

---

# Nielemisrefleksin seurantalaitte

---

Aki Niskanen

Opinnäytetyö

Ammattikorkeakoulututkinto



Koulutusala Tekniikan ja liikenteen ala	
Koulutusohjelma Elektroniikan koulutusohjelma	
Työn tekijä(t) Aki Niskanen	
Työn nimi Nielemisrefleksin seurantalaite	
Päiväys	Sivumäärä/Liitteet
13.6.2011	54/15
Ohjaaja(t) yliopettaja Ari Suopelto	
Toimeksiantaja/Yhteistyökumppani(t) Neurotech Oy, dipl.ins., eMBA Paavo Könönen	
<p>Tiivistelmä</p> <p>Opinnäytetyön tarkoituksena oli suunnitella ja rakentaa laite aivohalvauspotilaiden nielemisrefleksin seurantaan. Työ tehtiin Neurotech Oy:lle, joka suunnittelee terveydenhuollon elektronisia apuvälineitä.</p> <p>Nielemisrefleksin seurantalaite on kehitetty dysfagiapotilaille. Dysfagia on nielemishäiriö, joka on usein seuraus aivohalvauksesta. Dysfagiaa on eriasteista, pahimmillaan se tarkoittaa nielemisrefleksin lähes täydellistä puuttumista.</p> <p>Kehitettävän laitteen tuli olla kannettava ja paristokäyttöinen. Sen täytyi pystyä tallentamaan nielaisääntä sekä tekemään reaaliaikaisen tunnistuksen onnistuneesta nielaisusta ja antamaan siitä visuaalinen palaute käyttäjälle. Laitteella on tarkoitus tehdä kolme tunnin mittaista päivässä ja seurata näin potilaan kuntoutuksen etenemistä.</p> <p>Työssä keskityttiin laitteen prototyypin suunnitteluun ja rakentamiseen. Suunnittelun aikana on tallennettu nielaisääntä usealta eri henkilöltä sekä analysoitu sitä parhaan lopputuloksen saavuttamiseksi. Analysoinnissa on käytetty mm. MATLAB-ohjelmaa. Työssä tutustuttiin käytettävään laitteistoon sekä kehitettyyn ohjelmaan.</p> <p>Lopputuloksena on saatu nielemisrefleksin seurantalaitteen prototyyppi, joka tallentaa nielaisääntä 8 kHz näytteenottotaajuudella sekä tekee reaaliaikaisen tunnistuksen onnistuneesta nielaisusta. Tämän lisäksi laite antaa käyttäjälle visuaalisen palautteen väläyttäen lediä. Laite käyttää äänisignaalin havaitsemiseen kurkkumikrofonia, joka on aseteltu kaulalle spesifiselle paikalle. Laitteesta sekä sen käyttöohjekirjasta on myös kerätty käyttäjäpalaute jatkokehitystä varten.</p>	
Avainsanat dysfagia, aivohalvaus, biofeedback, nielaisun tunnistus	
Julkinen	

Field of Study Technology, Communication and Transport			
Degree Programme Degree Programme in Electronic Engineering			
Author(s) Aki Niskanen			
Title of Thesis Monitor for Swallowing Reflex			
Date	13 June 2011	Pages/Appendices	54/15
Supervisor(s) Mr. Ari Suopelto, Principal Lecturer			
Project/Partners Neurotech Oy, Mr. Paavo Könönen, CEO, M.Sc. (tech.), eMBA			
<p>Abstract</p> <p>The purpose of this thesis was to design and build a device for monitoring the swallow reflex of stroke patients. The device was designed for Neurotech Oy which develops electronic solutions for healthcare.</p> <p>The device for monitoring the swallow reflex is developed for patients with dysphagia. Dysphagia is a swallowing disorder which often results from a stroke. Dysphagia comes in different degrees; the most severe form of dysphagia can mean almost complete lack of the swallow reflex.</p> <p>The device that was developed had to be portable and battery operated. It was to record swallow sounds and execute real time recognition of a successful swallow and give biofeedback to the user. The device was designed to carry out three one hour measurements per day and in that way monitor the patient's rehabilitation.</p> <p>This thesis concentrated on designing and building the prototype. To get the best result, several swallow sounds from different persons were recorded during designing. The hardware used and the program developed were also studied.</p> <p>As a result of this thesis a prototype was build. The prototype records swallow sounds at an 8 kHz sampling frequency and executes real time recognition of a successful swallow. Furthermore, the device gives biofeedback to the user by flashing a led. The prototype uses a throat microphone, which is placed on a specific spot on the neck, to detect the sound signal. User feedback of the prototype as well as the user manual was compiled for further development.</p>			
Keywords dysphagia, stroke, biofeedback, swallow recognition			
public			

