személyi számítógépen futtatható program fejlesztése. A program képes okostelefonról rögzített eredményeket importálni, ugyanakkor az adatgyűjtő készülékhez is csatlakoztatható.

Annak érdekében, hogy a rendszer részei hibátlanul illeszkedjenek egymáshoz, munkánk folyamán nélkülözhetetlen a folyamatos egyeztetés a kapcsolódási pontokon. A fejlesztés során elért eredményekről szakdolgozatok és publikációk formájában számolunk be.

Dolgozatomban a mérés-adatgyűjtő célhardvert mutatom be, amely a Pécsi Egyetem demenciakutatásban eddig használt mérőeszközét váltja ki. Elsőként az áramkörtervezés szempontjából lényeges vizsgálattípusokat és méréseket, továbbá a fejlesztéshez használt szoftvereket ismertetem. A későbbi fejezetekben pedig a megtervezett áramkört mutatom be főbb részenként.

A tervezés során arra törekedtem, hogy a készülék gyorsan és nagy számban legyen reprodukálható, ezért az áramkör méretezésén kívül figyeltem arra is, hogy az elektronikai eszközök sorozatgyártásánál manapság elterjedt technológiákat és alkatrészeket válasszam.

1. fejezet

Elméleti háttér

A vizsgálati módszer és a többcélú biometriai mérőrendszer feltalálója Dr. Kellényi Lóránd MSc, PhD, MTA ny. tudományos főmunkatársa és a Pécsi Tudományegyetem professzora. Ezen a területen végzett kutatásai nemcsak az egészséges öregedő emberek szellemi frissességének felmérésére alkalmas vizsgálatok kidolgozását célozzák, hanem a „szellemi fitness” megőrzésére, illetve hanyatlásának csökkentésére alkalmas terápiás eljárások kifejlesztését is. [1]

A vizsgálat során az alábbi élettani jelenségek fájdalommentes mérését kell elvégezni az alanyon, melyek mindösszesen csak néhány percet vesznek igénybe:

- A kognitív funkciók vizsgálata sRT¹ és cRT² reakcióidők mérésével történik, mellyel az időskori leépülés és a mélyaltatásokat követő idegrendszeri károsodások is objektív módon kimutathatóak. Így az időigényes és szempontunkból nem informatívabb EEG³ vizsgálat kiváltható. Az sRT reakcióidő mérés során a vizsgált alanyak egy véletlen időközönként kiadott célinger felismerésekor meg kell nyomnia egy nyomógombot. A célinger általában valamilyen látható vagy hallható jelenség, mint pl.: egy sípszó vagy egy lámpa felvillanása. A célinger megjelenésétől a gomb megnyomásáig eltelt idő a reakcióidő. A cRT mérésekor egy-egy megtévesztő inger is a célingerek közé kevernek, amit a vizsgált alanyak figyelmen kívül kell hagynia, mint például egy célingertől eltérő hangmagasságú sípszó vagy egy más színű lámpa. Ilyenkor az alanyak döntést is kell hoznia mielőtt megnyomná a gombot, ezért a cRT hosszabb reakcióidőt eredményez. A kétféle reakcióidőnek egymáshoz viszonyított aránya is informatív. Mind az sRT, mind a cRT időtartama általában 150-500ms között van fiziológián. [2]
- A fiziológias tremor vizsgálat során a vizsgált alany vízszintesen kitartott kezének remegését mérjük vízszintes és függőleges irányban egy gyorsulásmérő segítségével. A regisztrátumot Fourier transzformációnak alávetve megállapítható, hogy a remegés mely frekvenciájú összetevői dominánsak, amelyekből az agyi szabályzás sebességére lehet következtetni. Egyes, idegrendszert érintő betegségekből mint pl. a Parkinson-kórban jel-

¹Simple Reaction Time

²Choice Reaction Time

³elektroencefalográfia

legzetes frekvenciákon jelennek meg amplitudócsúcsok.

- A fotopletizmográfias vizsgálat során a testfelszínhez közeli erekben folyó véráramlás nyomáshullámaint rögzítjük. A nyomásgörbét elemezve biológiai markerek egész sora határozható meg. Ezt a vizsgálatot bővebben az 1.1. fejezetben részletezem.

Az első generációs biometriai mérőrendszer bemutatása



1.1. ábra. Az első generációs biometriai mérőrendszer a projektben résztvevő hallgatókkal

Ezen vizsgálatok elvégzéséhez a Kellényi professzor úr fejlesztette ki az első generációs mérőrendszert, melynek egy példánya az 1.1. ábrán⁴ látható. Ez a rendszer egy analóg technológiával megvalósított adatgyűjtő műszerből és egy számítógépes programból állt. A műszer a mért értékeket két analóg jellé alakította, melyeket egy külső hangkártya kétcsatornás analóg bemenetével digitalizáltak. A hangkártyát erre a célra előbb kisebb átalakításnak kellett alávetni, mely során bemeneti fokozataikból kiiktatták a felüláteresztő szűrőket, mert azok a műszer által szolgáltatott lassan változó jeleket jelentősen torzították, vagy teljes egészében elnyomták. A számítógépen futó alkalmazás a külső hangkártyáról beolvasott digitalizált jel kirajzolását, mentését és visszatöltését tette lehetővé, továbbá egy-két adatfeldolgozási funkciót is végre tudott hajtani, mint például a kézremegés FFT⁵ analízise.

A vizsgálati módszer vitathatatlanul úttörőnek számít a maga nemében, ám felmerült az igény a mérőrendszer továbbfejlesztésére, melynek során az első generációs rendszer alábbi hibáira kellett megoldást keresnünk:

⁴A kép forrása: MiNap archívum (2010): *Magyar találmányt mutattak be.* 2010.09.23.
<http://minap.hu/news.php?extend.29535.2>

⁵Gyors Fourier transzformáció

- A mérőműszer nagy mérete és nagy tömege, nem felelt meg a hordozhatóság kritériumának.
- Az elavult technológiát képviselő alkatrészek nagy áramfelvételéhez a szükséges teljesítményt a 230V-os hálózat fedezte, a telepes üzemeltetés nem volt megoldható, így csak „konnektor közelében” lehetett mérést végezni.
- A műszer tervezésekor nem volt szempont a nagy példányszámban való gyártás, így azt csak kézi beültetéssel és kézi forrasztással lehetett előállítani, ami a nagy alkatrésszám miatt hosszadalmas folyamat volt. A kézi gyártás következményeként az egyes műszerek mérési eredményei közt adódtak kisebb eltérések, ami a standardizálást nehezítette.
- Mivel a műszer jelentős része analóg áramkörökkel volt megvalósítva, nagyon érzékeny volt a hőmérséklet változásra, így a munkapontokat gyakran újra kellett állítani, amit csak laboratóriumban, oszcilloszkóp segítségével lehetett elvégezni.
- Mivel a műszer és a számítógép között a két mérési eredményt szolgáltató analóg csatornán kívül egyéb kommunikáció nem zajlott, nem volt mód a vizsgálatípusok, valamint a mérések indításának összehangolására. A vizsgálatípust külön be kellett állítani a műszeren, és külön a programban, majd ezt követően először a adatrögzítést kellett elindítani a programban és csak azután lehetett elindítani a mérést a műszeren. A beállításokat a műszeren számos kezelőszerv segítségével lehetett elvégezni, így használata meglehetősen bonyolult volt. A vizsgálat kivitelezése nagy odafigyelést igényelt a vizsgálatot végző személytől, és a legkisebb figyelmetlenség esetén is a mérést meg kellett ismételni.
- A mérőrendszer továbbfejlesztés szempontjából rugalmatlan volt, ugyanis a műszer csak „bedrótozott” logikát és funkciókat tartalmazott. Új funkciókkal való bővítése, vagy a régiek módosítása, csak az áramkör átalakításával lett volna lehetséges.
- Bizonyos esetekben szükség lenne különböző mérések egyidejű elvégzésére is, mert például a vizsgált alany fiziológiás tremora változhat, miközben figyelmét a reakcióidő mérés feladata eltereli. Ám ezt nem lehetett az első generációs műszerrel megvalósítani, hiszen minden méréstípus során ugyanazon a két analóg csatornán keresztül történt a mérési eredmények továbbítása.
- A vizsgálatok eredményeinek összesítésére és kiértékelésére az eredeti számítógépes program nem nyújtott megoldást.

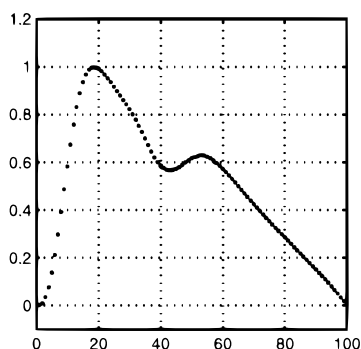
1.1. Fotopletizmográfia

A pletizmográfia az orvosi diagnosztikában használatos olyan módszer, mely az emberi szervezet apró ereiben, kapillárisaiban méri a vér nyomásának ingadozását. Az olcsó, szállítható, gyors és nem invazív diagnosztikai eszközök kritériumának tökéletesen megfelel. További megvalósult szempont az informatikai elemzésen alapuló értékelhetőség, mely az orvosok diagnosztikai tevékenységét jelentősen megkönnyíti, pontosítja és az eszköz széles körű elterjedését elősegíti.

[3]

A fotopletizmográfia⁶ kifejlesztésének kezdeti lépései Molitor, Kniazuk és Hertzman nevéhez fűződnek (1936). [5] A készülékhez egy fényforrásra és egy olyan fotodetektorra van szükség, amely a szövetek perfúziójának⁷ kis változásait is képes mérni a vörös ill. az infravörös spektrumban. A félvezető technológián alapuló alkatrészek kifejlesztése, LED-ek, fotodiódák, fototranzisztorok megjelenése nagy előrelépést jelentett a fotopletizmográfiai készülékek fejlődésében is.

A perifériás szövetekben detektálható nyomásváltozás-görbe jellegzetes, a szív működésével szinkron, azt jól jellemzi. Használható az oxigén szaturáció⁸, és a perifériás erek állapotának felmérésére is. [6, 7, 4] A fotopletizmográfiaival detektálható nyomásgörbe AC komponensén



1.2. ábra. Ujjbegyen készült PPG AC komponense

két markáns maximumpont figyelhető meg (1.2. ábra forrása: [3]). Az első nyomáshullám az aortát jellemzi, a második pedig egy végtagok irányából reflektált nyomáshullám, melyből az artériák állapotára lehet következtetni.[8] A nyomásgörbe DC komponensének időbeli változását a légzés, a szimpatikus idegrendszer aktivitása és a hőszabályozás befolyásolja. Az AC és DC komponensek a megfelelő szűrő és erősítő eljárásokkal elválaszthatóak egymástól, majd külön-külön elemezhetők.

A megfelelő fényforrás kiválasztása az alább ismertetett szempontok szerint történik. A vizsgálathoz használt fény hullámhosszának megválasztása kritikus a vizsgálat szempontjából. A szövetek fő alkotó eleme, a víz erősen abszorbeálja az ultraibolya, továbbá a hosszabb infravörös hullámokat, míg a bőr pigmentje, a melanin a rövidebb hullámhosszakat nyeli el. A PPG céljára hasznosítható fény hullámhossza a látható vörös és a rövid infravörös intervallumba esik. Ezen spektrumon belül a vörös és a közeli infravörös tartományban lehet mérni a vér oxigén szaturációját is, mert ebben a tartományban az oxy⁹- és a redukált¹⁰ haemoglobin abszorpciója jelentősen eltér egymástól. Amennyiben a mérés szempontjából lényeges a vér oxigén telítettsége, a felhasznált fény hullámhossza 805nm környezetében választandó. [11, 12, 13]

⁶Photoplethysmography (PPG)

⁷vér kapilláris ereken való átáramlása a szövetekben

⁸vér oxigén-telítettsége

⁹Oxihemoglobin (vörösvértestek alkotórésze): Oxigénnel telített haemoglobin, amely a tüdő felől a perifériás szövetek felé áramlik a vérrel

¹⁰Redukált haemoglobin (vörösvértestek alkotórésze): Magas széndioxid tartalmú haemoglobin. A perifériás szövetek felől a tüdő irányába szállítja a széndioxidot

A modern fotopletizmográfiás eszközök túlnyomórészt félvezető technológiával készülnek. [9, 10] Fényforrásként ennek megfelelően LED-eket használnak, melyek előnye, hogy igen hosszú élettartamúak, nem hőérzékenyek, és nem törékenyek. Mivel a LED-ek működésük közben csak elenyésző teljesítményt disszipálnak, alig melegítik a szöveteket, így nem befolyásolják a mérést.

A fotodetektort a fényforrás által kibocsátott fény hullámhosszának megfelelően kell kiválasztani. [14, 15] A modern fotodetektorok olcsók, érzékenyek és gyorsak, azonban nappalifény-szűrőt igénylenek. [16, 17]

A PPG szenzorelrendezésétől függően az alábbi üzemmódokban működhet:

- Fényvisszaverődésen alapuló üzemmódban: a LED és a szenzor diódák egymás mellé kerülnek
- Átvilágításon alapuló üzemmódban: a LED és a szenzor közé kerül a vizsgálandó szövetrész. Ebben az elrendezésben a vizsgálandó testrésze vonatkozóan több megkötés van az előzőhöz képest.

Mindkét üzemmódban biztosítani kell a vizsgált szövet mozdulatlanságát, illetve a külső forrásból származó fénysugarak árnyékolását (mint például a természetes fény).

1.2. Az áramkörtervezéshez használt szoftverek

A fejlesztés költségeit jelentősen befolyásolja az ahhoz alkalmazott szoftverek ára, melyeknek sokszor még egyetemi hallgatói kiadásuk is tekintélyes összeget emészt fel. Gyakran elérhetőek úgynevezett „trial” verziók, de ezek is csak félmegoldást nyújtanak, ugyanis vagy időkorláttal használhatók, vagy pedig bizonyos funkcióik le vannak tiltva. A fejlesztés igényeit is kielégítő ingyenes szoftvereket kerestem.

1.2.1. ArchLinux

Az Arch Linux egy függetlenül fejlesztett, általános célú, ingyenes GNU/Linux disztribúció (32 és 64 bites verziója is elérhető). A fejlesztése során a célszerű egyszerűséget és a kódok jó olvashatóságát tartották szem előtt. Az operációs rendszer installálásakor egy minimális alaprendszer települ fel, mely csak a legszükségesebb programokat tartalmazza (még grafikus felületete sincs). Ezt követően a felhasználó egyedi igényeinek megfelelően testre szabhatja a rendszert, bővítve funkcionalitását az általa szükségesnek ítélt programok telepítésével. Így az Arch Linux szerver számítógép és munkaállomás kialakítására is egyaránt alkalmas. A rendszer konfigurálása nem grafikus nem grafikus front-end programokon keresztül, hanem szöveges konfigurációs fájlok szerkesztése révén történik. [19]

Az Arch Linux saját fejlesztésű „Pacman” csomagkezelő rendszerrel rendelkezik, mely segítségével könnyedén telepíthetők a programokat tartalmazó bináris csomagok. [19]



1.3. ábra. Arch logó

Az Arch Linux „görgdülő kiadású”¹¹ rendszer, mely lehetővé teszi, hogy a programokat csak egyszer kelljen telepíteni, és azt követően frissítéskor mindig a legújabb stabil verziót installálja. Nincs szükség kiadásváltásokra sem – ellentétben a közismert Ubuntu és Debian disztribúciókkal –, mely a rendszer újratelepítését igényelné. Gondot kell fordítani azonban a frissítés rendszeres futtatására, mert a túl régi rendszer frissítése problémákba ütközhet, esetenként már nem is hajtható végre. [19]

Az Arch Linux operációs rendszerben a Windows kiváló alternatívájára találtam.

1.2.2. Dokumentálás $\text{\LaTeX}$ programmal

Napjainkban számos irodai programcsomag érhető el, melyek a kor elvárásainak megfelelően WYSIWYG¹² kezelői felülettel rendelkeznek pl.: Microsoft Office, LibreOffice. Közös vonásuk, hogy segítségükkel különösebb szakértelem nélkül is könnyedén megformázhatóak kisebb dokumentumok. Grafikus felhasználói felület építőelemeivel helyettesítik a formázási parancsok bevitelét, és sok apró részletet rejtenek el a felhasználó elől. Ez utóbbi következményeként nagyobb terjedelmű művek tördelésekor a legkөрmönfontabb felhasználót is érhetik meglepetések.

Ezen mellékhatások elkerülése végett inkább a tördelés professzionális eszközei felé fordultam. Használatuk lényegesen nagyobb felkészültséget igényel, mint a WYSIWYG irodai szoftvercsomagok. Sok fizetős szoftver található a piacon, melyek jogtiszta használatáért bizony tekintélyes összeget kérnek a forgalmazók (pl.: Adobe InDesign, melyet otthoni használatra is közel 1000EUR). Cserébe hatalmas eszköztárral rendelkeznek, melyek túlszárnyalják egy dolgozat vagy egy dokumentáció követelményeit.

Linux operációs rendszereken is futó, nyílt forráskódú kiadványszerkesztők közül a nagy múltú $\text{\LaTeX}$ felelt meg leginkább a feladat által támasztott követelményeknek. Fejlesztésével eredetileg matematikai képletek szedésének számítógépes megvalósítását célozták, de később – a nyelvben rejlő lehetőségeket kihasználva – más tudományterületeken történő publikálásra is alkalmassá tették. A $\text{\LaTeX}$ egy olyan parancssori program, mely saját jelölőnyelvén írt egyszerű szöveges állományból állít elő egy eszközfüggetlen kimeneti fájlt, melyet sokféle megjeleníthető formátumú dokumentummá lehet konvertálni pl.: pdf, de PostScript is előállítható belőle, mely bizonyos nyomtatókon közvetlenül, másokon megfelelő program segítségével nyomtatható.

¹¹rolling release

¹²angol betűszó: what you see is what you get - szerkesztéskor a dokumentum képernyőn látható képe megegyezik a weben vagy nyomtatásban közzétett dokumentum képével

A $\text{\LaTeX}$ Arch Linux operációsrendszerre való installálásához az alábbi parancsot kell kiadni rendszergazdai jogosultsággal:

```
1 # pacman -Sy texlive-bin \
2     texlive-core \
3     texlive-langextra \
4     texlive-latexextra \
5     texlive-pictures \
6     texlive-plainextra \
7     texlive-science
```

1.1. Kód. $\text{\LaTeX}$ installálása Arch Linux operációsrendszerre

1.2.3. Áramköri szimuláció Linux operációs rendszer alatt

Az analóg áramkört Linux operációs rendszer alatt `ngspice` programmal szimuláltam, mely a `Spice3f5`, `Ciber1b1` és az `Xspice` szoftverek felhasználásával készült. Bemeneteként egy kötési lista¹³ szolgál. Ellentétben az elterjedt PSpice-szal az `ngspice` grafikus kapcsolási rajz szerkesztő felülettel nem rendelkezik, így a kötési lista előállításáról a felhasználónak kell gondoskodnia. A kötési lista az alkatrészek számának növekedésével egyre áttekinthetlenebbé válik, ezért olyan kapcsolási rajz szerkesztőt kerestem, mely képes előállítani a megfelelő formátumú kötési listát. A kapcsolási rajzokat a GPL licenccel rendelkező `gschem` programmal hoztam létre, amiből a `gnetlist` program generálja a kötési listát. Mindkettő a `gEDA`¹⁴ projekt keretében készült, és szintén futtathatók Linux operációs rendszer alatt.

Az `ngspice` rendelkezik a szimuláció eredményeként létrejött adatsort grafikonon megjelenítő modullal, úgynevezett back-end-del. Lehetséges a grafikonok exportálása többféle képfarmátumba is, melyek közül a PostScript konvertálást követően Encapsulated PostScript formátumban $\text{\LaTeX}$ dokumentumba illeszthető.

Az Arch Linux operációs rendszerre való installálásuk az alábbi rendszergazdai jogosultsággal kiadott parancs futtatásával történik:

```
1 # pacman -Sy ngspice geda
```

1.2. Kód. Az Ngspice és a gEDA installálása Arch Linux operációsrendszerre

1.2.4. Design Spark

A nyomtatott áramkör tervezéséhez az RS Components Ltd vállalat DesignSpark PCB 3.0 termékét használtam. Noha Linux operációs rendszerre lefordított verziója még nincs, de `wine` szimulátor segítségével Linux alatt is futtatható. Egyedi licenccel rendelkezik, ezek alapján ingyenes és üzleti célokra is használható. A telepítést követően a programot aktiválni kell az RS

¹³netlist

¹⁴GPL Electronic Design Automation

Components honlapján. A Design Spark mellett szólt az az érv is, hogy a többi NYÁK tervező program ingyenes verziójával szemben nincsenek korlátozások sem a tervezés során felhasznált alkatrészek számára, sem pedig a nyomtatott áramkör méretére vonatkozóan.

A terveket hasonlóan a legtöbb áramkörtervező programhoz projektekbe szervezi. Noha a hierarchikus tervezés nem megoldott a programban, de munkámban erre nem is volt szükség. Ugyanakkor a program lehetővé teszi, hogy egy terv több kapcsolási rajzból épüljön föl, ezért az általam tervezett áramkört is részekre bontottam (lásd M.2., M.3., M.4. mellékletek).