## ALKUSANAT

Tein opinnäytetyönäni nielemisrefleksin seurantalaitteen Neurotech Oy:lle vuoden 2011 talven ja kevään aikana. Työ oli todella mielenkiintoinen sekä opettavainen ja antoi paljon tietoa sekä arvokasta kokemusta tuotekehitystyöstä.

Haluan kiittää Neurotech Oy:n toimitusjohtajaa Paavo Könöstä todella hyvästä opinnäytetyön aiheesta sekä ohjauksesta. Haluan kiittää myös yliopettaja Ari Suopeltoa opinnäytetyöni ohjauksesta. Erityisesti haluan kiittää avopuolisoani jatkuvasta tuesta sekä kannustuksesta, jota olen saanut koko opinnäytetyöprosessin ajan.

Kuopiossa 13.6.2011

---

Aki Niskanen



# SISÄLTÖ

## SYMBOLIT, KÄSITTEET JA LYHENTEET

1	JOHDANTO.....	11
2	TYÖN TAUSTAA.....	12
2.1	Aivohalvaus .....	12
2.2	Normaali nielemisreaktio .....	13
2.2.1	Nielemisen vaiheet .....	13
2.2.2	Nielemisäänet.....	14
2.3	Dysfagia sekä sen diagnoosi .....	15
3	MITTAUSDATAN KERÄÄMINEN JA ANALYSOINTI.....	17
3.1	Datan tallennus.....	17
3.1.1	Piezomikrofoni.....	18
3.1.2	Elektreettimikrofoni.....	19
3.2	MATLAB-analyysi .....	20
4	MIKROKONTROLLERIN JA ANTURIN VALINTA .....	22
4.1	Arduino Mega 2560 .....	22
4.2	Sparkfun microSD Shield.....	23
4.3	Gioteck TX-1 -kurkkumikrofoni.....	24
5	KONSEPTI- JA ELEKTROMEKAANINEN SUUNNITTELU .....	25
5.1	Konsepti .....	25
5.2	Elektromekaniikka .....	26
5.2.1	Komponenttien sijoittelu .....	27
5.2.2	Mikrofonivahvistin.....	28
5.2.3	Mikrofonivahvistimen matemaattinen mallinnus ja siirtofunktio .....	31
5.3	Kustannusarvio.....	34
6	OHJELMISTOSUUNNITTELU.....	35
6.1	Tallennustoiminto .....	36
6.2	Tunnistustoiminto .....	38
6.2.1	Signaalianalyysin tulokset.....	38
6.2.2	Tunnistustoiminnan eteneminen.....	39
7	LAITTEEN PROTOTYYPIN TOIMINTA.....	42
7.1	Toiminta yleisesti .....	42
7.2	Laitteen tarkkuus laboratorio-olosuhteissa .....	43
8	TESTAUS JA PALAUTE.....	45
8.1	Verifiointitestaus .....	45
8.2	Validointitestaus .....	45
8.3	Palaute .....	46
9	LOPPUTULOKSET .....	48