Számos automatikusan feltelepülő alkatrészkönyvtára mellett online adatbázisból is letölthetők integrált áramkörök. Könyvtárkezelőjével hatékonyan definiálhatóak láblenyomatok, kapcsolási rajz szimbólumok és ezek felhasználásával új komponensek is. Kényelmi funkciója, hogy egy komponens több láblenyomattal is definiálható, melyek között a tervezés folyamán könnyen lehet váltani. Nyomtatott áramkör tervező modulja többretegű NYÁK tervezését is lehetővé teszi, továbbá rendelkezik automatikus bekötési funkcióval is.

A program ingyenesen letölthető a DesignSpark hivatalos honlapjáról. Installálása alapértelmezés szerint az aktuálisan bejelentkezett felhasználó számára teszi elérhetővé a programot, ezért telepítéséhez nem szükséges rendszergazdai jogosultság sem:

```
1 $ wine DesignSpark.exe
```

1.3. Kód. Az Ngspice és a gEDA installálása Arch Linux operációsrendszerre

2. fejezet

Áramkörtervezés

Az általánosan elterjedt áramkörtervezési gyakorlat szerint első lépésként kiválasztjuk a megvalósítandó funkciónak leginkább megfelelő integrált áramköröket, méretezzük a szükséges kiegészítő alkatrészeket, ennek eredményeként elkészül a kapcsolási rajz, végül pedig tápegységet szerkesztünk a felhasznált komponensek tápfeszültség-igénye és fogyasztása alapján. A dolgozatomban tárgyát képező készülékkel szemben támasztott szigorú követelmények azonban – nevezetesen a hordozhatóság, a kis tömeg és maroknyi méret – indokolttá tették, hogy a korábbi gyakorlatot felrúgva a tápegység szerkesztését vegyem előre. Ez a fejlesztés során nem okozott gondot, mert a napjainkban forgalmazott integrált áramkörök széles tápfeszültség-tartományban képesek üzemelni.

2.1. Tápegység

Mivel az készüléket a vizsgált páciensnek kézben kell tartania, a nyomtatott áramkör méretét akkorára kell korlátozni, hogy a szükséges kiegészítő alkatrészekkel együtt elférjen egy ergonomikus kialakítású házban, mely utóbbi megszerkesztése inkább gépészeti ismereteket igényel, így nem része dolgozatomnak. Fiziológias tremor vizsgálatnál a páciensnek hosszú ideig vízszintesen kinyújtva kell tartania a karját. Ha a készülék túl nehéz lenne, akkor a páciens egyrészt hamar elfáradna, másrészt csillapítaná a kézremegés nagyobb frekvenciájú összetevőit, mellyel értékes információt vesztenénk. Bár a hordozhatóság követelményének leginkább úgy tehetünk eleget, hogy az energiaellátást valamilyen teleppel valósítjuk meg, nem elhanyagolható azonban ezen beépítendő komponensek száma és típusa, ugyanis döntően befolyásolják a készülék méretét és tömegét is.

Több szemponttól is előnyösnek találtam a tölthető akkumulátorok alkalmazását, mely nem utolsó sorban környezetbarát megoldás is. A készülék kompakt mivoltát erősíti, ha a töltés folyamatát maga az áramkör is képes vezérelni. Ha úgy választjuk meg a telep kapacitását, hogy a készülék egy feltöltéssel is elfogadható ideig képes üzemelni, akkor kiküszöbölhetjük a telepcseréből adódó kényelmetlenségeket, mint pl.: póttakkumulátorok készenlétben tartását, továbbá elkerülhető a burkolatnak a gyakori telepcseréből adódó igénybevétele, sőt a telepek egy moz-

dulattal történő hozzáférhetősége sem követelmény, így egyszerűbbé válik a ház kialakítása. A használatot kényelmesebbé teszi, ha a töltés automatikusan megkezdődik, amikor a készüléket éppen USB kábellel csatlakoztatjuk a számítógéphez. A napjainkban elterjedt USB 2.0 portok 500mA-es áramkorlátja mellett azonban egy töltési ciklus nagyon hosszúra is nyúlhat, ezért a gyorsöltési funkciót is megvalósítottam, amihez egy nagyobb terhelhetőségű áramforrásra például egy adapterre van szükség.

A korábban felsorolt szempontok alapján a választás a korszerű lítium-ionos akkumulátorra esett, mely nem összetévesztendő a lítium elemmel. A lítium a legkönnyebb fém és előnyös elektrokémiai tulajdonságokkal rendelkezik. Ilyen alapanyagú telep kifejlesztésében 1912-ben G.N. Lewis úttörő munkát végzett, azonban az első (nem tölthető) elemek csak az 1970-es években kerültek kereskedelmi forgalomba. A tölthető lítiumos akkumulátor kifejlesztésére irányuló kísérletek kudarcba fulladtak, ugyanis a lítium fémes állapotban meglehetősen instabil, különösen töltés közben, mely túlzott biztonsági kockázatot jelentett. [20]

A kutatások ezt követően a nem fémes állapotú lítium irányában folytatódtak tovább. Noha a lítium-ion energiasűrűsége némiképp alacsonyabb, mint a fémes lítiumé, bizonyos töltésre és kisütésre vonatkozó megkötések betartása mellett biztonságosan üzemeltethető a lítium-ionos akkumulátor, melyet először a Sony Corporation bocsátott kereskedelmi forgalomba 1991-ben. [20]

A Li-ionos akkumulátorok számos előnyös tulajdonsága közül a legfontosabbakat emelném ki. Ezen cellák kapocsfeszültségének szabványos névleges értéke 3,6V, mely lehetővé teszi, hogy egyetlen cellával táplált áramkört tervezzünk. Hasonló tápfeszültséget csak három hagyományos, nikkel alapú akkumulátor sorba kapcsolásával érhetnénk el. Ennél a fajtánál nem jelentkezik memória effektus, így nem igényel olyan karbantartási műveleteket sem mint az ütemezett kisütés. Napjainkban a legtöbb mobiltelefont egy-cellás Li-ion akkumulátor táplálja. Ráadásul a hagyományos telepekhez képest kevésbé terheli a környezetet. [20]

A Li-ionos akkumulátor szélsőséges körülmények közt károsodhat, extrém esetben akár fel is robbanhat. [20] Utóbbi jelenség például túltöltés esetén következhet be, ahogy ezt egy videó-részlet[21] is demonstrálja (nem saját kísérlet). A felvételen látottak arra engednek következtetni, hogy a robbanást elsősorban nem a szétszóródó repeszek, hanem a felcsapó lángok teszik pusztítóvá. Tehát a Li-ionos akkumulátor mellé egy üzemi körülményeket monitorozó biztonsági áramkör beépítése is feltétlenül szükséges.

Ha az áramkört Li-ionos akkumulátorról kívánjuk táplálni, akkor a tápfeszültséget a stabilizáláshoz szükséges feszültségtartalék miatt 3,6V-nál alacsonyabbra kell választani. A gyakorlatban használt feszültség szintek közül a 3,3V meglehetősen elterjedt, az integrált áramkörök széles skálája működtethető ilyen tápfeszültséggel. A fejlesztés folyamán megépítésre került néhány prototípus, melyek segítségével a projekten dolgozó hallgatók megkezdhatték a firmware, az okostelefonon és a személyi számítógépen futó alkalmazások fejlesztését. A prototípusok lehetővé tették a későbbiekben bemutatásra kerülő integrált áramkörök gyakorlatban történő kipróbálását is. Tapasztalatom szerint 3.3V tápfeszültség mellett az prototípusok áramfelvétele

100mA körüli volt, melyből 50mA a bluetooth modul működéséhez kellett.

Tehát a tápegység megvalósításához szükséges volt egy lítium cella töltését vezérlő áramkör, mely a biztonságos üzemeltetéshez szükséges paramétereket is vizsgálja, és egy feszültségstabilizátor, mely a változó telepfeszültség és a áramcsúcsok ellenére is konstans tápfeszültséget biztosít.

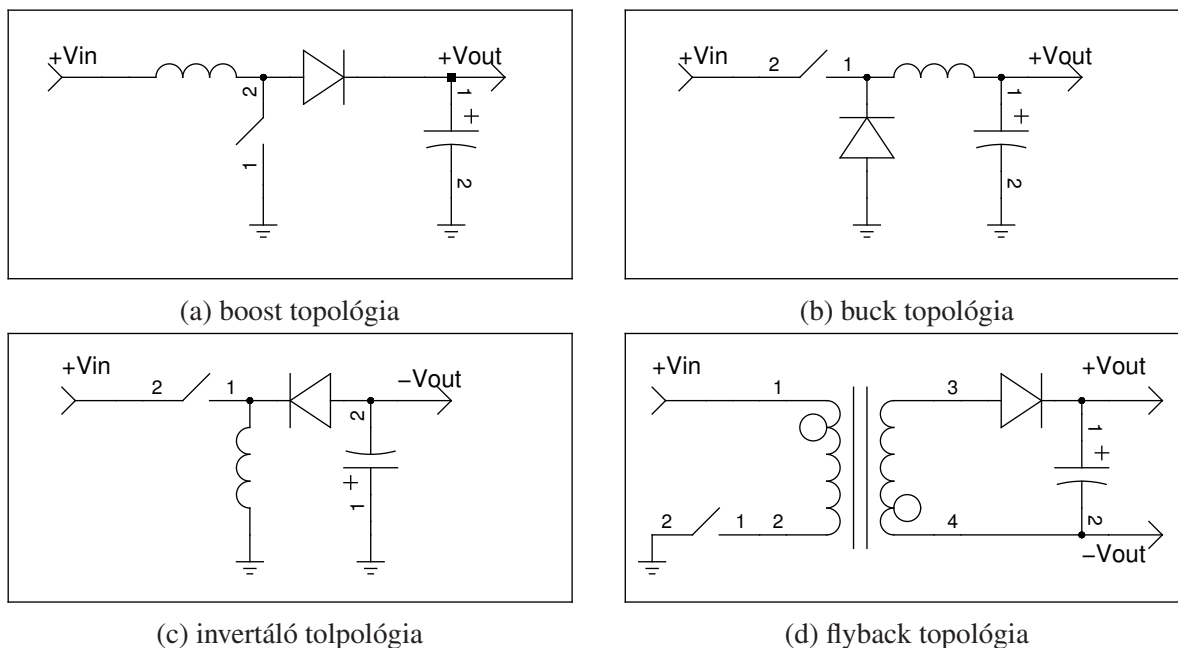
Mivel a Li-ion cella feszültsége (3,6-4,2V) a kiválasztott 3,3V-nál nagyobb, ezért a stabilizáláshoz elegendő a legolcsóbb kategóriába tartozó feszültség csökkentő kapcsoló üzemi tápegység.

2.1.1. Feszültségstabilizátorok

A hagyományos lineáris feszültségstabilizátorok hátránya, hogy nagy a disszipált teljesítményük, mely a telep korai lemerülését eredményezi. Ezeket nagy hatásfokú kapcsoló üzemi tápegységekkel váltják ki, melyek a lineáris feszültségstabilizátorokhoz képest nagy bonyolultságú eszközök. Áramkörbe való beépítésük nagy körültekintést igényel, ugyanis a magas kapcsolási frekvencia miatt a vezetékek hossza nagymértékben befolyásolja a jelterjedési időt, így a helytelen alkatrész-elrendezés következményeként előfordulhat, hogy az áramkör nem, vagy rosszul működik. Ebben a tekintetben mindenképpen be kell tartani a gyártó ajánlását.

A tápegység tervezésekor specifikált bemeneti feszültség tartomány és kimeneti feszültség viszonya alapján az alábbi alternatívák közül választhatjuk ki a kapcsoló üzemi DC/DC konverter típusát (2.1. ábra forrása [30]):

- Feszültség növelő (boost) konverter: mely a bemenőhöz képest nagyobb feszültséget állít elő a kimenetén. Abban az esetben használható, ha a stabilizált feszültség a bemenő feszültségtartomány fölötti feszültség. (2.1a. ábra)
- Feszültség csökkentő (buck) konverter: előző típussal ellentétben működési feltétele, hogy a kimenetén előállítandó feszültség a bemenetéhez képest kisebb legyen. Olyan tápegységekhez használható, melynek a kimeneti feszültsége a bemenő feszültségtartomány alatt van. (2.1b. ábra)
- Inverter: a bemenetével ellentétes polaritású kimenő feszültséget állít elő. (2.1c. ábra)
- Flyback kapcsolás: galvanikus leválasztásra alkalmas. (2.1d. ábra)
- Kombinált konverter: Nem önálló topológia: egy feszültség növelő és egy feszültség csökkentő konverter kaszkádjából épül fel. Elképzelhető olyan tápegység specifikáció, mely szerint a bemenő feszültségtartomány magába foglalja a kimenő feszültség értékét is, így önmagában véve sem a feszültség növelő, sem pedig a feszültség csökkentő konverter alkalmazása nem elegendő. Ez a probléma két DC-DC konverter segítségével megoldható: az első konverter (feszültség növelő) segítségével a feszültséget jóval a bemenő feszültség tartomány fölé emeli, melyet a második konverter (feszültség csökkentő) a kívánt feszültségre csökkent. A MAXIM integrált áramkör gyártó erre egy tokba integrált megoldásokat is kínál.



2.1. ábra. Kapcsoló üzemű tápegységek alapkapcsolásai

Mivel a telep töltése, az áramforrás választás és a feszültségstabilizálás kérdése minden hordozható áramkörnél felmerül, ezért szinte elképzelhetetlennek tartottam, hogy erre ne léteznének egy tokba integrált áramkörök. Az internetes keresés eredményeként rátaláltam a MAXIM integrált áramkör¹ gyártó cég energiaellátást vezérlő integrált áramköreire. A MAXIM honlapjának tematikus kereső és szűrő szolgáltatása segítségével hamar megtaláltam a megfelelő termékeket, melyek közül a MAX8662 típusú tökéletesen megfelelt a követelményeknek. A következőkben ezt az áramkört mutatom be, és méretezem hozzá a szükséges külső alkatrészeket.[31]

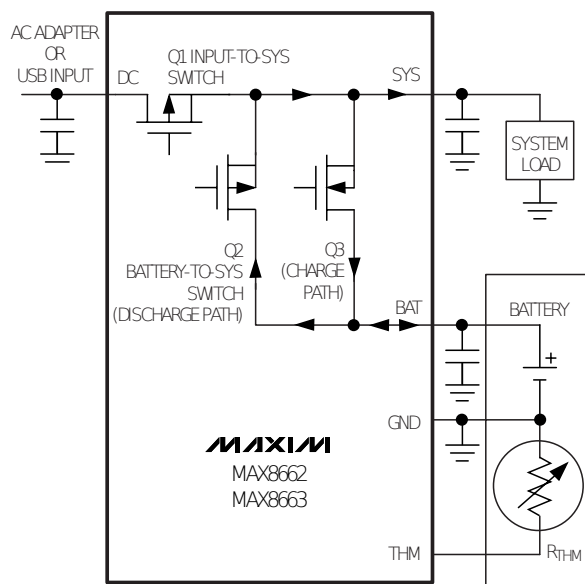
2.1.2. MAX8662 áramkör

A MAXIM integrált áramkör gyártó vállalat olyan tápellátást menedzselő áramköröket is forgalmaz [31], amelyek a telep töltését vezérlő áramkör mellett még integrált feszültségstabilizátorokkal is rendelkeznek pl.: MAX8662.

A MAX8662 integrált áramkört kifejezetten hordozható eszközök energiagazdálkodásának kezelésére tervezték (1. melléklet). Segítségével az áramkör 1db Li-ionos akkumulátorról üzemeltethető, melynek töltését is vezérli. Hét kimenete van, ezek külön-külön engedélyezhetők ill. tilthatók. Ez lehetővé teszi, hogy a méréshez nem használt áramköröket külön-külön is lekapcsoljuk, hogy energiát takarítsunk meg. [32] Kimenetek közül kettőt feszültség csökkentő konverter hajt meg, melyek hatásfoka még a 90%-ot is meghaladja. A feszültség növelő konvertere 7 sorba kötött LED meghajtására alkalmas, így kijelző megvilágításra használható fel. Ez a kimenet áramgenerátoros üzemmódban működik, melynek árama szabályozható, ezzel

¹Integrated Circuits (IC)

közvetve a LED-ek fényerejét lehet változtatni. A MAX8662 négy LDO² lineáris feszültségstabilizátorral is rendelkezik.



2.2. ábra. A Smart Power Selector blokkvázlata

A MAXIM saját fejlesztése az SPS³, mellyel az energiagazdálkodást irányítja (2.2. ábra, forrása [32]). Külső áramforrás csatlakoztatása esetén a táplált áramkör energiaigényét a külső forrásból fedezi. Ha a táplált áramkör energiaigénye meghaladja a külső forrás terhelhetőségét, akkor a többletenergiát a telepből pótolja. Alacsony terhelés esetén a külső forrás többletenergiáját a telep töltésére fordítja. Az áramkörhöz a telep hőmérsékletét mérő termisztor csatlakoztatható. Ha a telep hőmérséklete töltés közben túl alacsony vagy túl magas, akkor a rendellenesség megszűnéséig a töltés szünetel, ellenkező esetben károsodhatna a telep. [32]

A külső áramforrásból felvehető maximális áram a megfelelő logikai bemenetek beállításával ($\overline{PEN1}$, $\overline{PEN2}$) korlátozható. USB áramforrás esetén a legnagyobb felvehető áram 95mA-re vagy 475mA-re korlátozható, míg egyéb forrás pl.: adapter esetén egy ellenállás felhasználásával folyamatos értéktartományban választható meg 2A-ig. Ehhez nem az adapter által szolgáltatott legnagyobb áramot, hanem a telep gyártója által előírt maximális töltőáramot kell figyelembe venni. [32]

Az SPS-nek köszönhetően a SYS kimeneten szolgáltatott feszültség így szünetmentesnek tekinthető és adatlapja szerint nagy terhelhetőségű is. Ám áramkör közvetlen meghajtására nem alkalmas, ugyanis ez a feszültség széles tartományban változhat annak függvényében, hogy csatlakozik-e külső áramforrás, vagy nem, illetve milyen a telep töltöttsége. A meghajtani kívánt áramkör és a SYS kimenet közé ezért be kell iktatni az IC valamelyik feszültségstabilizátorát vagy konverterét. Ezek token belül nem állnak közvetlen összeköttetésben a SYS kimenettel,

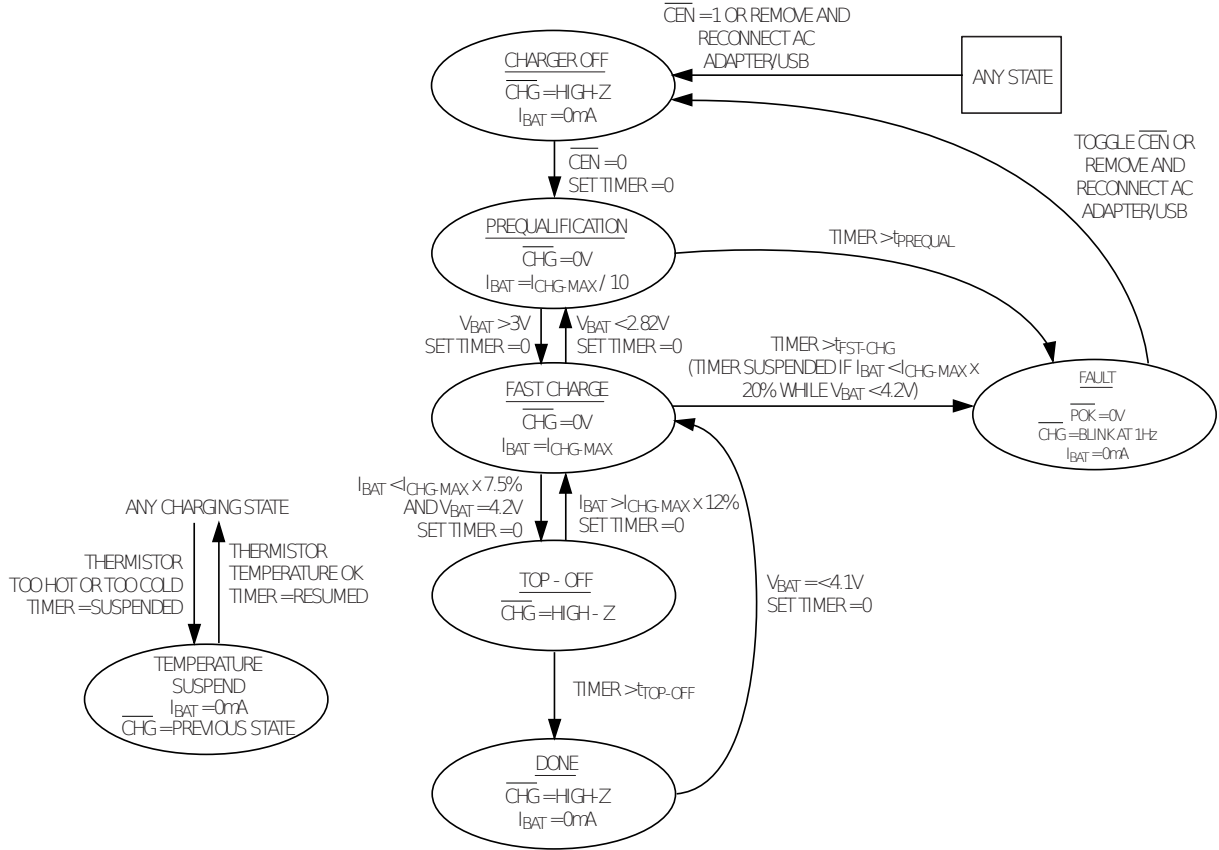
²az LDO (low dropout) lineáris feszültségstabilizátorok kis kimeneti-bemeneti feszültségkülönbség ellenére is képesek stabil kimenetet szolgáltatni

³SPS: Smart Power Selector

ezért az összeköttetést a nyomtatott áramkörön fizikailag kell megvalósítani.

2.1.3. A töltés folyamata

A MAX8662 töltési folyamatát a 2.3. ábra (forrás: [32]) szemlélteti. Külső áramforrás csatla-



2.3. ábra. A töltési folyamat állapotdiagramja

koztatásakor az áramkör először CHARGE OFF állapotba kerül. Ekkor a telep töltése szünetel, és ezt az invertált logikai kimenet is mutatja: $\overline{\text{CHG}} = \text{HIGH-Z}$ ⁴. Ha a töltés engedélyezve van a $\overline{\text{CEN}} = 0$ logikai bemenettel, akkor az áramkör PREQUALIFICATION állapotba kerül, mellyel egy időben az időzítő is nullázódik.

PREQUALIFICATION állapotban a $\overline{\text{CHG}} = 0$ logikai kimenet jelzi, hogy a telep töltése folyamatban van. A telep ekkor a beállított maximális töltőáram töredékével töltődik:

$$I_{BAT} = -\frac{I_{CHG-MAX}}{10}. \quad (2.1)$$

Ha a telep feszültsége a beállított $t_{PREQUAL}$ időn belül nem éri el a 3V-ot, akkor az a telep meghibásodására enged következtetni, és az áramkör FAULT állapotba kerül. Ellenkező esetben megkezdődik a gyorsöltés.

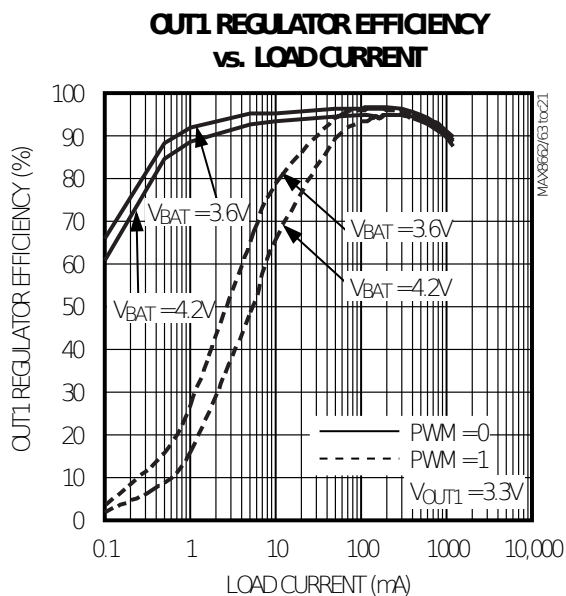
⁴HIGH-Z a logikai kimenet nagy-impedanciás állapotát jelöli

FAST CHARGE állapotban, ha a terhelés ezt lehetővé teszi, a telep a megengedett legnagyobb árammal töltődik, míg feszültsége el nem éri a 4,2V-ot. Ha a töltés $t_{FST-CHG}$ -nél több időt venne igénybe, akkor a korábbihoz hasonlóan az áramkör FAULT állapotba kerül. Nagy terhelés esetén a töltőáramot mérsékli az áramkör. Ha az áram a megengedett legnagyobb töltőáram 20%-a alá csökken, az időzítés felfüggesztésre kerül.

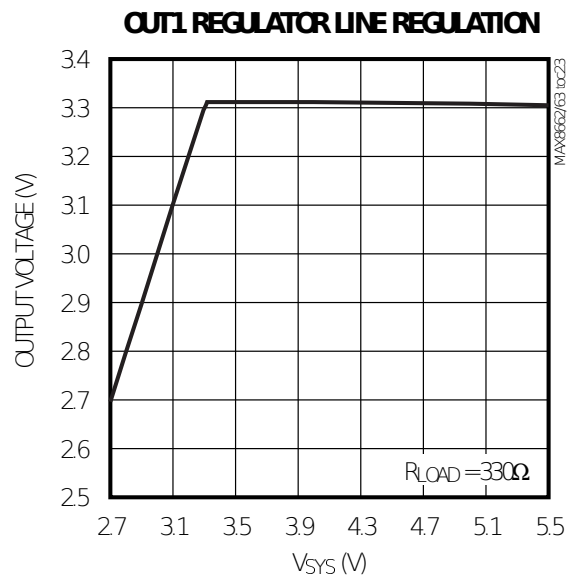
TOP-OFF állapotban a töltőáram fokozatosan csökken, és 30 perc elteltével a töltési folyamat megszűnik (DONE állapotba jut). Mindkét állapotban a $\overline{CHG}$ =HIGH-Z a töltés szünetelését jelzi. A DONE állapot mindaddig fennmarad, amíg a telep feszültsége egymás után többször 4,1V alá nem esik, s ennek hatására a gyorsöltés újraindul.

Extrém alacsony vagy magas hőmérsékleten a töltési folyamat felfüggesztésre kerül.

2.1.4. Feszültség csökkentő konverterek (OUT1, OUT2)



(a) hatékonyság a terhelő áram függvényében



(b) feszültségszabályzás a bemenő feszültség függvényében

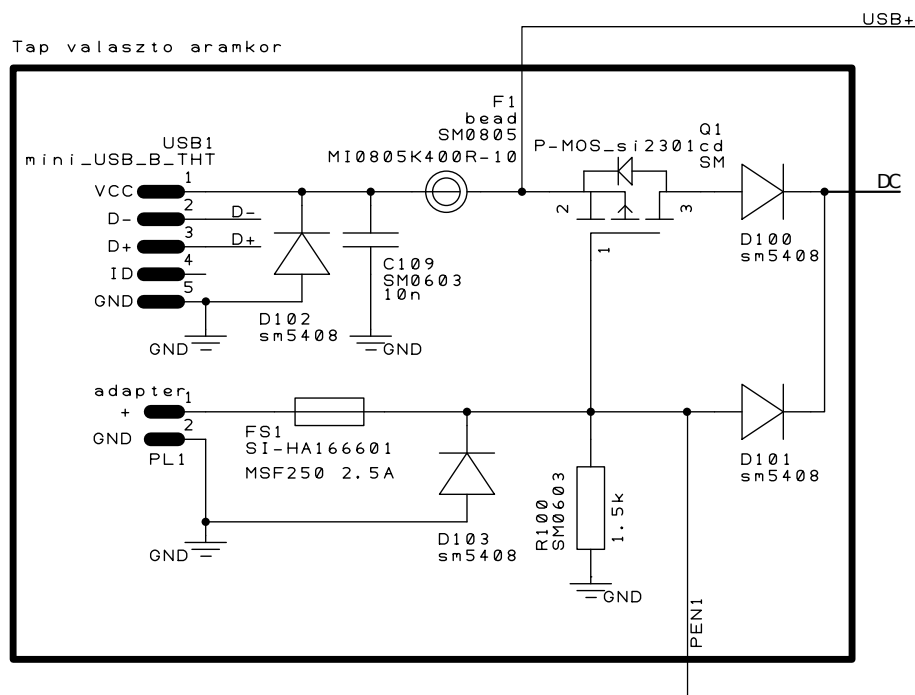
2.4. ábra. A MAX8662 áramkör DC/DC konverterének jellemző karakterisztikái

A MAX8662 áramkörben az OUT1 és az OUT2 nagy hatékonyságú, állítható kimeneti feszültségű step-down DC-DC konverterek (2.4. ábra, forrása [32]). A kimeneti feszültségük 0.98V-tól egészen a DC-DC konverterek tápfeszültségéig vezérelhető (PV1, PV2). A DC-DC konverterek működtethetők impulzusszélesség-moduláció (PWM) és impulzusfrekvencia-moduláció (PFM) üzemmódban is.

A PWM üzemmód a PWM=1 logikai bemenettel állítható be, ekkor a kapcsolási frekvencia a terhelés mértékétől függetlenül 1MHz, ezáltal alacsony áramterhelésnél a konverter hatékonysága csökken (2.4. ábra). Ez az üzemmód akkor ajánlott, ha kis zajú feszültséget kell biztosítani, ugyanis a kapcsolásból adódó zaj könnyen kiszűrhető, mert frekvenciája ismert: 1MHz, illetve annak felharmonikusai.

A PFM üzemmód a PWM=0 logikai bemenettel állítható be, mely kis áramterhelés esetén is biztosítja a magas hatékonyságot. Ebben az üzemmódban a kapcsolási frekvencia a terhelés függvényében változik, nehéz a kapcsolásból adódó zavart kiszűrni, inkább olyan áramkörök meghajtása esetén ajánlott, melyek kevésbé érzékenyek a tápfeszültség zajára. A PFM üzemmód megfelelő simítókondenzátorok mellett az áramkörnem sem az analóg sem a digitális részét nem zavarja. Noha az analóg rész érzékeny a tápfeszültség zajára, sokkal kisebb frekvenciatartományban működik, mint a konverter kapcsolási frekvenciája, így annak harmonikusai nem zavarják működését.

2.1.5. Automatikus áramforrás-váltás USB és adapter között



2.5. ábra. Áramforrás választó áramkör

Amint azt az energiaellátást vezérlő integrált áramkör bemutatásánál taglaltam, a MAX8662 áramkör transzparens módon képes váltani akkumulátoros és külső áramforrású üzemmód között az SPS funkciónak köszönhetően. Viszont egyetlen olyan bemenettel rendelkezik, amelyre külső áramforrás csatlakoztatható, tehát az USB és az adapter közti váltást valamilyen külső áramkörrel kellett biztosítani. Erre azért volt szükség, hogy a nagy áramfelvétellel járó gyorsöltés funkciót biztosíthassam, melynek létjogosultságát a korábbi fejezetekben indokoltam.

A külső áramforrást választó áramkörrel szemben az alábbi követelményeket támasztottam:

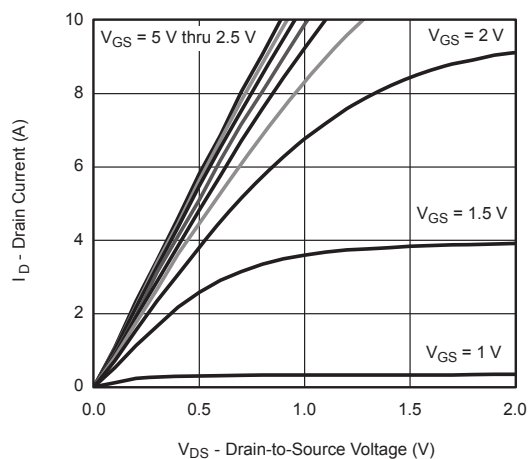
- Mivel ez a készülék csatlakozási pontja a külső áramforráshoz, meg kellett valósítania az alapvető védelmi funkciókat, nevezetesen a zárlati áram megszakítását és a készülék fordított polaritás elleni védelmét

- A készülék csatlakozhasson egyidejűleg USB-hez és adapterhez is. Külső áramforrásként az adaptert válassza legyen, mely nagyobb áramterhelhetőségű, ekkor az USB-ből történő áramfelvételt szüneteltesse.

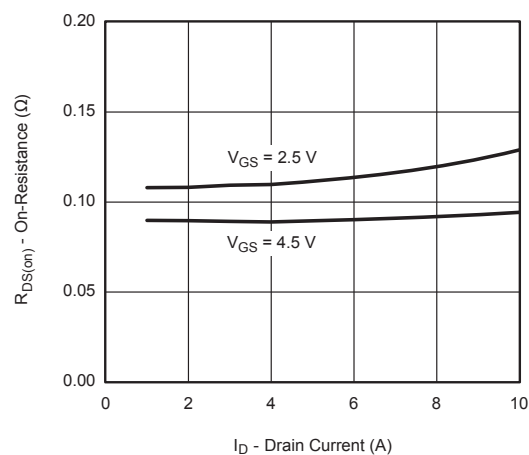
A fordított polaritással szemben való védelem fontos, hiszen a készülék áramkörei közül többenél is (pl.: MAX8662-nél) az adatlap maximum 0,6V fordított tápfeszültséget enged meg

Noha az USB áramforrás biztonságosnak tekinthető, hiszen a láb kiosztás szabványban rögzített, a +5V és a GND láb közé egy védő diódát helyeztem el (D102). A túlárammal szemben az USB portok védettek, 500mA-nél nagyobb áramfelvétel esetén a port lekapcsol, ezért külön biztosítékot nem terveztem ebbe az ágba.

Az adapter csatlakozási pontjának mind a túlárammal, mind a fordított polaritással szemben védelmet kell biztosítani. A túláram megszakításáról egy gyors működésű 2,5A névleges áramú biztosíték gondoskodik. Ugyanez a biztosíték fordított polaritás esetén is kiold, mert az adapter áramköre ilyenkor a D103 védődiódán és a biztosítékon keresztül záródik fogyasztó nélkül gyakorlatilag rövidzárlatot okozva. Az FS1 D103 2.5. ábrán látható elrendezése több szempontból is előnyös. Egyrészt nincs információ az adapter túlárammal szembeni védelmi mechanizmusáról, ezért az elképzelhető legrosszabb esetet feltételeztem: nincs. Ha a biztosíték nem szakítaná meg a zárlati áramot, akkor az adapter ki is gyulladhat. Másrészt a tartósan nagy áram a készülék szempontjából is végzetes lehetne, hiszen biztosíték nélkül túlterhelné a D103 diódát és a hozzá kapcsolódó vezető sávokat.



(a) kimeneti karakterisztika



(b) R_{DS} ellenállás

2.6. ábra. A Si2301CDS p-csatornás növekményes MOSFET karakterisztikája

Az adapter csatlakoztatása esetén az USB port felől folyó tápáramot a Q1 p-csatornás növekményes MOSFET szakítja meg, és ezt követően az adapter funkcionál külső áramforrásként. A kiválasztott Si2301CDS p-csatornás növekményes MOSFET-et kapcsoló üzemben használok: adapter csatlakoztatásakor $U_{GS} = 0V$ feszültséggel a DS átmenet teljesen lezár, adapter hiányában azonban az $U_{GS} = 5V$ feszültséggel telítésbe vezérli (2.6a. ábra⁵). Így gyakorla-

⁵VISHAY Si2301CDS P-Channel 20 V (D-S) MOSFET adatlapból importálva

tilag elhanyagolható az R_{DS} ellenállás (2.6b. ábra⁶), tehát jelentős disszipált teljesítménnyel nem kell számolni, ezért külön hűtőbordáról sem kell gondoskodni. Az U1 energiaellátás vezérlő áramkörnek PEN1 logikai bemenetével engedélyezhető a nagyobb áramfelvétel, és ezt a lehetőséget adapteres üzem esetén célszerű kihasználni. Mivel a PEN1 ponált bemenet, ezt is az adapter csatlakozási pontjára kötöttem. A felvehető áram nagysága ebben az esetben az U1 PSET kivezetésére kötött beállító ellenállással korlátozható a 2.2. képlet szerint.

$$I_{MAX} = 2000 \frac{1,5}{R_{pset}} \quad (2.2)$$

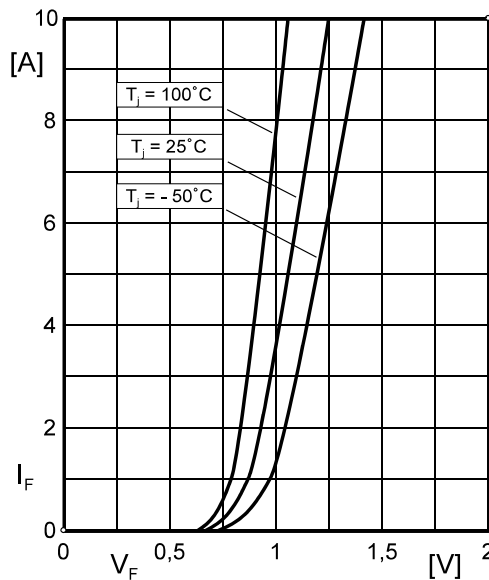
Ha az adapterünk névleges árama 1,5A, akkor a maximális áramfelvétel ezt az értéket nem haladhatja meg.

$$1,5A \geq I_{MAX} \quad (2.3)$$

$$R_{pset} \geq 2000 \frac{1,5}{1,5} \quad (2.4)$$

$$\geq 2000\Omega \quad (2.5)$$

Noha 2k Ω -os ellenállással éppen 1,5A-re lehetett volna korlátozni az áramfelvételt, biztonsági szempontból előnyösebbnek tűnt az ellenállás sor következő elemét választani: $R_{pset} = 2,2k\Omega$, így a 2.2. képlettel számolva $I_{MAX} = 1,36A$.



2.7. ábra. Az 5408 dióda nyitó irányú karakterisztikája

A Q1 GATE kivezetését és az U1 PEN1 bemenetét a R100 ellenálláson keresztül kötöttem földre, így adapter nélkül a Q1 teljesen ki van nyitva, tehát az áramellátás az USB porton keresztül történik, és a tápellátást vezérlő áramkör áramfelvétele is 475mA-re korlátozódik. További két dióda került beépítésre, nevezetesen a D100 és a D101, melyek elsődleges feladata, hogy az

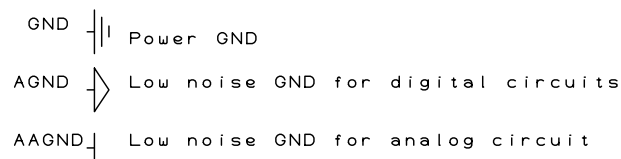
⁶VISHAY Si2301CDS P-Channel 20 V (D-S) MOSFET adatlapból importálva

esetlegesen eltérő kapocsfeszültségek hatására induló fordított irányú áramot megakadályozzák. A D100 dióda segítségével kiküszöböltem a Q1 tervezérelt tranzisztor DRAIN-GATE visszacsatolását is.

A D100 és D101 diódákon eső feszültség az áramkör működését nem befolyásolja. 1,3A átfolyó áram hatására még $T_j = 25^\circ\text{C}$ lapkahőmérséklet esetén sem esik 0,7V-nál nagyobb feszültség a diódákon, ahogy ez a 2.7. ábráról⁷ leolvasható. Az U1 tápellátást vezérlő áramkör adatlapjából kiderül, hogy a normál üzem mindaddig fenntartható, amíg a DC bemeneten a feszültség 4.1V alá nem csökken. Tekintve, hogy mind az adapter, mind pedig az USB port 5V feszültséget szolgáltat, nem valószínű, hogy ez az esemény bekövetkezik.

2.1.6. Külső alkatrészek és földvezetékek

A későbbi továbbfejlesztés lehetőségét szem előtt tartva, az U1 tápellátás vezérlő IC-hez minden külső alkatrészt méreteztem az adatlap ajánlásának megfelelően, még azokhoz a funkciókhoz is, amelyek az áramkör jelenlegi verziójában használaton kívül vannak. A készülék sorozatgyártása szempontjából ez különösebb jelentőséggel nem bír, ugyanis a nyomtatott áramkör gyártásának a költségét szinte nem is befolyásolja ez a néhány felesleges láblenyomat, továbbá a nem használt funkciókhoz tartozó alkatrészek nem kerülnek beültetésre.



2.8. ábra. Különböző földhálózatok jelölése a kapcsolási rajzon

Az U1 (MAX8662) áramkör adatlapja azt ajánlja, hogy legalább kétféle földvezetékkel különböztessünk meg, méghozzá egy olyat, amely nagy terhelhetőségű és nagy zajú, valamint egy kiszajú jelföldet. Ennek jelentősége abban rejlik, hogy a nagy terhelhetőségű tápföldre csatlakoznak a feszültségstabilizátorok és kapcsoló üzemű konverterek, mely utóbbiak működési elvükből adódóan nagy zajt okoznak. Mivel a jelföldet referenciaként használjuk, ezért fontos, hogy kis zajú legyen, és a nagy áramterhelhetőség sem volt tervezési szempont. A készülékben a pletizmográf funkciót analóg áramkörökkel valósítottam meg, melyek különösen érzékenyek a zajra, ezért egy harmadik földet is bevezettem (2.8. ábra), melyre a későbbiekben analóg jelföldként hivatkozok.

A különböző típusú földhálózatok a nyomtatott áramkörnek csak egy pontján csatlakozhatnak egymáshoz, ez pedig célszerűen az U1 áramkör EP hűtőfelülete, melyet az adatlap szerint egyébként is földre kell kötni.