10 JATKOKEHITYS .....	49
10.1 Yleinen kehitys .....	49
10.2 Selvitys kontaktimikrofonin käytöstä .....	50
LÄHTEET .....	53

## LIITTEET

- Liite 1 Matlab-koodi
- Liite 2 Ohjelmakoodi
- Liite 3 Kustannusarvio
- Liite 4 Ohjekirja
- Liite 5 Palaute



## SYMBOLIT, KÄSITTEET JA LYHENTEET

Biofeedback	Prosessi, joka auttaa yksilöä oppimaan kuinka muuttaa fysiologista toimintaansa parantaakseen terveyttään ja suorituskyykyään, käyttäen apunaan antureita ja havaittavaa palautetta.
Dysfagia	Nielemisen refleksinomaisessa liikesarjassa esiintyvä häiriö.
Invasiivinen	Kehoon kajoava hoito
IDS	Initial Discrete Sound, nielauksessa kuuluva ensimmäinen ääni
BTS	Bolus Transit Sound, ruokapalan kulkuun liittyvä ääni
UES	Upper Esophageal Sphincter, ruokatorven ylin sulkijalihas
FDS	Final Discrete Sound, ilmäteiden aukeamisesta johtuva viimeinen nielausääni
FEES	Fiberoptic Endoscopic Evaluation of Swallowing, dysfagian diagnosointimenetelmä
SPI-väylä	Serial Peripheral Interface Bus, synkroninen sarjamuotoinen dataväylä
Suprasternal notch	Henkitorven päällä, solisluiden välisellä alueella sijaitseva "kuoppa"
LED	Light-Emitting Diode, puolijohdekomponentti, joka säteilee valoa kun sen läpi johdetaan sähkövirta



## 1 JOHDANTO

Aivohalvauksen saa vuodessa noin 14 000 suomalaista ja se on kolmanneksi yleisin kuolinsyy Suomessa. Sairastuneista kolmannes on työikäisiä ja sairastumisriski kasvaa iän myötä. Dysfagia on yksi monista aivohalvaukseen liittyvistä sairauksista. (Marttila 2004). Tehokas kuntouttaminen on tärkeä osa potilaan auttamista, ja näin ollen on tullut tarpeelliseksi kehittää laite, jolla voidaan seurata dysfagiapotilaan nielemistä. Laitteen on tarkoitus tallentaa nielausääntä jatkotarkastelua varten sekä tunnistaa onnistunut nielaus ja antaa siitä visuaalinen palaute käyttäjälle.

Tässä opinnäytetyössä tutustutaan dysfagiaan, häiriöön nielemisrefleksissä, sekä siihen miten voidaan arvioida dysfagiapotilaan nielemistäajuutta. Tätä varten kehitetään nielemisrefleksin seurantalaitteen prototyyppi, joka mikrofonilla ja mikroprosessorilla tallentaa sekä tunnistaa nielaisuja. Laitteen tarkoituksena on auttaa hoitohenkilökuntaa tunnistamaan dysfagia ajoissa ilman invasiivisia tutkimuksia.