⁷Diotec Semiconductor SM 5400 ... SM 5408 adatlapjából importálva

2.1.7. Az áramkörök felosztása és meghajtása

Az áramköröket tápellátás szempontjából két részre osztottam, ezeket az U1 tápellátást vezérlő áramkör különböző kimenetei hajtják meg. A digitális áramköröket az OUT1 kimenet hajtja meg. Az áramkörnek ezzel a részével valósítom meg a fiziológiás tremor és a reakcióidő mérését, továbbá a bluetooth és USB kommunikációért és a firmware beégetéséért felelős áramköröket. Az áramkörök másik része analóg, a fotopletizmográf funkciót hivatottak kiszolgálni és az OUT2 kimenet táplálja. A készülék főkapcsolója nem a SYS kimeneten keresztül folyó áramot kapcsolja, hanem csak az OUT1 kimenetet engedélyező EN1 logikai bemenetet tiltja le, illetve engedélyezi. Ez azért is lényeges, mert a DC-DC konverterek így $400\mu s$ -os lágy indítást⁸ biztosítanak, és ezzel elkerülhető a bekapcsoláskor jellemző áramcsúcs, melyet ugrásszerű bekapcsolásnál az IC-k tápbemeneteire kötött szűrő kondenzátorok gyors feltöltődése okozhatna.

Az EN1 pergésmentesítését (lásd M.2. melléklet) egy egyszerű RC taggal oldottam meg. Azt feltételeztem, hogy a kapcsoló pergése $10^{-4} - 10^{-3}s$ nagyságrendű időt vesz igénybe. A pergésmentesítés akkor lehet eredményes, ha a be- és kikapcsolás aszimmetrikus időállandóval történik. A bekapcsolás időállandóját a pergéshez képest kisebbre, a kikapcsolását pedig a pergéshez képest nagyobbra választottam. Bekapcsolás esetén

$$\tau_{be} = R_{118}C_{125} = 100 \cdot 100 \cdot 10^{-9} = 10^{-5}s \quad (2.6)$$

időállandóval tart a feszültség exponenciálisan U_{sys} -hez az EN1 bemeneten (EN1 bemenet ellenállása és R_{152} elhanyagolható a számítás szempontjából, mivel azok nagyságrendekkel nagyobbak R_{118} -nál).

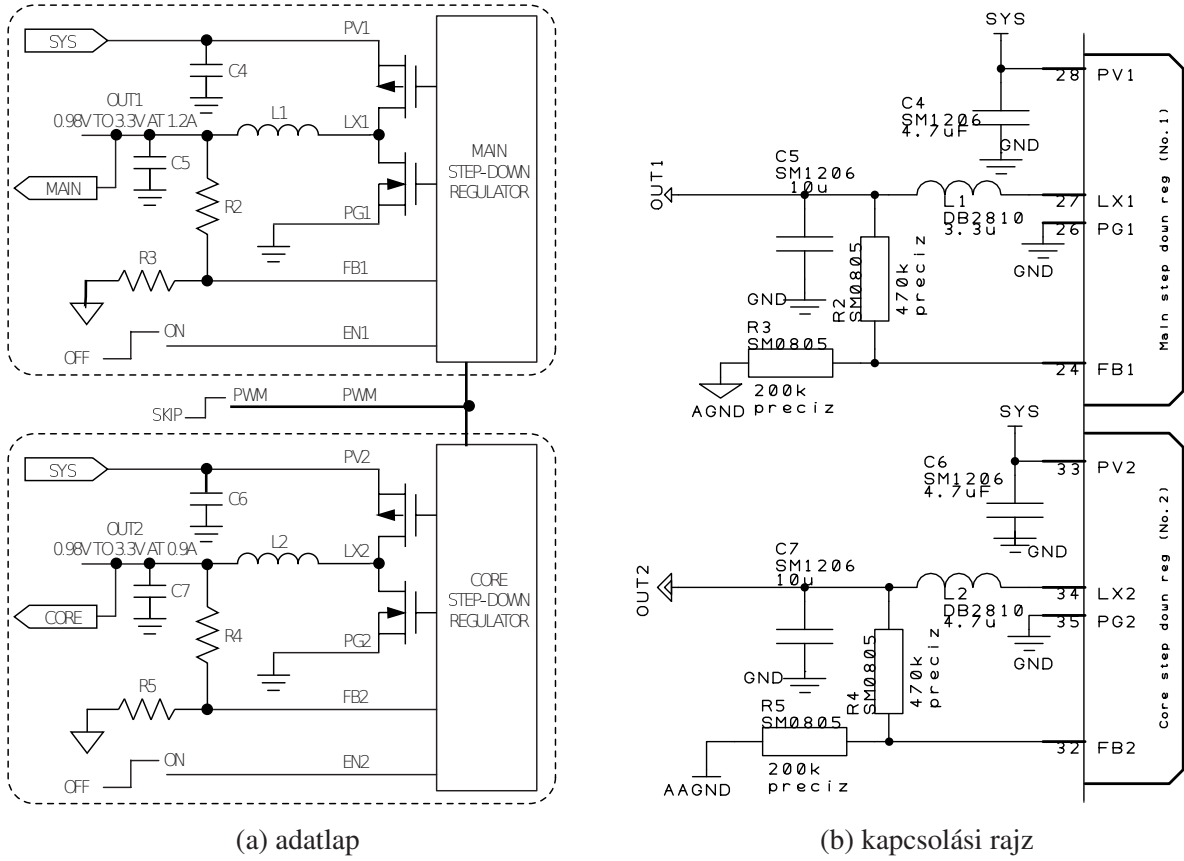
Kikapcsolásnál az R_{118} egyik lábkivezetése lebeg, így nem vesz részt a vezetésben, tehát az időállandót csak R_{152} és C_{125} határozza meg (EN1 bemenet ellenállásától még mindig eltekinthetünk):

$$\tau_{ki} = R_{152}C_{125} = 100 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9} = 10^{-2}s \quad (2.7)$$

Több szempontból is előnyös szétválasztani az áramkör fent említett két részét. Egyrészt amikor nem történik fotopletizmográf vizsgálat, takarékoság céljából a teljes analóg áramkör feszültségmentesíthető, amihez pusztán az U1 IC OUT2 kimenet engedélyező lábát (EN2) kell letiltani. Az EN2 lábkivezetést a mikrokontrollerre kötöttem, így az analóg áramkör igény szerint firmware-ből kapcsolható. A másik érv, ami a külön táp mellett szól, hogy a fotopletizmográf áramkör nagyon érzékeny a zajra. Noha minden digitális áramkör tápfeszültség bemenetére szűrő kondenzátort terveztem, a digitális IC-k áramfelvétel-csúcsai zavarnák az analóg áramkör működését, ezért nemcsak külön tápfeszültség forrást, hanem a korábban említett kis zajú analóg jelföldet is bevezettem.

Mind az OUT1 és az OUT2 kimenetet feszültség csökkentő konverterek szolgáltatják (2.9. ábra). A kimeneti feszültséget OUT1 konverternél R_2 , R_3 ; OUT2 konverternél pedig R_4 és R_5

⁸soft start



2.9. ábra. Feszültség csökkentő DC-DC konverterek (OUT1, OUT2) és külső alkatrészeik

feszültségosztókkal lehet beállítani a 2.8. és a 2.9. képlet szerint.

$$R_2 = R_3 \left(\frac{V_{OUT1}}{V_{FB}} - 1 \right) \quad (2.8)$$

$$R_4 = R_5 \left(\frac{V_{OUT2}}{V_{FB}} - 1 \right) \quad (2.9)$$

,ahol $V_{FB} = 0,98V$. Mindkét kimenetet $V_{OUT1} = V_{OUT2} = 3,3V$ -ra kell állítani. Az egyenleteket átrendezve jól látható, hogy az ellenállaspárok értékének aránya:

$$\frac{R_2}{R_3} = \frac{R_4}{R_5} = \frac{3,3}{0,98} = 2,37 \quad (2.10)$$

Ennek megfelelően kellett kiválasztani az ellenállaspárokat, és azt is figyelembe kellett venni, hogy az R_3 és R_5 ellenállásoknak az adatlap ajánlása szerint $100k\Omega$ és $200k\Omega$ között kell lennie. Ezt az arányt a kapható⁹ ellenállások közül legjobban az $R_3 = R_5 = 200k\Omega$ és $R_2 = R_4 = 470k\Omega$ értékekkel lehetett közelíteni.

⁹Hestore és SOS Electronic elektronikai alkatrész forgalmazók kínálata alapján

2.1.8. Az akkumulátor töltése

A készülék becsült fogyasztása alapján (100mA) egy 2000-2500mAh kapacitású cellával 20-25 órán át tudna folyamatosan üzemelni, ami az adott felhasználásnak tökéletesen megfelelne. A 2.1. fejezetben taglaltak szerint erre a célra Li-ion cellát terveztem felhasználni. Az ICR18650 S3 akkumulátor specifikációja alapján megfelel az általunk tervezett alkalmazásnak. Néhány, az áramkörtervezés szempontjából lényeges paramétere:

- Kapacitás: 2200mAh (min. 2150mAh)
- Névleges feszültség: 3,6V
- Szabványos töltőáram: 0,5C (1075mA)
- Szabványos kisütő áram: 0,2C (430mA)
- Letörési feszültség (kisütésnél): 3V

A maximális töltőáramot az R_{ISET} ellenállással lehet beállítani a 2.11. képlet szerint.

$$I_{CHG-MAX} = 1556 \frac{1,5 V}{R_{ISET}} \quad (2.11)$$

Tehát az $I_{CHG-MAX} < 1075\text{mA}$ feltétel akkor teljesül, ha

$$1556 \frac{1,5 V}{1,075 A} < R_{ISET} \quad (2.12)$$

$$2,17 \text{ k}\Omega < R_{ISET} \quad (2.13)$$

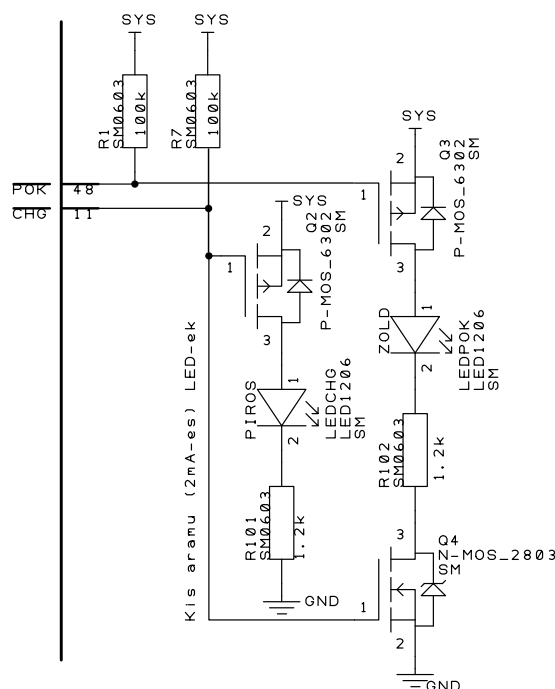
ezért $R_{ISET} = 2,2 \text{ k}\Omega$ értéket választottam. Így az ellenállás pontatlanságától eltekintve eltekintve $I_{CHG-MAX} = 1061 \text{ mA}$ lesz.

A 2 LED tájékoztat majd a töltési folyamat állapotáról. Ezek jelentése a következő: a piros LED azt jelzi, hogy a Li-ion cella töltése folyamatban van, a zöld LED pedig akkor világít, amikor a telep töltése befejeződött, és a külső áram eltávolítható. Ezen funkció megvalósításához az U1 IC $\overline{POK}$ és $\overline{CHG}$ negált logikai kimeneteit használtam fel. A $\overline{CHG}$ kimenet alacsony logikai szinten van, amikor a töltés folyamatban van, és magas szinten, amikor a telep teljesen feltöltődött, vagy amikor a töltés tiltva van. Utóbbi eset sosem fordulhat elő, mivel a töltést mindig engedélyezem, (a $\overline{CEN}$ negált bemenetet a jelföldre kötöttem). A $\overline{POK}$ kimenet akkor van alacsony logikai szinten, hogyha a DC bemenetre érvényes külső feszültségforrás csatlakozik. A LED-ekhez az alábbi logikai függvényeket rendelem:

$$x_{piros} = \overline{\overline{\overline{CHG}}} \quad (2.14)$$

$$x_{zold} = \overline{\overline{\overline{CHG \& POK}}} \quad (2.15)$$

Hogy a LED-ek akkor is hűen tükrözzék a töltés állapotát, amikor a készülék ki van kapcsolva, ezen funkció megvalósításához a SYS kimenetet használtam feszültségforrásként. Ezt a főkapcsoló mindenkori állapota nem befolyásolja. Az adatlap szerint mindkét kimenet kis terhelhető-



2.10. ábra. Töltési folyamat visszajelző LED-ek

ségű (1mA) open-drain nMOS (tehát felhúzó ellenállás is szükséges hozzá), ezért a LED-eket nem közvetlenül a kimenetekről hajtottam meg.

Az x_{piros} logikai függvény esetében a $\overline{CHG}$ negálását 6302 p-csatornás növekményes MOS-FET végzi (2.10. ábra). Az x_{zold} realizálásakor a $\overline{POK}$ negálása az előbbihez hasonlóan történik, ám szükség van a $\overline{CHG}$ ponáltjára is, amit a 2803 n-csatornás növekményes MOSFET biztosít DRAIN lábkivezetésén.

Energiatakarékossági megfontolásból kisáramú (2mA) LED-eket¹⁰ választottam, és az áramkorlátozó ellenállásokat is ennek megfelelően méreteztem.

2.2. Vezérlőegység

A készülék vezérlőegységének feladata, hogy a különböző vizsgálatok közben adatokat gyűjtson, és azokat valós időben továbbítsa a személyi számítógépnek vagy okostelefonnak feldolgozás és kiértékelés céljából. A készülék firmware-e esetünkben a mikrokontrollerbe égetett programot foglalja magába, mely hardverközeli nyelven íródik: assembly-ben, esetleg C nyelven. Elsődleges feladata az áramkör különböző funkcióinak összehangolása, a vizsgálatok által igényelt mérési adatok begyűjtése és továbbítása.

Az adatok feldolgozását és kiértékelését azért nem a mikrokontrollerrel végeztetjük, mert annak karcsú erőforrásai miatt hamar korlátokba ütköznénk. Okostelefon vagy személyi számítógép esetében nemcsak a rendelkezésre álló számítási és tárolási kapacitások nagyobbak, hanem operációsrendszereik magas szintű nyelveken is programozhatóak, melyekkel az ada-

¹⁰OSA Opto Light GmbH 156-1206 kis áramú LED sorozatából

tok feldolgozása és kiértékelése sokkal kényelmesebben megvalósítható.

A készülék – a reakcióidő mérő gombot és a főkapcsolót leszámítva – kezelőszervekkel nem rendelkezik, irányítása teljes mértékben a hozzá csatlakoztatott számítógépen vagy okostelefonon keresztül történik. Ennek a koncepciónak az eredménye, hogy a készülék funkcióinak bővítése, javítása pusztán a firmware frissítésével, illetve a számítógépre vagy okostelefonra írt program módosításával megvalósítható. A távvezérlés követelménye, hogy a kommunikációnak kétirányúnak kell lennie: az adatok fogadása mellett a számítógépnek vagy a okostelefonnak képesnek kell lennie a vezérlő utasítások továbbítására (mint pl.: vizsgálati típus-váltás) a készülék felé.

Az egyik legegyszerűbb adatátviteli mód a soros kommunikáció. On-board¹¹ kommunikáció esetén UART¹² átalakító végzi a soros-párhuzamos átalakítást, mellyel a legtöbb mikrokontroller rendelkezik. Igényeinknek megfelelően biztosítja a teljesen kétirányú¹³ adatátvitelt. Az UART port illesztő áramkör (pl.: MAX232 és MAX3232) segítségével RS-232 szabványnak megfelelő portként is funkcionál, mely külső eszközzel való kommunikációt is lehetővé tesz. Régebben ez elterjedt kommunikációs szabvány volt, és minden számítógép rendelkezett ilyen portokkal. Jelentősége mára már csökkent, és az újabb személyi számítógépeken már ki sem vezetik, okostelefonokhoz pedig még átalakító sem létezik ilyen célokra. Napjainkban egyre nagyobb teret hódít az USB és a bluetooth interfész. Ezek felhasználása során azonban nem kell lemondanunk az RS-232 kommunikáció egyszerűségéről, ugyanis kaphatóak olyan IC-k, melyek számítógépen és okostelefonon RS-232 portot emulálnak (USB: FT232R, bluetooth: BTM-112), míg nyomtatott áramkörön belül UART interfészen keresztül elérhetőek.

Így a kommunikáció a számítógép és a készülék között bluetooth modulon, vagy USB porton keresztül zajlik. A számítógép vagy okostelefon vezérlő utasításokat küld a készüléknek, ami annak megfelelően elindítja a vizsgálatokat, és visszaküldi a mérési eredményeket. Ezen kívül szükséges még néhány diagnosztikai adat visszaküldése is a Li-ion cella töltöttségéről, vagy külső feszültségforrás meglétéről és a töltés folyamatáról. Elegendő, ha a rendelkezésre álló két interfész közül csak az egyik aktív, ugyanis kommunikáció szempontjából egyenértékűek. Mindkettő átviteli sebessége elegendő ahhoz, hogy az említett információkat továbbítsa. Ezért olyan mikrokontrollert is választottunk, mely egy UART interfésszel rendelkezik, de az USB és a Bluetooth modul közti váltást meg kellett oldanunk.

2.2.1. Mikrokontroller

A mikrokontrollerre vonatkozó követelmények a következők.

- Működtethető legyen a rendelkezésünkre álló 3,3V tápfeszültségről.
- Rendelkezzen analóg-digitális konverterrel, lehetőleg több analóg bemenete is legyen, melyek multiplexelhetőek.

¹¹ „fedélzeti” kommunikáció – jelen esetben egy nyomtatott áramkörön lévő IC-k közti kommunikáció

¹² Universal Asynchronous Receiver/Transmitter

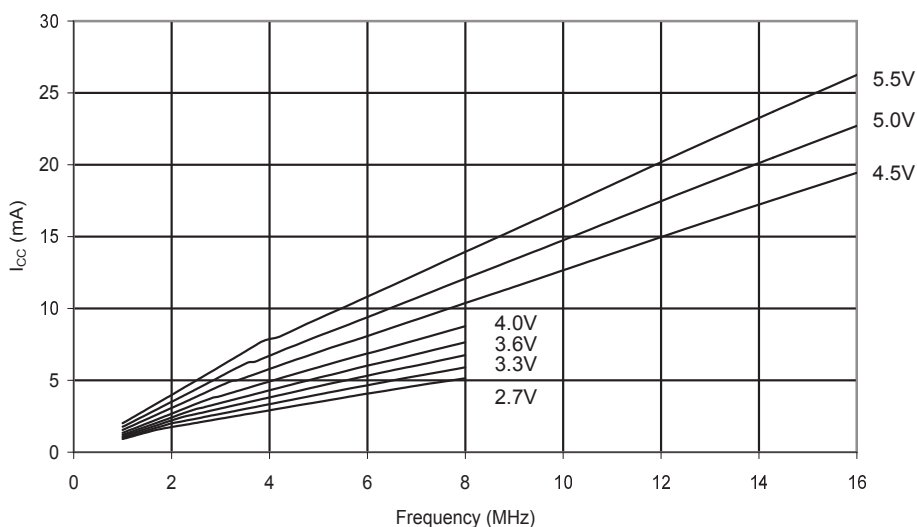
¹³ full duplex

- Legyen legalább egy UART portja.
- Rendelkezzen SPI interfésszel
- Legyen hardveres megszakítást kérő bemenete (reakcióidő mérésnél gombnyomásához, gyorsulásmérőhöz).
- Tartalmazzon számláló áramkört (a pontos reakcióidő méréshez).

Az Atmel cég Atmega32L típusú AVR mikrokontrollere eleget tesz az általam támasztott követelményeknek. A kiválasztás során nagy szerepet játszott, hogy a mikrokontroller furat-szerelt tokozásban is kapható, ami megkönnyítette a prototípus építést, valamint az Atmel cég saját ingyenes integrált fejlesztőeszközzel (AVR Studio) támogatja a mikrokontrollereire való szoftverfejlesztést.

Az Atmega32L típusú AVR egy 8 bites mikrokontroller 32KB flash programmemóriával. A nevében az „L” utótag arra utal, hogy az Atmega32 egy kis tápfeszültségű változatáról van szó, ami 2,7-5,5V-ról való táplálást tesz lehetővé. Jellemzői közül csak a legfontosabbakat kiemelve: [29]

- RISC architektúrájú mikrokontroller (131 utasítás)
- 0-8MHz külső órajellel vezérelhető
- 32Kbytes programmemória
- 2Kbytes belső SRAM operatív tár
- A programmemóriájában úgynevezett Bootloader program helyezhető el, ami lehetővé teszi, hogy a készülékünk firmware-ének frissítését a felhasználó is elvégezhesse
- Két 8 bites számláló
- Egy 16-bites számláló
- 8 csatornás, 10 bites analóg-digitális konverter
- Külső és belső megszakítás kérési lehetőség



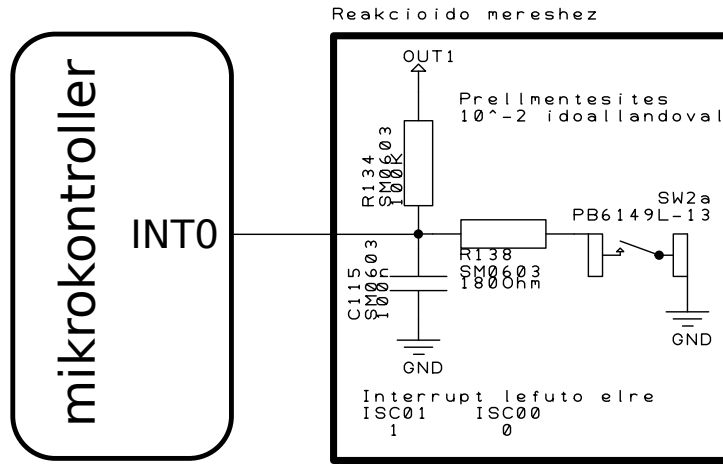
2.11. ábra. Az Atmega32L áramfelvétele aktív állapotban a rendszer órajel függvényében

A mikrokontroller fogyasztását több külső tényező is befolyásolja, mint például a kimeneteit terhelő áram és a kimenetek kapcsolási frekvenciái. A saját áramfelvételét azonban a gyártó úgy jellemzi, hogy a I/O portjait bemenetként konfigurálja engedélyezett belső felhúzó ellenállásokkal, annak érdekében, hogy az előbb említett tényezőket kizárja. A fennmaradó tényezők közül a legdominánsabbak a mikrokontroller működési frekvenciája (melyet esetünkben külső kvarckristállyal állítunk elő), illetve a tápfeszültség. Ezen tényezők hatását az áramfelvételre a 2.11. ábra szemlélteti. [29] Az ábrából kitűnik, hogy 3,3V tápfeszültség mellett 8MHz-nél nagyobb órajel nem ajánlott. Továbbá a 3,3V tápfeszültség mellett 8MHz órajel frekvencián a mikrokontroller 6-8mA-es saját fogyasztásával kell számolni.

Hogy a reakcióidő mérése pontosan a célinger kiváltása pillanatában kezdődjön, és a gomb megnyomásakor fejeződjön be, csak úgy biztosítható, hogyha ezeket a feladatokat ugyanaz az eszköz végzi, ellenkező esetben számolnunk kellene a különböző eszközök közötti adatátviteli utak késleltetésével, mely többek között függ az átvitel sebességétől, a keretek felépítésétől, és a fogadó fél adatfeldolgozási sebességétől is. Felvetődött az az ötlet is, hogy a reakcióidő mérést számítógépen vagy okostelefonon valósítsuk meg. Így valamelyest egyszerűsödött volna a készülék felépítése és a firmware is, ám ezt a megoldást el kellett vetnünk, mert ezeken az eszközökön az operációs rendszer ütemezi a processzoridőt a versengő processzek között, és kezeli a perifériákat. A várakozó processzek számától függően akár tized másodpercek is eltelhetnek a célinger kiadásától, amíg a hang vagy a vizuális hatás valamelyik periférián megjelenik. Éppúgy a grafikus felületű programban elhelyezett „nyomógomb” lenyomása is előre meg nem jósolható késleltetéssel kerül lekezelésre, mihez még hozzáadódik az egérgomb vagy érintőképernyő lenyomása keltette megszakítás feldolgozásáig eltelt idő is. Ezen indokok alapján kijelenthetjük, hogy a számítógéppel és okostelefonnal végzett reakcióidő mérés nem tekinthető megbízhatónak.

A reakcióidő mérést több okból kifolyólag előnyös teljes egészében a mikrokontrolleren megvalósítani. Noha a mikrokontroller számítási kapacitása a töredéke egy asztali számítógép processzorának, a processzoridő teljes egészében egyetlen program fut operációs rendszer nélkül. Ha a mikrokontroller kezeli a célinger kiváltását és az időmérést is, akkor a csak a firmware-en múlik, hogy azok milyen idő különbséggel kezdődnek. Hogy a perifériakezelésből adódó késleltetést kiküszöböljem, a reakcióidő mérő gombot a legmagasabb precedenciájú hardveres megszakítást kiváltó lábkivezetésére kötöttem. A firmware a nyomógomb lenyomását követően azonnal leállíthatja az időmérést, így akár a 10^{-3} s pontosságú reakcióidő mérés is megvalósítható.

A nyomógomb pergésmentesítését a 2.12. ábrán látható analóg áramkörrel oldottam meg. Az C_{115} kondenzátor feltöltése és kisütése különböző időállandóval történik, méghozzá a nyomógomb megnyomásakor a kondenzátort kisütő áram sokkal meredekebben tart exponenciálisan a 0V-hoz, mint elengedésekor a tápfeszültséghez. A gombnyomást tehát a lefutó él jelenti, az INTO megszakítás bemenetet is ennek megfelelően kell beállítani. A pergésmentesítésből adódó késleltetést az alábbi tranziens számítással lehet megállapítani. A mikrokontroller adat-



2.12. ábra. Reakcioidő mérő gomb és pergésmentesítése

lapjából kiderül, hogy a digitális bemenetein $U_{IL} = 0,2U_{cc}$ szint alatti feszültség már logikai „0”-nak minősül. A feltöltött kondenzátort R_{138} ellenálláson keresztül sűtjük ki. Ezen számítás szempontjából R_{134} elhanyagolható, mert értéke majdnem ezerszerese az R_{135} -nek. Az INT0 bemeneten mérhető feszültség megegyezik a C_{115} kondenzátor feszültségével, ami

$$u_c = U_{cc} \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (2.16)$$

időtartománybeli függvénnyel írható le, ahol $\tau = R_{138}C_{115}$. A kérdés tehát, hogy melyik időpillanatban lesz

$$u_c = U_{IL} \quad (2.17)$$

$$U_{cc} \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} = U_{IL} \quad (2.18)$$

$$t = -\ln\left(\frac{U_{IL}}{U_{cc}}\right) \cdot \tau \quad (2.19)$$

$$t = -\ln(0,2) \cdot R_{138}C_{115} \quad (2.20)$$

$$t = 29 \mu s \quad (2.21)$$

Tehát a reakcioidő mérést gyakorlatilag nem befolyásolja a nyomógomb pergésmentesítése.

A mikrokontroller portjainak kiosztását és azok konfigurálására vonatkozó instrukciókat a 2.1. táblázatban foglalom össze. Ezek az információk a firmware fejlesztő számára nélkülözhetetlenek.

2.1. táblázat. A mikrokontroller portjainak kiosztása

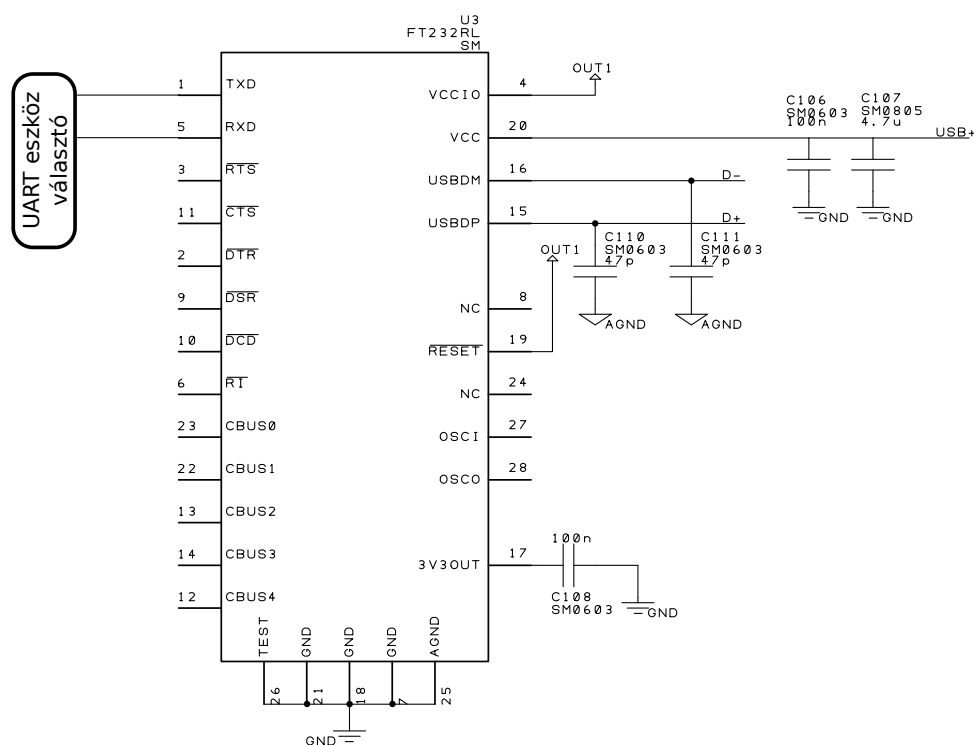
Port	Írány	Funkció
A/D konverter (referenciafeszültsége 3,3V)		
ADC0 (PA0)	Analóg bemenet	Plet-AC: A pletizomográf által rögzített jel váltó komponense (vérnyomás görbe); $f_s = 50 \text{ Hz}$
ADC1 (PA1)	Analóg bemenet	Plet-DC: A pletizomográf által rögzített jel egyen komponense (vér-oxigéntelítettség); $f_s = 5 \text{ Hz}$
ADC2 (PA2)	Analóg bemenet	BAT: A Li-ion cella kapcsain mérhető feszültség fele. Telepes üzem esetén a Li-ion cella töltöttségéről informál; $f_s = 0,1 \text{ Hz}$
ADC3 (PA3)	Analóg bemenet	ISET: A Li-ion cella töltésekor a töltáram nagyságával arányos feszültség. 0mA - 0V; 1061mA - 1,5V; $f_s = 0,1 \text{ Hz}$
Általános ki-/bemeneti portok¹⁴		
PC1	Kimenet	EN23: A pletizomográf áramkör kikapcsolása „0”, bekapcsolása „1”
PC2	Bemenet	$\overline{\text{CHG}}$: töltés folyamatban „0”, a töltés befejeződött „1”; belső felhúzó ellenállás letiltva
PC3	Bemenet	$\overline{\text{POK}}$: külső feszültségforrás csatlakoztatva „0”, nincs külső feszültségforrás „1”; belső felhúzó ellenállás letiltva
PC4	Kimenet	Reakcióidő mérés esetén a célingert reprezentáló zöld LED: világít „1”, nem világít „0”
PC5	Kimenet	Reakcióidő mérés esetén a zavaró ingert reprezentáló piros LED: világít „1”, nem világít „0”
PC6	Kimemet	A BTM-112 bluetooth modul reset-kivezetése (reset: >5ms „1”)
PC7	Kimemet	Váltás UART eszközök között. Bluetooth modul „1”, USB modul „0”
UART interfész		
RXD (PD0)	Bemenet	UART bemenet
TXD (PD1)	Kimemet	UART kimenet
Megszakítások		
INT0 (PD2)	Bemenet	Reakcióidő méréshez használt nyomógomb. A gomb megnyomását lefutó él jelzi. Szükséges regiszter konfiguráció: ISC01=1 ISC00=0; belső felhúzó ellenállás letiltva
INT1 (PD3)	Bemenet	A gyorsulásmérő konfigurálható INT1/DRDY kivezetése; belső felhúzó ellenállás letiltva

¹⁴GPIO

2.1. táblázat folytatása

Port	Írány	Funkció
INT2 (PB2)	Bemenet	A gyorsulásmérő konfigurálható INT2 kivezetése; belső felhúzó ellenállás letiltva
SPI interfészét (MASTER módba kell állítani)		
MOSI	Kimenet	SPI Master Out Slave In
MISO	Bemenet	SPI Master In Slave Out
SCK	Kimemet	SPI órajel
PB0	Kimemet	A gyorsulásmérő invertált Chip Select bemenetének lábkievezetése. Kiválasztás „0”, nincs kiválasztás „1”

2.2.2. USB modul



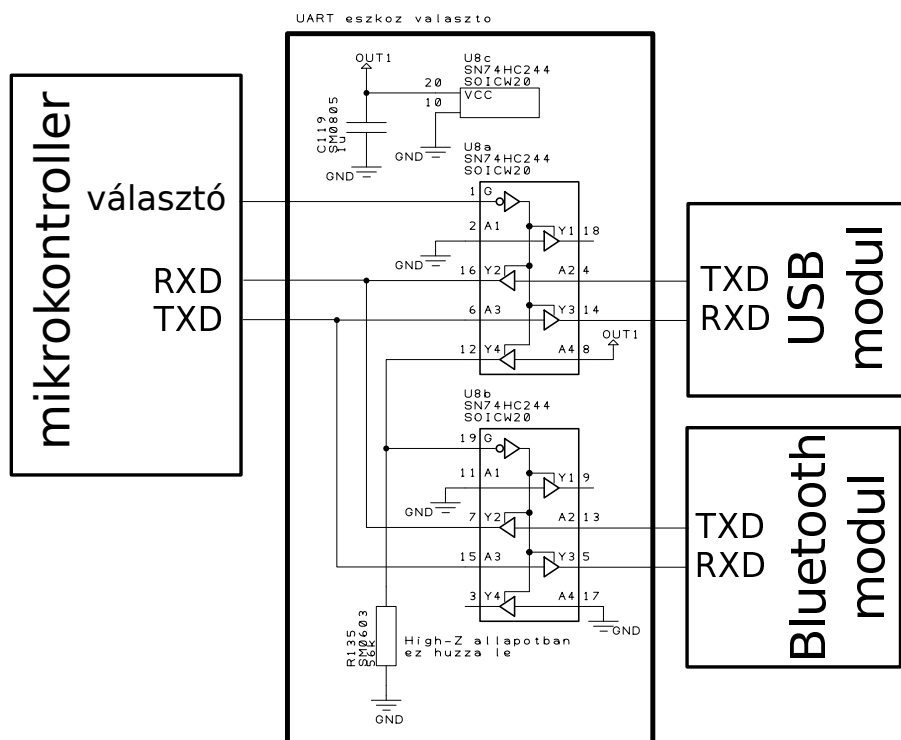
2.13. ábra. Az USB modul

Az FT232R integrált áramkör segítségével a készülékünk USB kapcsolaton keresztül köthető össze személyi számítógéppel. Az FT232R a számítógépen RS-232 szabványnak megfelelő virtuális soros portként jelenik meg, a mikrokontrollerhez pedig UART interfészen keresztül kapcsolódik. Tekintve hogy a mikrokontroller és a személyi számítógép közti soros kommunikációt transzparens módon valósítja meg, alkalmas az RS-232 kommunikáció kiváltására. [26]

mikrokontrollerhez UART interfésszel kapcsolódik. A BTM-112 konfigurálása a mikrokontrollerből UART interfészen kiadott szabványos AT parancsokkal történik. Tapasztalataink szerint a BTM-112 hivatalos adatlapja meglehetősen hiányos, amit annak rövid terjedelme is sejtet.

A Bluetooth modul beépített antennát nem tartalmaz, ezért arról külön kell gondoskodni. Költséges kivezetések és külső antennák helyett nyomtatott áramkör vezető rétegébe mart antennát terveztem, mely a nyomtatott áramkör marásánál a vezetősávokkal együtt kerül kialakításra. Az antenntervezés bonyolult fázisát kihagyva az interneten kerestem és találtam hozzá megfelelő rajzolatot [33]. A szerző legfontosabb követelményként azt támasztja az antenna elhelyezésével szemben, hogy (többretegű NYÁK esetén) az antenna alatt ne legyen föld réteg.

2.2.4. Két UART eszköz csatlakoztatása a mikrokontroller ugyanazon portjára



2.15. ábra. UART eszköz választó

Amint azt egy korábbi fejezetben is említettem, a számítógéppel, ill. okostelefonnal való kapcsolattartás történhet USB és Bluetooth modulon keresztül is, ám egy időben csak az egyik modul aktív. Mivel mindkettő UART interfésszel rendelkezik, a mikrokontrolleren pedig csak egy ilyen port van, ezért a modulok közötti váltást lehetővé kellett tenni.

Hosszas katalógusböngészés eredményeként úgy döntöttem, hogy ezt a feladatot az SN74HC244 nyolc-bites, három-állapotú kimenetekkel rendelkező bufferrel¹⁷ oldom meg.

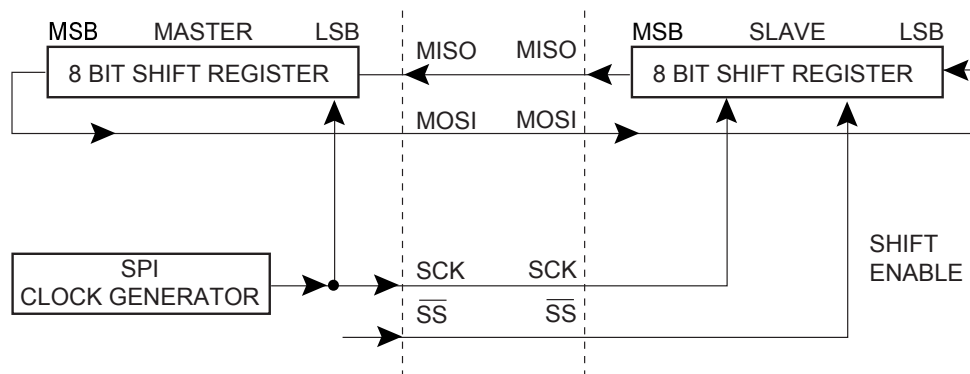
¹⁷Philips Semiconductors terméke

Négy-négy bit invertált bemenetű engedélyező lábakkal kapcsolható áteresztő vagy nagy impedanciás állapotba[24]. Az U8a négyes a mikrokontroller USB modullal, az U8b négyes pedig a Bluetooth modullal való összeköttetéséért felelős (2.15. ábra). A használni kívánt modul kiválasztása az U8a/G bemenettel lehetséges, melyre „0” feszültségszintet kapcsolva a mikrokontroller-USB modul összeköttetés aktívvá válik. Egyúttal a U8a/12 kivezetésével az U8b minden kimenetét nagyimpedanciás állapotba kapcsolom, tehát a Bluetooth modullal való összeköttetés megszakad.

Fordított esetben, U8a/G bemenetre „1” feszültségszintet kapcsolva az U8a minden kimenete nagyimpedanciás állapotba kerül, és az R135 lehúzó ellenállás hatására pedig az U8b bufferei lesznek áteresztő állapotban. Ennek következtében a mikrokontroller-Bluetooth modul vonal válik aktívvá.

Az U8a/G választó bemenetet a mikrokontroller PC7 GPIO lábkivezetésére kötöttem. Kommunikáció kezdeményezése előtt a megfelelő a PC7 kimenet feszültségszintjével a megfelelő modult ki kell választani. A SN74HC244 adatlapjából[24] kiderül, hogy az IC átvitel szempontjából lényeges dinamikus paraméterei $T_{amb} = 25^\circ \text{C}$ -on 200ns-on belüliek, ami akár 1MHz jelzési sebességet is lehetővé tenne, de ilyen nagy sebességre erre UART kommunikáció esetén nincs szükség. A beépített UART eszköz választó áramkör az M.3. mellékletben látható.

2.2.5. SPI busz



2.16. ábra. Az SPI busz működésének sematikus rajza

A mikrokontroller rendelkezik SPI¹⁸ interfésszel, mely egyfajta soros kommunikációt tesz lehetővé. Általában ezt is egy nyomtatott áramkörön belül lévő IC-k közt alkalmazzák. Master-Slave topológiában működik. Egy Master eszközhöz több Slave is tartozhat, ahol a Slave eszköz címzése $\overline{SS}$ lábkivezetésének megfelelő feszültségszintre állításával történik.

Az SPI busz működését a 2.16. ábra¹⁹ szemlélteti. Mind a Slave, mind a Master eszköz rendelkezik egy 8 bites léptető regiszterrel, melyek tartalma üzenetváltáskor a Master által diktált órajel nyolc üteme alatt helyet cserél. Az üzenetváltás megkezdése előtt a Slave eszközt úgy

¹⁸Serial Peripheral Interface Bus

¹⁹Ábra forrása: [29]

címezzük meg, hogy $\overline{SS}$ lábkivezetését „0” feszültségszintre állítjuk és a bitek rotálása idejére úgy is hagyjuk. Az SPI interfész lábkivezetéseinek leggyakoribb elnevezése és funkciója:

- MISO: Master In Slave Out
- MOSI: Master Out Slave In
- $\overline{SS}$: Slave Select

Az SPI busz koncepciójából adódóan SPI eszközök összekötésénél nincs szükség fordításra mint az UART esetében, MOSI-MOSI, MISO-MISO, SCK-SCK kivezetések kerülnek összekötésre, attól függetlenül, hogy melyik eszköz Master és melyik Slave. Ám arra figyelni kell, hogy ha a mikrokontrollert Master-ként konfiguráljuk, akkor az $\overline{SS}$ lábkivezetését vagy kimenetként használjuk, vagy nem állítjuk be sem kimenetnek, sem pedig bemenetnek.

Az SPI busz esetünkben több funkciót is kiszolgál: a készülék normál működésekor a mikrokontroller a Master eszköz, a gyorsulásmérő pedig a Slave. A mikrokontrollernél azonban az SPI interfészt használjuk a flash memóriájának felprogramozására is, ekkor pedig a mikrokontroller is egyfajta Slave üzemmódba kerül.

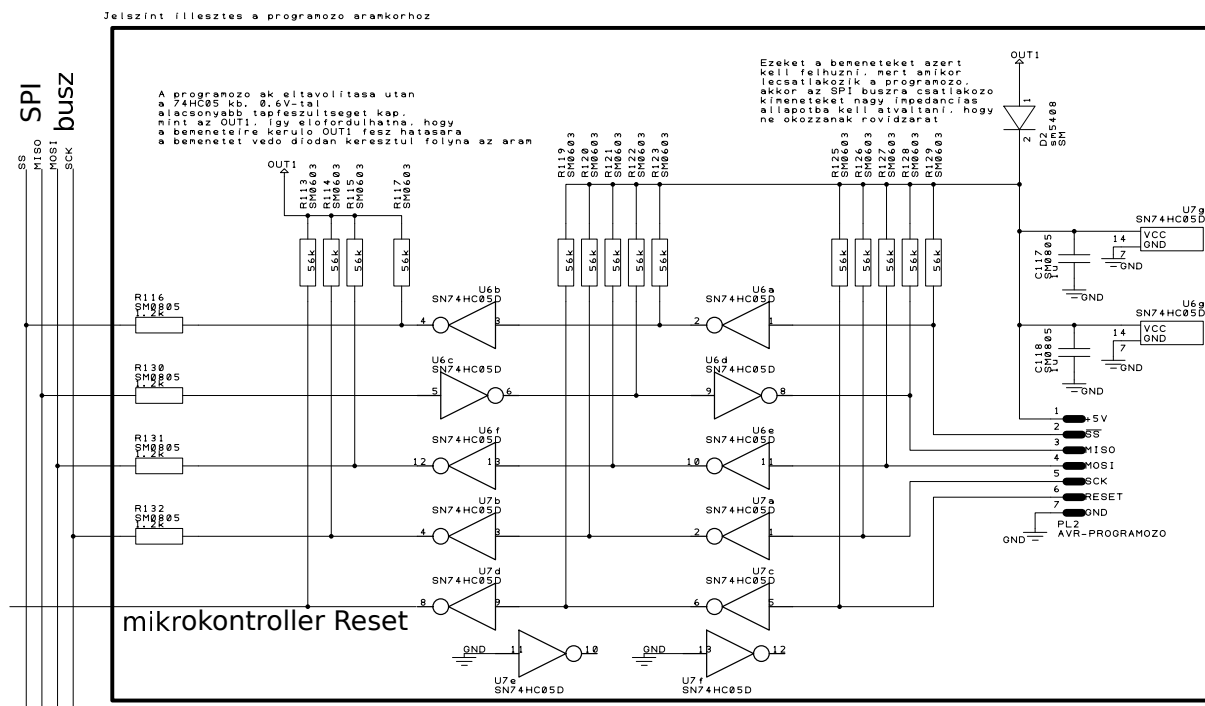
Noha a firmware frissítése az AVR Bootloader önprogramozó mechanizmusával elegánsan USB porton keresztül történik majd a készülékben, az első programozást a nyomtatott áramkörbe beültetett mikrokontrolleren közvetlenül SPI porton keresztül kell végrehajtanunk. Előfordulhat az is, hogy a firmware frissítése közben valamilyen nemvárt hiba lép fel, melynek következtében a program letöltése megghiúsul és utána már nem lehet működésre bírni a készüléket. Ebben az esetben is hasznos lehet, ha a készülék közvetlenül SPI porton keresztül is programozható. Tehát olyan kivezetéseket kellett biztosítani az áramkörön, melyre csatlakoztatható a programozó áramkör.

A feladat pusztán az SPI busz megfelelő vezetékeinek kivezetésével nem volt megoldható, ugyanis a programozó eszköz 5V-os, a programozandó készülék 3,3V-os feszültségszinten működik. Tehát a feszültségszint-illesztésre megoldást kellett találni. Mivel az SPI kommunikáció kétirányú, a feszültségszint-illesztést is mindkét irányban el kellett végezni.

Kézenfekvő megoldás lett volna a programozó kimenetét közvetlenül a mikrokontroller bemenetére kötni, de ez zárlatot okozott volna, mert a mikrokontroller bemeneteit adatlapja szerint dióda védi, amely a tápfeszültségnél 0,6V-tal nagyobb feszültség hatására kinyit. Ezt az ötletet tehát elvettem.

A feszültségszint-illesztést open-drain kimenetű CMOS áramkörrel kívántam megvalósítani. A webes áruházak²⁰ kínálatában a SN74HC05D típusú nyolckapus inverter felelt meg leginkább a célnak. Az inverterek tápfeszültségüket a mikrokontroller felprogramozáskor a programozó eszköztől kapják (5V). Hogy az információ a bitfolyam invertálása nélkül érkezzen meg a mikrokontrollerhez, egy csatorna illesztéséhez két invertert használtam fel. A feszültségszint-illesztés azáltal valósult meg, hogy a második inverter kimenetét a mikrokontroller saját tápfeszültségére (OUT1=3,3V) húztam fel ellenállással. Természetesen a készülékünknek a program

²⁰Hestore, SOS Electronic



2.17. ábra. Programozó eszközt a mikrokontrollerhez illesztő áramkör

letöltése során bekapcsolt állapotban kell lennie. (2.17. ábra)

A mikrokontroller felől a programozó eszközhöz vezető csatorna illesztésekor hasonlóan logika szerint jártam el. Ebben az esetben azt is kihasználtam, hogy a CMOS inverterek bemenetének komparálási szintje a tápfeszültségük fele (2,5V), így a mikrokontroller logikai „1” (3,3V) kimenete már az inverterek bemenetén is logikai „1”-nek számítanak.

Hogy a programozó eszköz eltávolítása után az inverterek open drain kimeneti ne okozhassanak földzárlatot az SPI buszon, biztosítanom kellett, hogy a kimenet FET-jei zárva maradjanak. Ehhez először is meg kellett oldanom a tápfeszültség-ellátás folyamatosságát. Ennek érdekében a SN74HC05D invertereket a D2 diódán keresztül OUT1 (3,3V) tápfeszültségre kötöttem. A D2 dióda azért szükséges, mert a program letöltésekor ugyanerre a csomóponttra csatlakozik a programozó eszköz 5V-os vezetéke is. A D2 dióda 0,6V nyitó feszültségét is beleszámítva az inverterekre jutó tápfeszültség 2,7V, ami működésükhöz elegendő, ugyanis az adatlap szerint az inverterek már 2V tápfeszültség mellett is üzemképesek. A programozó eszköz nélkül az R_{125} , R_{126} , R_{127} és R_{129} ellenállások „1” logikai szinten tartják az inverterek bemeneteit, melyek hatására az SPI buszra csatlakozó inverterek kimenete is „1” logikai értéket vesz föl, ami egyet jelent ezen kimenetek tranzisztorainak lezárásával.

Annak érdekében, hogy a szintén SPI buszra csatlakozó gyorsulásmérő IC a program letöltését ne zavarja meg, $\overline{CS}$ chip select bemenetét az R_{106} ellenállással tápfeszültségre húztam fel.

csolásával lehetséges. [23]

2.3. Fotopletizmográf áramkör

Feladatom az eredeti pletizmogramm AC komponensét szolgáltató áramkör továbbfejlesztése volt. Ennek alapját egy fényvisszaverődésen alapuló fotopletizmográf képezte. Rendelkezésemre állt az első generációs műszer kapcsolási rajza. Megépítettem az áramkört próbapanelen, melynek működését digitális oszcilloszkóp segítségével vizsgáltam, majd az adatokat személyi számítógépre áttöltve elemeztem.

Az eredeti kapcsolási rajzot nem emelhettem be saját tervembe. Egyrészt kéttápos áramkör volt szimmetrikus 5V-os tápfeszültséggel, másrészt működése közben felléptek olyan instabilitásra utaló zavaró jelenségek, melyek az új áramkörnél már nem voltak megengedhetők. Ezért úgy döntöttem, hogy a pletizmográf áramkört újratervezem és egyúttal kibővítem a pletizmogramm DC komponensét szolgáltató fokozatokkal.

A pletizmográf szenzor részét azonos hullámhossz-tartományban működő infra LED és fototranzisztor alkotja. A KP-2012F3C infra LED és KP-2012P3C fotoranzisztor pár (mindkettő a Kingbright terméke) egymással kompatibilis, és SMD tokozásban kaphatóak. A nyomtatott áramkörtön egymás közvetlen közelében kerültek elhelyezésre. [27, 28] A hasznos jelet a vizsgált szövetből visszaverődő fény hatására a fototranzisztoron átfolyó áram jelenti. Ezt a jelet először egy áram-feszültség váltóval feszültség jellé alakítottam, AC és DC összetevőjét szétválasztottam, majd azokat több fokozatban szűrtem és erősítettem. A végfokozatok által szolgáltatott jelet pedig a mikrokontroller saját A/D átalakítójával digitalizáltam. A teljes kapcsolási rajz az M.4. mellékletben látható.

Az áram-feszültség átalakítást, valamint a szűrő-erősítő fokozatokat műveleti erősítő csatlakozásokkal realizáltam. A műveleti erősítő típusának kiválasztásakor elsődleges szempont volt, hogy 3,3V tápfeszültséggel is működtethető legyen, és lehetőleg FET bemenettel rendelkezzen. Ez utóbbi azért lényeges, mert a műveleti erősítőnek nagy bemenő impedanciával kell rendelkeznie, hogy a fototranzisztor kis áramjelét minél kevésbé terhelje. Az általam előnyben részesített webáruházak²¹ katalógusaiban kutatva találtam rá a TLC272C típusra, mely megfelel követelményeinknek. Egytápos üzem esetén 3-16V-os tartományban működtethető és bemeneti impedanciája $10^{12}\Omega$ nagyságrendű. Kapható DIP8 és SO8 tokozásban is, ezért a kapcsolat kényelmesen összeállítható és tesztelhető próbapanelen, ugyanakkor a készülék tervébe a helytakarékos kisebb változata illeszthető be.

A műveleti erősítő alapvetően szimmetrikus bemenetű és aszimmetrikus kimenetű eszköz, ezért a földhöz képest szimmetrikus tápfeszültségeket igényelne, ám esetünkben csak egy táp áll rendelkezésünkre. A problémát úgy oldottam meg, hogy a szimmetrikus tápfeszültség helyett inkább azt a „virtuális” földpontnak megfelelő feszültség szintet állítottam elő, mely szempontjából a jelenlegi táplálás szimmetrikusnak tűnt. Ez a feszültség szint pedig nem más, mint a

²¹Hestore és SOS Electronic elektronikai alkatrész forgalmazók

fél-tápfeszültség, ami a R_{146} és R_{147} feszültségosztón mérhető, ennek áramterhelhetőségét egy egységnyi erősítésű kapcsolással növeltem meg (U10b).

Az áram-feszültség átalakító átváltási tényezőjének meghatározásakor arra kellett ügyelnem, hogy a kimenő feszültség jel még beleférjen a műveleti erősítő lineáris működési tartományába.

$$u = \alpha \cdot i \quad (2.22)$$

$$\alpha = R_{145}[\Omega] \quad (2.23)$$

Ezek alapján az átalakítási tényező végül is nem más, mint az U10a műveleti erősítő visszacsatoló ágában elhelyezett ellenállás. Ennek az értékét csak kísérleti úton tudtuk meghatározni, ami alapján $R_{145} = 22 \text{ k}\Omega$ érték bizonyult megfelelőnek. A későbbi időtartománybeli áramköri szimulációkhoz az áram-feszültség váltó kimenetén mérhető jelet rögzítettem digitális oszcilloszkóp segítségével.

A pletizmogramm AC komponensének a testfelszínhez közeli erekben áramló vér periodikus nyomásgörbét kell tükröznie, aminek frekvenciája a pulzussal egyezik meg. Tehát a hasznos jel nagyjából 0,1-4Hz frekvenciatartományban van, ezért a szűrőfokozatoknak is ezt a tartományt kell áteresztetniük. Az oszcilloszkópos mérések során azt tapasztaltam, hogy a fototranzisztor áramának egyenkomponense sokkal nagyobb, mint a rászuperponálódó változó jel amplitudója. Így az áram-feszültség átalakítást követő első fokozatban az egyenkomponensről le kellett választani a változó jelet felüláteresztő szűrővel, majd ezt követően végezhetjük az erősítést és a nagy frekvenciás összetevők szűrését.

A felüláteresztő szűrőt egy elsőfokú műveleti erősítő kapcsolással realizáltam (U11a), melynek átviteli függvénye

$$W = -A_0 \frac{\frac{s}{\omega_0}}{1 + \frac{s}{\omega_0}} \quad (2.24)$$

ahol

$$A_0 = \frac{R_{149}}{R_{148}} \quad (2.25)$$

$$\omega_0 = \frac{1}{R_{148}C_{121}} \quad (2.26)$$

Ennek a kapcsolásnak egyetlen hátránya, hogy R_{148} az erősítést és a törésponti frekvenciát is befolyásolja, ezért R_{148} értékének a megválasztásakor mindkét paramétert figyelembe kellett venni.

A szimulációk során azt tapasztaltam, hogy a második fokozatban nem elég egy elsőfokú szűrő -20dB/D meredeksége, annál meredekebb szűrésre van szükség, ezért egy másodikfokú aluláteresztő szűrőt méreteztem Sallen-Key topológia szerint (U13a). A szűrő átviteli

függvénye[22]:

$$W = \frac{A_0}{1 + (3 - A_0)\frac{s}{\omega_0} + \left(\frac{s}{\omega_0}\right)^2} \quad (2.27)$$

ahol

$$A_0 = 1 + \frac{R_{162}}{R_{163}} \quad (2.28)$$

$$\omega_0 = \frac{1}{R_x C_x} \quad (2.29)$$

$$R_x = R_{160} = R_{161} \quad (2.30)$$

$$C_x = C_{126} = C_{127} \quad (2.31)$$

A Sallen-Key topológiájú szűrővel előre meghatározott erősítést nem tudunk beállítani, mert A_0 befolyásolja a szűrő jósági tényezőjét is, ami

$$Q = \frac{1}{3 - A_0} \quad (2.32)$$

A kapcsolás előnye viszont, hogy a törésponti frekvencia (ω_0) és a jósági tényező (Q) egymástól függetlenül hangolhatók.

Ahogy az a később ismertetésre kerülő szimuláció eredményein is megfigyelhető, a Sallen-Key fokozatot követően a jel még csak 0,1V nagyságrendű volt, ezért további erősítésére volt szükség, ami egy egyszerű invertáló bemenetről vezérelt műveleti erősítő kapcsolással került megvalósításra (2.22. ábra). A jel a kimeneten éppen fordított fázishelyzetben jelenik meg, ám ez a firmware-ben A/D átalakítást követően könnyedén megfordítható.

A pletizmogramm DC komponensének előállítása egyszerűbb volt, mert egyébként is a jel domináns részét alkotja. Az első fokozatban a nagyfrekvenciájú összetevőket szűrtem egy aluláteresztő szűrővel egyszeres feszültségerősítés mellett, második fokozatban pedig kétszeresére erősítettem úgy, hogy kitöltse a 0-3,3V feszültségtartományt. A végfokozat a jelet fázishelyesen szolgáltatja.

Az aluláteresztő szűrő átviteli függvénye (U12a):

$$W = -A_0 \frac{1}{1 + \frac{s}{\omega_0}} \quad (2.33)$$

ahol

$$A_0 = \frac{R_{104}}{R_{103}} \quad (2.34)$$

$$\omega_0 = R_{104} C_{123} \quad (2.35)$$

Ez a jel a 0-1.65V feszültségtartományban jelenik meg az U12a kimenetén, fordított fázishelyzetben.

A második fokozatnak a jelet helyes fázishelyzetbe kellett hoznia, és a 0-3,3V tartományba kell nyújtania egy lépésben. Ez matematikailag így fogalmazható meg:

$$U_{DC} = U_{be} \cdot (-2) - U_f \quad (2.36)$$

ahol U_f az 1,65V-os fél-tápfeszültséget, U_{be} pedig a második fokozat bemenetére kapcsolt feszültséget jelöli. Ennek a fokozatnak egy egyszerű invertáló bemenet felől vezérelt alapkioscsolás volt az alapja, amivel a -2x feszültségerősítést könnyen meg is lehetett valósítani. Ám ahhoz, hogy a jel visszakerüljön a 0-3,3V tartományba, az erősítő nem invertáló bemenetére a megfelelő feszültséget (jelöljük U_+) kellett adni. Az U12b kimeneti feszültsége a szuperpozíció tétel segítségével határozható meg:

$$U_{DC} = U_{be} \cdot \left(-\frac{R_{107}}{R_{108}} \right) + \left(1 + \frac{R_{107}}{R_{108}} \right) \cdot U_+ \quad (2.37)$$

A 2.36. és a 2.37. képletek alapján meghatározhatók az ellenállás értékek és U_+ :

$$-\frac{R_{107}}{R_{108}} = -2 \quad (2.38)$$

$$R_{107} = 2 \cdot R_{108} \quad (2.39)$$

$$R_{108} : = 180 \text{ k}\Omega \quad (2.40)$$

$$R_{107} = 360 \text{ k}\Omega \quad (2.41)$$

$$U_+ \cdot (1 + 2) = -U_f \quad (2.42)$$

$$U_+ = -U_f \frac{1}{3} \quad (2.43)$$

Az U_+ feszültséget az $R_{109} - R_{148}$ feszültségosztóval állítotam elő, ezen ellenállások értéke:

$$U_+ = -U_f \cdot \frac{R_{143}}{R_{143} + R_{109}} \quad (2.44)$$

$$\frac{1}{3} = \frac{R_{143}}{R_{143} + R_{109}} \quad (2.45)$$

$$R_{143} + R_{109} = 3 \cdot R_{143} \quad (2.46)$$

$$R_{109} = 2 \cdot R_{143} \quad (2.47)$$

$$R_{143} : = 180 \text{ k}\Omega \quad (2.48)$$

$$R_{109} = 360 \text{ k}\Omega \quad (2.49)$$

2.3.1. Adatgyűjtés Tektronix digitális oszcilloszkóppal

A méréseket a Miskolci Egyetem Elektrotechnikai-Elektronikai Tanszékén végeztem, ahol kétféle oszcilloszkóp állt a rendelkezésemre. Az egyik a Tektronix TDS2012B 100 MHz 2 csatornás digitális oszcilloszkóp, a másik a 2.3.2. fejezetben bemutatásra kerülő Metrix OX 6062-C



2.19. ábra. Tektronix oszcilloszkópok kezelőfelülete

típusú volt.

A Tektronix oszcilloszkóp a mért jelet pendrive-ra tudja menteni. A fájl vesszővel tagolt egyszerű szöveges állományként került tárolásra .CSV kiterjesztéssel, ennek egy részletét szemléltetem táblázatos formában (2.2. táblázat). Az első két oszlopban az oszcilloszkóp felvétel időpontjában használt beállításait mutatja. Adatfeldolgozás szempontjából a 4. és az 5. oszlop lényeges. A 4. oszlop a mintavételezés időpillanatait, az 5. pedig a hozzá tartozó feszültségértéket tartalmazza.

A szűrő áramkör időtartománybeli viselkedését ngspice programban a TRAN típusú szimulációval lehet vizsgálni. Tetszőleges jelalakot a PWL²² feszültséggenerátorral lehet definiálni, ennek szintaxisa a következő:

PWL(T1 V1 <T2 V2 T3 V3 T4 V4 . . . >)

, ahol (T_i, V_i) idő-feszültség párok formájában adjuk meg a kívánt jelet. [18] Az oszcilloszkóppal rögzített adatsort tehát ennek megfelelően kellett átalakítani. Tekintve, hogy ezt az átalakítást számos mentett jelalakon is el kellett végezni, célszerűnek láttam, hogyha erre a feladatra linux burokprogramot írok, mely a 2.1. kódrészletben látható.

```
1 #!/bin/bash
2 for i in *.CSV
3 do
4     cat $i | cut -d',' -f4,5 --output-delimiter=' ' | \
5     tr '\n' ' ' > `basename $i .CSV`.ngsp;
6 done
```

2.1. Kód. Tektronix oszcilloszkóppal rögzített jelalak feldolgozása

A for ciklus sorra veszi az aktuális munkajegyzékben található .CSV kiterjesztésű állományainak nevét, ezek a ciklusmagban az \$i környezeti változóból érhetőek el. A cat prog-

²²Piece-Wise Linear

Record Length	2.500000e+03	0.000000000000	-5.12000
Sample Interval	4.000000e-03	0.004000000000	-5.12000
Trigger Point	0.000000000000e+00	0.008000000000	-5.12000
		0.012000000000	-5.12000
		0.016000000000	-5.12000
		0.020000000000	-5.12000
Source	CH1	0.024000000000	-5.12000
Vertical Units	V	0.028000000000	-5.12000
Vertical Scale	1.000000e+00	0.032000000000	-5.12000
Vertical Offset	0.000000e+00	0.036000000000	-5.12000
Horizontal Units	s	0.040000000000	-5.12000
Horizontal Scale	1.000000e+00	0.044000000000	-5.12000
Pt Fmt	Y	0.048000000000	-5.12000
Yzero	0.000000e+00	0.052000000000	-5.12000
Probe Atten	1.000000e+00	0.056000000000	-5.12000
Model Number	TDS2012B	0.060000000000	-5.12000
Serial Number	C065362	0.064000000000	-5.12000
Firmware Version	FV:v22.01	0.068000000000	-5.12000
		0.072000000000	-5.12000
		0.076000000000	-5.12000

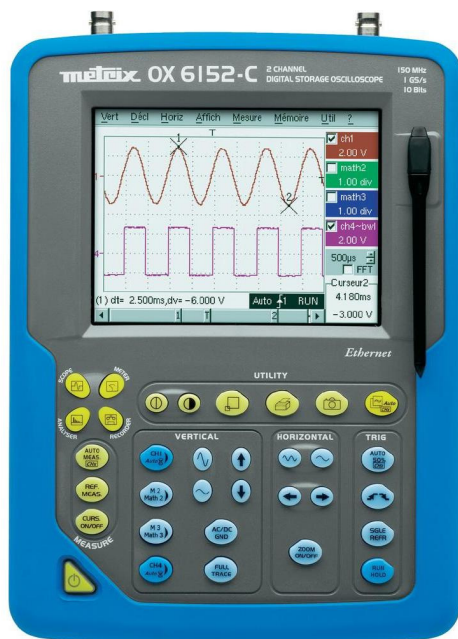
2.2. táblázat. Tektronix TDS2012B oszcilloszkóp adatállománya

ram az argumentumaként fájl névvel megadott szöveges állományt olvassa be, majd írja ki az alapértelmezett kimenetre. Ezt a kimenetet pipeline segítségével átirányítottam a `cut` program bemenetére. A `cut` program az alapértelmezett bemenetén érkező mező- és sor elválasztó karakterekkel tagolt szövegfolyamból argumentumában megadott mezőket bocsát kimenetére. Jelen esetben a sorok 4. és 5. mezőjét tartja meg, s azokat kimenetére szóközzel elválasztva küldi ki. A `-d` kapcsolót követően az eredeti szöveg tagoló karakterét adtam meg, az `-f` kapcsolóval pedig a kiválasztandó mezők sorszámát specifikáltam. Mivel a kimeneti mezőhatároló karakter különbözik a bemenetétől ezt az `--output-delimiter` kapcsolóval jeleztem.

Előbbi lépéseket követően az időbélyegeket és a mérési értékeket már szóköz választotta el, ám még mindig sorokra voltak tördelve. Az újsor karaktereket `tr` szűrővel cseréltem szóközre. Az így létrejött karakterfolyamot egy fájlba irányítottam, melynek neve megegyezik az eredeti fájlal, kiterjesztését viszont `.ngsp`-re cseréltem. A fájl név elválasztását a `.CSV`-től `basename` paranccsal értem el. Mivel ezen a ponton a program visszatérési értékének behelyettesítésére – a fájl név tövére – van szükség, a parancsot „grave” karakterek közé zártam.

2.3.2. Adatgyűjtés Metrix oszcilloszkóppal

Ha a Tektronix oszcilloszkóp éppen használatban volt, akkor a Metrix OX 6062-C típusú modellt használtam a mérésekhez. Érdekessége, hogy kezelőfelületét a nyomógombok mellett még egy érintőképernyő is alkotja. A mért jelet saját flash memóriájában tárolja, ehhez FTP kapcsolattal lehet hozzáférni ethernet interfészén keresztül. HTTP protokoll segítségével pedig a ké-



2.20. ábra. A Metrix oszcilloszkópok kezelőfelülete

szülék webszervere egy olyan weboldalt szolgáltat, melyen beágyazott animációként a készülék kijelzőjének aktuális képernyőmásolata látható.

```

1 deltaX= 0.002 s
2 Vertical unit: V. Coupling: DC
3 -8.21e-04
4 2.93e-04
5 5.42e-04
6 7.91e-04
7 -9.43e-04
8 -6.94e-04
9 -1.44e-03
10 -2.13e-03

```

2.2. Kód. Metrix oszcilloszkóppal rögzített adatállomány

A Metrix oszcilloszkóppal rögzített jelet tartalmazó állomány sokkal tömörebb, mint a Tektronix esetében. Az egyszerű .TXT szövegfájl nem tartalmazza az időbélyegeket, pusztán a fejlécében adja meg a mintavételezés periódusidejét, a feszültségértékek pedig exponenciális alakban olvashatóak (2.2. kódrészlet). A PWL formátumra alakítás ezért némi többletmunkát munkát igényelt, ugyanis az időbélyegeket is burokprogrammal kellett előállítani.

A forráskódban az alábbi két, nagyon hasonló kódrészlet többször is előfordul, melyek jelentéséről előljáróban érdemes néhány szót ejteni:

- `$ ( command )`: az így megadott parancs értelmezésekor a burok végrehajtja a `command` parancsot, majd a végrehajtás eredményét (a kimeneti szöveget) beilleszti a kifejezés helyére. Ez az úgynevezett parancsbehelyettesítés²³. Ezzel ekvivalens az alábbi

²³command substitution

jelölés is: ``command``. A megtévesztő megjelenés ellenére a parancs nem aposztrófok, hanem úgynevezett szimpla ékezet jelek²⁴ közé van zárva.

- `$(( kif ))`: Ebben az esetben a matematikai kifejezés számított értéke kerül a behelyettesítésre. Az előbbieken tárgyalt parancsbehelyettesítésre vezethető vissza így `$ ( expr kif )`, ahol az `expr` parancssori program, mely az argumentumaként megadott matematikai kifejezést értékeli ki.

```

1 #!/bin/bash
2
3 atalakit() {
4     k=$(head -1 $1 | cut -f2)
5     j=0;
6     sorok=$(cat $1 | wc -l)
7     for i in $(tail -${((sorok-2))} $1 )
8     do
9         echo $(echo "$j * $k" | bc)' '$i
10        j=$((j+1));
11    done
12 }
13
14 for i in *.TXT
15 do
16     nev=$(basename $i '.TXT');
17     echo $i '->' $nev.ngsp
18     atalakit $i | tr '\n' ' ' > $nev.ngsp
19 done

```

2.3. Kód. Metrix oszcilloszkóppal rögzített jelalak feldolgozása

A Metrix oszcilloszkóppal rögzített adatsor feldolgozását végző burokprogram a 2.3. kódrészletben olvasható. A program sorra beolvassa a munkajegyzék `.TXT` kiterjesztésű állományait, majd azok tartalmát az NGSPICE PWL feszültséggenerátor formátumának megfelelően alakítja át, és ugyanolyan néven `.ngsp` kiterjesztéssel tárolja.

A burokprogram végrehajtása a 14. kódsorban kezdődik a `for` ciklus inicializálásával. A ciklus magjában a fájlnevek a `$i` környezeti változó segítségével érhetőek el.

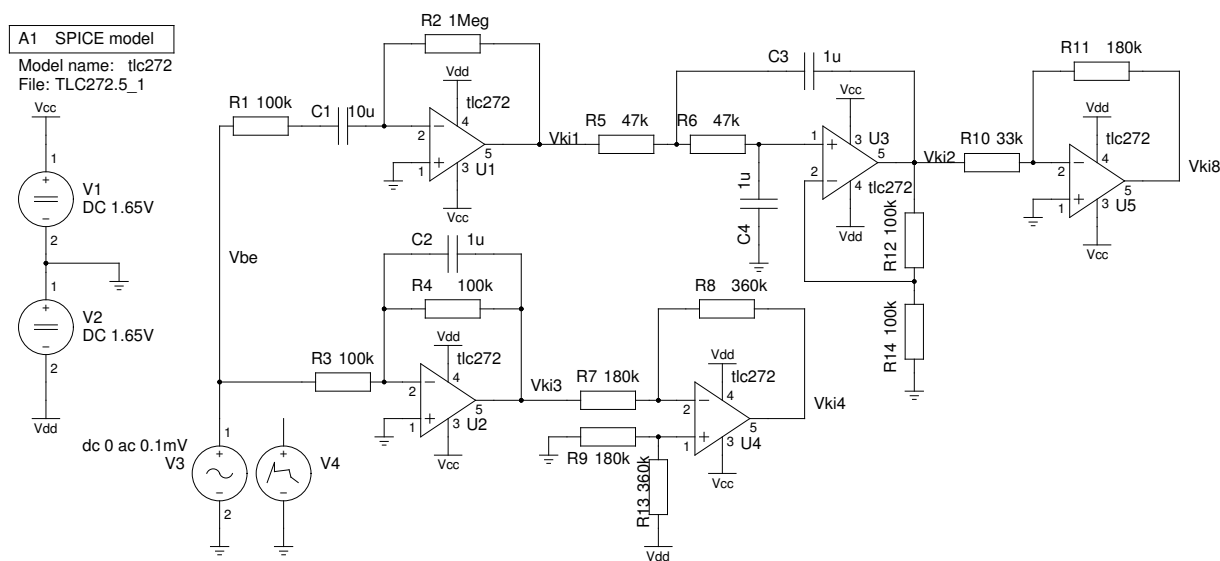
- 16. sor: a `$nev` környezeti változó értékének beállítom a fájlnevet `.TXT` kiterjesztés nélkül
- 17. sor: a program az alapértelmezett kimenetere írja ki, hogy éppen melyik átalakítást végzi (így nyomon követhető, ha valamelyik fájl feldolgozása közben elakad)
- 18. sor: az aktuális fájlnevet paraméterként beállítva meghívom az `atalakit` függvényt, mely a feszültségértékekhez előállítja a megfelelő időbélyegeket. Ezt követően már csak az újsor karaktereket kell az adatfolyamban `tr` szűrővel szóközre cseréni, majd `.ngsp` kiterjesztéssel létrehozni (vagy felülírni) a szimulációhoz készen álló állományt.

Az `atalakit` függvény az alapértelmezett kimenetre írja ki az idő-feszültség párokat szóközzel elválasztva, mely funkciót az alábbi módon implementáltam:

²⁴accent grave

- 4. sor: $\$k$ változóban tárolom a mintavételezés periódusidejét:
 - head szűrővel beolvastatom az függvény paramétereként kapott fájl első sorát
 - ezt átírányítva a cut szűrő bemenetére kiválasztom a második mezőt, mely maga a periódusidő másodpercben kifejezve (lásd 2.2. kódrészlet 1. sor)
- 5. sor: $\$j$ környezeti változó inicializálása
- 6. sor: $\$sorok$ változóban tárolom a feldolgozás alatt lévő szöveges állomány sorainak számát.
- 7. sor: egy for ciklust inicializálok, mellyel a soronként beolvastatom a fájl mérési adatokat tartalmazó sorait. Ehhez azonban a fájlban lévő adatfolyamot meg kell szabadítanom a fejléctől. Tudjuk, hogy a fejléc pontosan 2 sort tesz ki. Ebből az következik, hogyha a teljes állomány $\$sorok$ sorból áll, akkor a mérési adatok a fájl utolsó $\$sorok - 2$ sorában található. Ezt jelenti az in kulcsszó után található kifejezés.
- 16-18.sor: A ciklusmagban lévő kód előállítja az idő-feszültség párokat

2.3.3. Szimuláció



2.21. ábra. A pletizmográf áramkör szűrő fokozatainak szimulációhoz egyszerűsített változata

Az ngspice programmal történő szimulációhoz első lépésként elő kell állítani a kötési listát. A kapcsolási rajz rögzítésére a korábban bemutatott gschem programot használtam, mely saját szöveges fájlformátumába ment .sch kiterjesztéssel. Az ngspice programnak megfelelő kötési listát az .sch fájlból a gnetlist parancssori programmal lehet generáltatni.

Hogy a szimuláció minél hitelesebb eredményt szolgáltatson a Texas Instruments honlapján megkerestem a TLC272 műveleti erősítő PSPice modelljét²⁵, amelyet SUBCKT formájában realizáltak és teljesen kompatibilis az ngspice szintaxisával. Egy „SPICE model” pszeudoalkatrész kapcsolási rajzon való elhelyezésével lehet jelezni a gnetlist programnak, hogy a

²⁵<http://www.ti.com/litv/zip/sloj092>

műveleti erősítő modelljét automatikusan fűzze hozzá a kötési listához. A fájlnevet, amelyik a modellt tartalmazza, a „SPICE model” attribútumaként kell megadni.

Noha a valódi áramkörnél csak egy 3,3V tápfeszültség áll rendelkezésünkre, a szimulációnál szimmetrikus 1,65V tápfeszültséget alkalmaztam helyette a kapcsolás egyszerűsítése végett, így ugyanis nincs szükség a féltáp mesterséges előállítására. Mivel a jelet az áram-feszültség-váltó kimenetén rögzítettem, csak az azt követő fokozatokat kellett szimulálni (2.21. ábra).

Mint már említettem, az oszcilloszkóppal rögzített jelet időtartománybeli szimulációnál PWL generátorként lehet megadni. Ám az `ngspice` nem tud PWL jelet fájlból beolvasni, és a `gnetlist` program sem tudja hozzáfűzni a kötési listához, így más megoldást kellett keresnem.

A PWL jel helyén egy „cserebe” szót helyeztem el, ami arra utalt, hogy annak a helyére a szimuláció bemeneteként szolgáló PWL adatfolyam kerül. Erre a feladatra is írtam egy burokprogramot, amely a 2.4. kódrészletben olvasható.

```
1 #!/bin/bash
2
3 gnetlist -g spice-sdb pletizmograf.sch -o pletizmograf.net
4 sed 's/cserebe/' "'cat beilleszt_pwl.ngsp'" '/' pletizmograf.net>
   pletizmograf2.net
5 ngspice tranziens.cir
```

2.4. Kód. Kötési lista előállítása és PWL jel behelyettesítése

- 3. sor: a kapcsolási rajzból kötési listát generál (ebben a PWL adatfolyam helyén egy még csak egy „cserebe” áll)
- 4. sor: a `sed` program beolvassa a `pletizmograf.net` állományt és a „cserebe” karakterlánc helyére beilleszti a `beilleszt_pwl.ngsp` állomány teljes tartalmát (ebben van a PWL jel). Hogy a `sed` ne a képernyőre írassa ki a feldolgozás eredményét, az alapértelmezett kimenetét átirányítottam a `pletizmograf2.net` állományba. Így jött létre az a kötési lista, ami a PWL jelet is tartalmazza
- 5. sor: lefuttatja a `tranziens.cir` állományban specifikált szimulációt

Az `ngspice` program futtatható kötegelt és interaktív módban is, ám alkalmazása során a kötegelt feldolgozást részesítettem előnyben. A kötegelt parancsfájl a 2.5. kódrészletben olvasható.

```
1 ***** tranziens.cir *****
2 .control
3
4 *A kirajzolás beallitasa
5   source pletizmograf2.net
6   set hcopydevtype=postscript
7   set hcopypscolor=1
8   set hcopywidth=9000
9   set hcopyheight=400
```

```

10  set color4=rgb:6/5/3
11
12 *Tranziens analízis
13  tran 0.004s 4s
14
15 *Pletizmográf AC jelet eloallito szuro
16  hardcopy tranziensBE.ps v(vbe)
17  hardcopy tranziensVKI1.ps v(vki1)
18  hardcopy tranziensVKI2.ps v(vki2)
19  hardcopy tranziensVKI8.ps v(vki8)
20
21 *A Postscript allomyanok EPS formatumba konvertalasa
22  shell ps2eps -l -B -s b0 -F -f tranziensBE.ps
23  shell ps2eps -l -B -s b0 -F -f tranziensVKI1.ps
24  shell ps2eps -l -B -s b0 -F -f tranziensVKI2.ps
25  shell ps2eps -l -B -s b0 -F -f tranziensVKI8.ps
26
27  destroy all
28 .endc

```

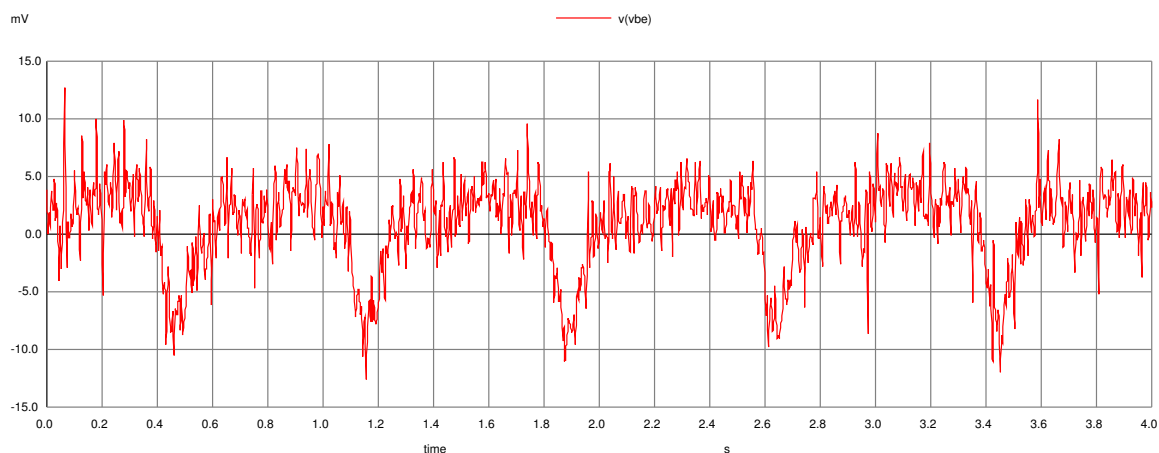
2.5. Kód. Tranziens szimuláció

Az ngspice program szkript fájlja `.control` és `.endc` között tartalmazza a kötegelten végrehajtandó utasításokat. A fájl felépítésére nézve fontos követelmény, hogy az első sort a program a feldolgozás során figyelmen kívül hagyja, ezért a `.control` legkorábban a második sorba kerülhet. A parancsfájl jelentése a következő:

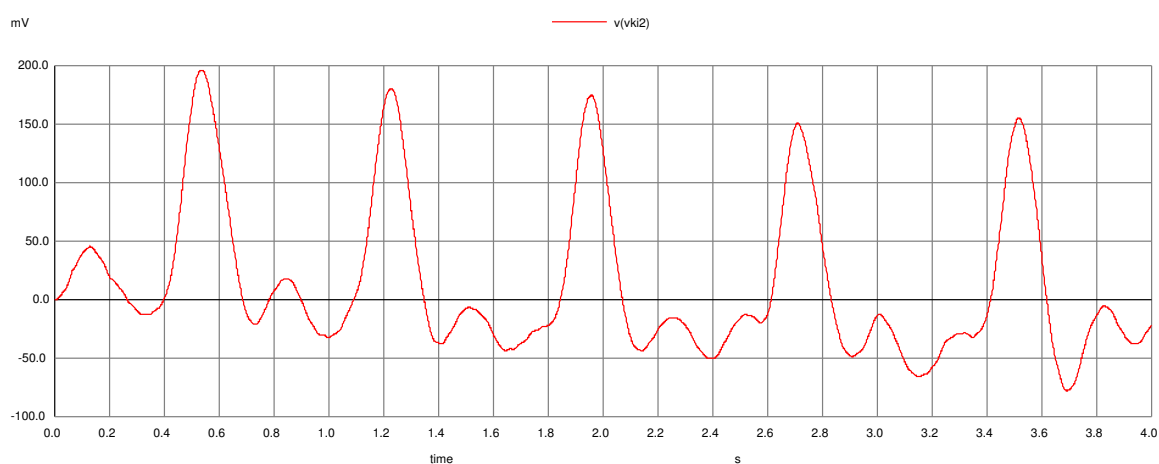
- 5. sor: az ngspice program betölti a pletizmograf2.net kötési listát
- 6-10. sor: a szimuláció eredményét megjelenítő grafikonok beállítása
- 13. sor: kiszámítja az időtartománybeli szimuláció eredményeit 4ms-os lépésként 0-4s tartományban
- 16-19 sor: a szimuláció végeztével a megadott csomópontokhoz tartozó adatsorok grafikonját kiírja PostScript állományokba (a mentés helye az aktuális katalógusba²⁶). Ezek a csomópontok a 2.21. ábrán hasonlóan elnevezett csomópontoknak felelnek meg.
- 22-25 sor: a PostScript állományokat Encapsulated PostScript állományokká konvertálja, melyek már $\text{\LaTeX}$ dokumentumba is beágyazhatóak. Ezeket a kódsorokat nem az ngspice hajtja végre. A „shell” utasítás jelzi, hogy az utána következő kódokat az operációs rendszer parancsértelmezőjével kell végrehajtani, ami esetünkben a Linux shell.

Mivel a fototranzisztor feszültséggé alakított jelének sokkal nagyobb az egyenfeszültségű komponense, mint a váltó, ennek egyik következménye az volt, hogy ugyanazzal a lementett jellel egyszerre nem tudtam elvégezni a szimulációt a pletizmogramm AC és DC komponensét is előállító szűrő-erősítő fokozatokon. Ha a jelet az oszcilloszkóp DC módjában rögzítettem, akkor a változó komponens az A/D átalakítás folyamán végzett kvantálás következtében szinte teljesen eltűnt. Hogy a változó jel mérhető legyen, az oszcilloszkópon nagy erősítést kellett beállítani. Ehhez előbb át kellett váltani az oszcilloszkópot AC módba, hogy a jel amúgyis nagy amplitúdójú kisfrekvenciás- és egyenkomponensű összetevőit kiszűrje.

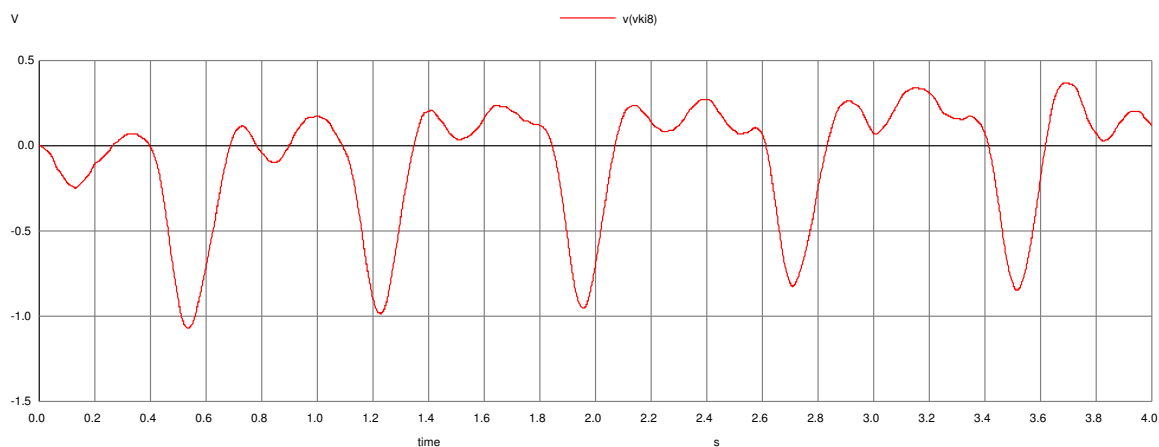
²⁶current/working directory



(a) Az áram-feszültség váltó kimenetén mérhető jel (AC módban mérve)



(b) A Sallen-Key szűrő kimenetén mérhető (fázis helyes) jel

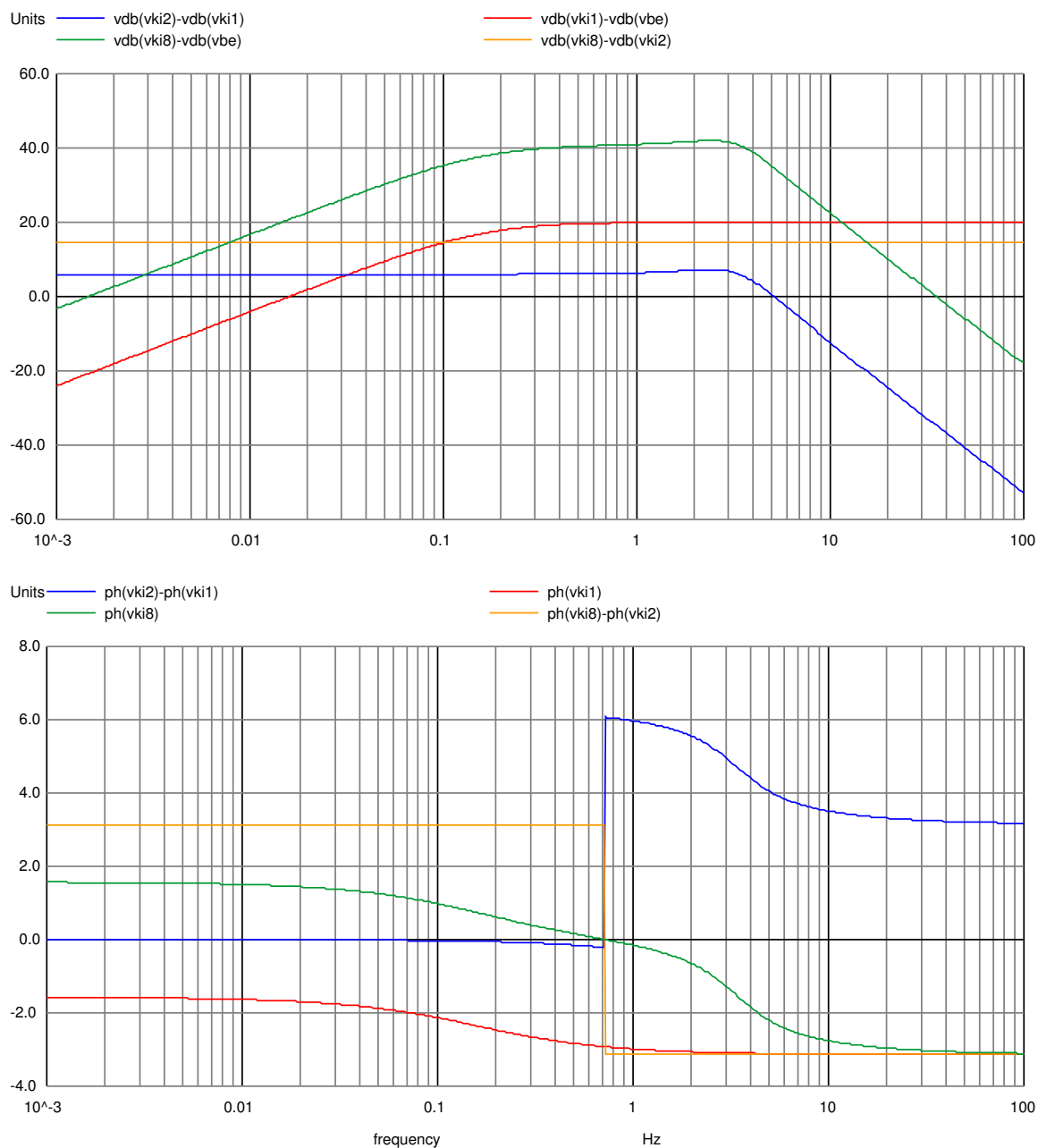


(c) Az erősítő végfokozaton mérhető (fordított fázisú) jel

2.22. ábra. A pletizmográf AC komponensének előállítására végzett szimuláció

Az egyik szimuláció eredménye a 2.22. ábrán látható, mely a 2.21. ábrán hasonlóan elnevezett csomópontokban mérhető jeleket tartalmazza.

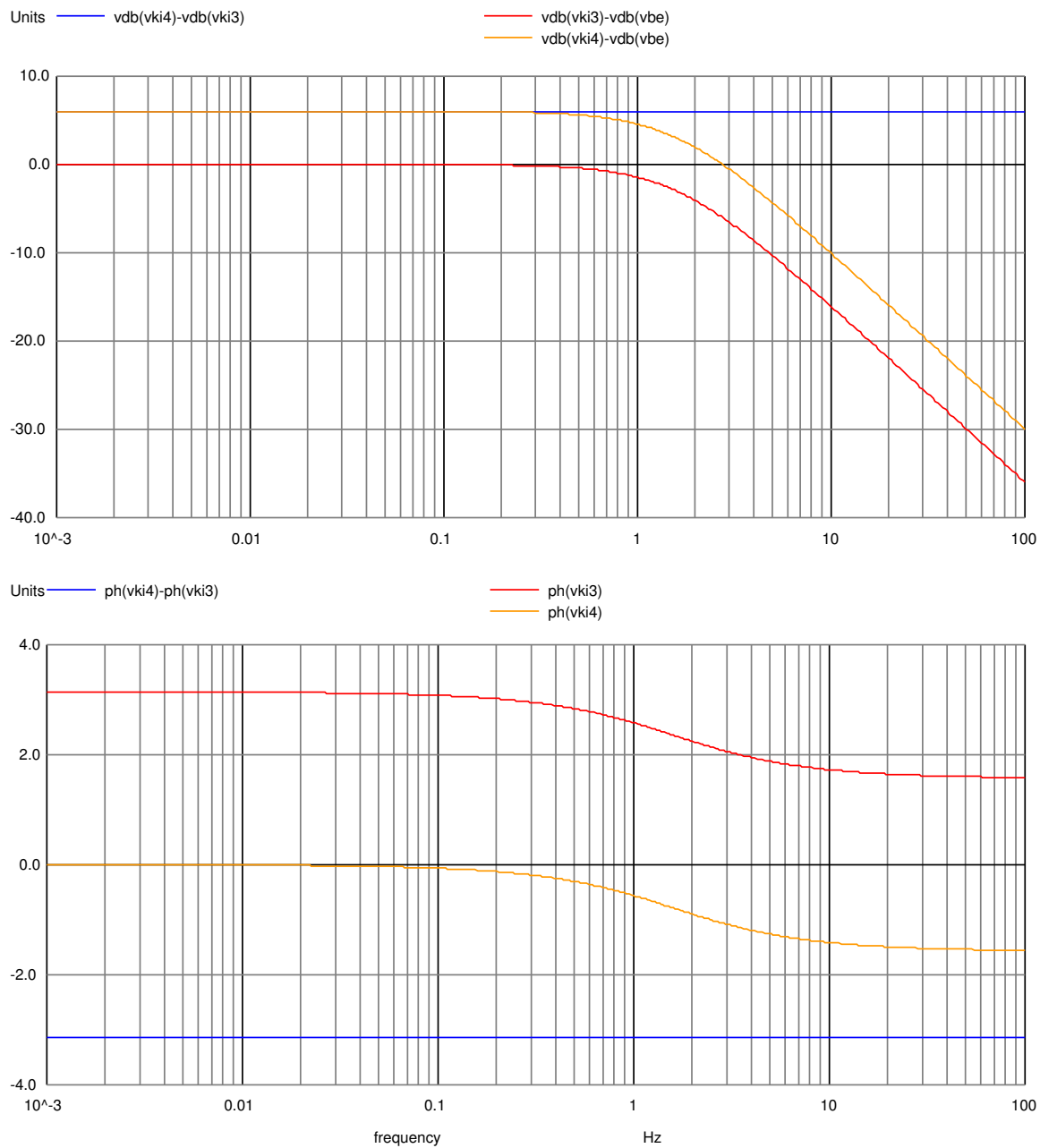
A szűrők paramétereit addig változtattam, míg a szimuláció eredményeként pletiz-



2.23. ábra. A pletizmográf AC komponensét előállító szűrő

mogrammnak megfelelő jelalakot nem kaptam. Az így kapott szűrők átviteli függvényét a 2.23. és a 2.24. ábrák szemléltetik Bode diagrammon (az eredő átviteli függvényeket olajzöld szín jelöli).

Ezen iteratív folyamat során meghatározott ellenállás és kondenzátor értékek alapján szerkesztettem meg a DesignSpark programban a kapcsolási rajzot is.



2.24. ábra. A pletizmográf DC komponensét előállító szűrő

3. fejezet

Összefoglalás

Munkám Kellényi professzor úr demenciakutatáshoz kidolgozott biometriai mérőrendszerének továbbfejlesztéséhez fűződik. A projektben résztvevő hallgatótársaimmal a mérőrendszert új alapokra helyeztük, és a fejlesztést részekre osztottuk. Dolgozatom tárgyát az a mérés-adatgyűjtő készülék áramkörének megtervezése képezte, mellyel a kutatásban specifikált vizsgálatokat, méréseket hatékonyan lehet végrehajtani.

Tervezőmunkámat megelőzően irodalomkutatást végeztem annak érdekében, hogy megértsem a vizsgálatok orvosi hátterét. Az áramkörtervezés szempontjából lényeges ilyen tárgyú ismereteket egy fejezetben össze is foglaltam. Az áramkörtervezés során a pletizmográf megszerkesztése igényelte a legmélyebb ismereteket, ezért annak bemutatására dolgozatomban nagyobb hangsúlyt helyeztem.

A fejlesztés folyamán a demenciakutatásban korábban használt első generációs mérőeszköz felhasználása közben szerzett tapasztalatokat tartottam szem előtt, és annak hibáinak, hiányosságainak kiküszöbölésére törekedtem. Az új készülékkel szemben támasztott legfontosabb követelmény a hordozhatóság volt, valamint az, hogy nagy példányszámban gyorsan és olcsón lehessen előállítani. Ennek érdekében olyan korszerű gyártási technológiát és alkatrészeket használtam fel, melyek a készüléket sorozatgyártásra alkalmassá tették.

A fejlesztés során törekedtem olyan szoftverek alkalmazására, melyek üzleti célra is ingyenesen használhatók, így az előállítási költségeket nem növelik. Használatuk során azt tapasztaltam, hogy a kereskedelmi forgalomban megvásárolható szoftverekkel szemben nélkülöznek néhány speciális igényt kiszolgáló funkciót, melyeket csak bonyolult, erőforrás-igényes algoritmusokkal lehet megvalósítani. Ám ezekre a funkciókra csak sokkal összetettebb feladatok esetén lett volna szükség. Az általam kiválasztott ingyenes szoftverek elégséges eszköznek bizonyultak a fejlesztéshez. Használatukat megkönnyíti, hogy kis erőforrásigényük révén gyorsan működnek, valamint jól dokumentáltak. Széles körben elterjedtségüket az interneten fellelhető számos példa is bizonyítja.

Az általánosan elfogadott tervezési gyakorlattal ellentétben az áramkörtervezést a tápegység megszerkesztésével kezdtem. Ezt a döntést a készülék energiatakarékosságára vonatkozó szigorú követelmény indokolta, ugyanis a hordozhatóság érdekében a készülék táplálását akku-

mulátorról valósítottam meg. A tápegység méretezésekor a korábban megépített prototípusok energia-felhasználási adatait vettem alapul, és nagy biztonsági ráhagyásokkal dolgoztam. Ezt követően a készülék digitális áramkörét terveztem meg, mely magába foglalja a készülék vezérlését az adatátvitelt kiszolgáló áramkörökkel együtt, valamint a reakcióidő és a fiziológiás tremor méréséhez szükséges áramköröket. Végül a készülék analóg részét alkotó pletizmográf áramkört szerkesztettem meg. Az analóg szűrő és erősítő fokozatok méretezését részben számítással, részben pedig szimulációval végeztem.

Munkám eredménye egy sorozatgyártásra alkalmas, hordozható, demenciakutatásban alkalmazható biometriai mérőrendszer mérés-adatgyűjtő készülékének áramköre. A párhuzamosan haladó szoftverek fejlesztésével együtt a biometriai mérőrendszer új generációját hozzuk létre.

Irodalomjegyzék

- [1] Kellényi L. (2008): *Több célú komplex biológiai mérőrendszer az egészséges öregedő emberek szellemi frissességének és fittségének fenntartása, illetve hanyatlásának csökkentése érdekében végezhető biometriai információk mérésére kidolgozott rendszer, fejlesztése és szűrősszerű tesztelése*. BRAINESSA Y projekthez való csatlakozás felajánlása. Pécs.
- [2] Polich J. *Updating P300: An Integrative Theory of P3a and P3b*. Clinical neurophysiology official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology 1 October 2007 (volume 118 issue 10 Pages 2128-2148 DOI: 10.1016/j.clinph.2007.04.019) [PubMed: 2715154]
- [3] Allen J. (2007): *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*, *Physiol. Meas.* 28 R1–R39
<http://stacks.iop.org/PM/28/R1>
- [4] Kamal A. A., Harness J. B., Irving G., Mearns A. J. (1989): *Skin photoplethysmographya review*. *Comp. Method. Prog. Biomed.*
- [5] Hertzman A. B. (1938): *The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph*. *Am. J. Physiol.*
- [6] Aoyagi T., Kiahi M., Yamaguchi K., Watanabe S. (1974): *Improvement of the earpiece oximeter*. Abstracts of the 13th Annual Meeting of the Japanese Society of Medical Electronics and Biological Engineering.
- [7] Yoshiya I., Shimada Y., Tanaka K. (1980): *Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip*. *Med. Biol. Eng. Comput.*
- [8] Sandrine C. Millasseau, James M. Ritter, Kenji Takazawa, Philip J. Chowienczyk (2006): *Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger*. *Journal of Hypertension*. 24:1449–1456
- [9] Duck F. A. (1990): *Physical Properties of Tissue*. London. Academic.
- [10] Webster J. G. (1997) *Design of Pulse Oximeters* Bristol. Institute of Physics Publishing.
- [11] Burke M. J. and Whelan M. V. (1986): *Photoplethysmography–selecting optoelectronic components*. *Med. Biol. Eng. Comput.*

-
- [12] Lindberg L.-G., Öberg P. A. (1991): *Photoplethysmography: part 2. Influence of light source wavelength*. Med. Biol. Eng. Comput.
- [13] Ugnell H. and Öberg P. A. (1995): *The time-variable photoplethysmographic signal; dependence of the heart synchronous signal on wavelength and sample volume*. Med. Eng. Phys.
- [14] Weinman J., Fine S. (1972): *Detectivities of photoconductive and silicon p-i-n light sensors in photoplethysmography*. T-I-T J. Life Sci.
- [15] Fine S., Weinman J. (1973): *The use of photoconductive cells in photoplethysmography*. Med. Biol. Eng.
- [16] Allen J., Murray A. (2003): *Age-related changes in peripheral pulse shape characteristics at various body site*. Physiol. Meas.
- [17] Allen J., Murray A. (2004): *Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics*. IEEE Comput. Cardiol.
- [18] Paolo Nenzi – Holger Vogt (2012): *Ngspice Users Manual Version 24plus*.
<http://ngspice.sourceforge.net/>
- [19] Arch Linux bemutatása. <http://www.archlinux.org/about/>
- [20] *Is Lithium-ion the Ideal Battery?*
http://batteryuniversity.com/learn/article/is_lithium_ion_the_ideal_battery
- [21] celticrequiem (2010): *Lithium Ion Battery Explosion*
http://www.youtube.com/watch?v=SMY2_qNO2Y0
- [22] James Karki (1999): *Analysis of the Sallen-Key Architecture*. Application Report. Texas Instruments. SLOA024A
- [23] Freescale Semiconductor (2009): *$\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g$ Three Axis Low-g Digital Output Accelerometer*. Doc-Nr MMA7455L. Rev 10, 12/2009
- [24] Philips Semiconductors (2005): *74HC244; 74HCT244 Octal buffer/line driver; 3-state*. Rev 03, 22 December 2005
- [25] Texas Instruments (1984): *SN54HC05, SN74HC05 Hex inverters with open-drain outputs*. SCLS080D. March 1984. Revised August 2003
- [26] Future Technology Devices International Ltd. (2005): *FT232R USB UART I.C. Datasheet*. Version 0.94
- [27] Kingbright (2010): *KP-2012P3C PHOTOTRANSISTOR*. REV NO: V.13

-
- [28] Kingbright (2010): *KP-2012F3C INFRARED EMITTING DIODE*. REV NO: V.11
- [29] Atmel (2011): *8 bit AVR Mikrokontroller with 32 KBytes In-System Programmable Flash – Atmega32, Atmega32L*. Rev 2503Q-AVR-02/11
- [30] MAXIM – DC-DC Converter Tutorial
<http://www.maxim-ic.com/app-notes/index.mvp/id/2031>
- [31] MAXIM – Power and Battery Management
<http://www.maxim-ic.com/products/power/>
- [32] A MAX8662 energiagezdálkodás vezérlő IC adatlapja
<http://www.maxim-ic.com/datasheet/index.mvp/id/5229>
- [33] Olivier Biot (2010): *EAGLE library for 2.45GHz planar inverted F antenna (PIFA)*
<http://shutterfreak.net/blogs/olivier-biot/2010-06-13/eagle-library-245ghz-planar-inverted-f-antenna-pifa>

A linkek utoljára ellenőrizve: 2013. április 20.

Ábrák jegyzéke

1.1. Az első generációs biometriai mérőrendszer a projektben résztvevő hallgatókkal	4
1.2. Ujjbegyen készült PPG AC komponense	6
1.3. Arch logó	7
2.1. Kapcsoló üzemű tápegységek alapkapcsolásai	14
2.2. A Smart Power Selector blokkvázlata	15
2.3. A töltési folyamat állapotdiagramja	16
2.4. A MAX8662 áramkör DC/DC konverterének jellemző karakterisztikái	17
2.5. Áramforrás választó áramkör	18
2.6. A Si2301CDS p-csatornás növekményes MOSFET karakterisztikája	19
2.7. Az 5408 dióda nyitó irányú karakterisztikája	20
2.8. Különböző földhálózatok jelölése a kapcsolási rajzon	21
2.9. Feszültség csökkentő DC-DC konverterek (OUT1, OUT2) és külső alkatrészeik	23
2.10. Töltési folyamat visszajelző LED-ek	25
2.11. Az Atmega32L áramfelvétele aktív állapotban a rendszer órajel függvényében	27
2.12. Reakcióidő mérő gomb és pergésmentesítése	29
2.13. Az USB modul	31
2.14. A Bluetooth modul	32
2.15. UART eszköz választó	33
2.16. Az SPI busz működésének sematikus rajza	34
2.17. Programozó eszközt a mikrokontrollerhez illesztő áramkör	36
2.18. A gyorsulásmérő	37
2.19. Tektronix oszcilloszkópok kezelőfelülete	42
2.20. A Metrix oszcilloszkópok kezelőfelülete	44
2.21. A pletizmográf áramkör szűrő fokozatainak szimulációhoz egyszerűsített változata	46
2.22. A pletizmográf AC komponensének előállítására végzett szimuláció	49
2.23. A pletizmográf AC komponensét előállító szűrő	50
2.24. A pletizmográf DC komponensét előállító szűrő	51