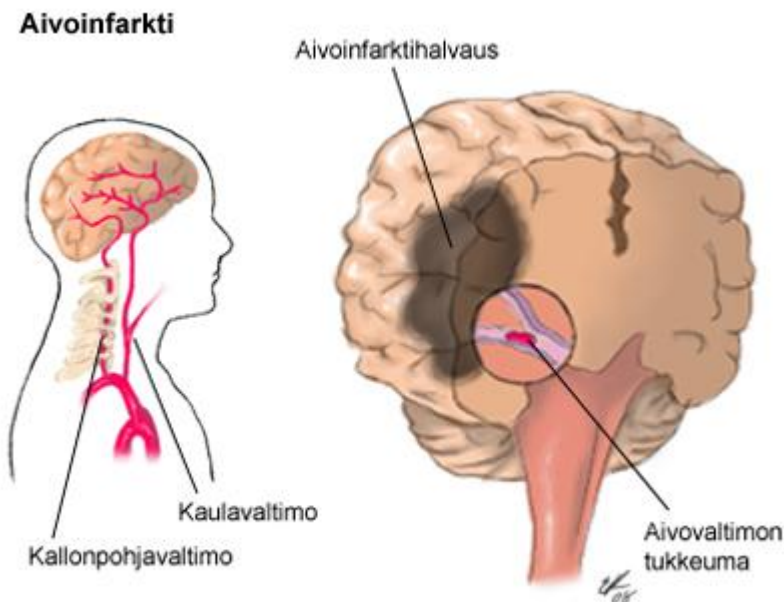
Dysfagia on nielemisrefleksin häiriö, jolla voi hoitamattomana olla jopa hengenvaarallisia seuraamuksia kuten keuhkokuume. Opinnäytetyönä tehtävä nielemisrefleksin seurantalaite rekisteröi kaulalta potilaan nielaisut. Laitteella mitataan spontaania nielemistä kolme noin tunnin jaksoa päivässä, ja se tallentaa datan muistikortille jatkotutkimuksia varten tai tekee reaaliaikaisen tunnistuksen nielaisun tapahtuessa. Laite koostuu mikrofonista, joka kiinnitetään potilaan kaulaan spesifiselle paikalle sekä mittayksiköstä. Anturin signaali tuodaan langallisena mittayksikölle, jota voidaan kuljettaa mukana. Laitteen prosessoriin on ohjelmoitu testimittausten perusteella kehitetty algoritmi, joka tunnistaa nielaisut ja antaa lediä väläyttäen biofeedbackin. Laitteen avulla voidaan seurata potilaan nielemisrefleksin parantumista, kun mittauksia tehdään pidemmällä aikavälillä. Myös lääkärit voivat seurata potilaan kehittymistä ja näin arvioida eri kuntoutusmenetelmien tehoa.

## 2 TYÖN TAUSTAA

Tässä luvussa tutustutaan aivohalvaukseen sekä yhteen siihen liittyvistä sairauksista eli dysfagiaan, joka on häiriö nielemisrefleksissä.

### 2.1 Aivohalvaus

Dysfagia on seurausta yleensä aivohalvauksesta tai jostain muusta neurologisesta häiriöstä. Aivohalvauksessa eli aivojen verenkierron häiriössä verenkierto estyy johonkin aivojen osaan ja tästä seuraa kudonvaurio. Aivohalvauksen aiheuttaa joko aivoinfarkti (noin 85 %) tai aivovaltimon verenvuoto (noin 15 %). (Marttila 2004.)



KUVA 1. Aivovaltimon tukkeumasta johtuva aivoinfarkti (Marttila 2004.)

Aivohalvauksen oireet riippuvat siitä, mikä osa aivoista vaurioituu ja kuinka pahasti. Joskus oireet voivat olla huomaamattomiakin. Oireita ovat mm:

- heikkous, halvaus, ihotunnon aleneminen, puutuminen ja/tai polttelu kädessä, jalassa, kasvopuoliskossa tai muualla vartalolla (usein vain toisella puolella kehoa)
- näköhäiriöt, silmien tahdottomat liikkeet, silmäluomen roikkuminen
- puuromainen puhe, puheen tuottamisen tai ymmärtämisen vaikeus, kirjoittamis- tai lukemisvaikeus
- nielemisvaikeus

- *virtsan pidätysvaikeus*
- *muistinmenetys*
- *huimaus*
- *tasapaino- ja koordinaatiovaikeudet*
- *persoonallisuuden muutos*
- *mielialan vaihtelu (masennus, apatia)*
- *päänsärky*
- *niskajäykkyys*
- *silmien valoarkuus*
- *pahoinvointi, oksentelu*
- *uneliaisuus, tajunnantason lasku.*

(Marttila 2004)

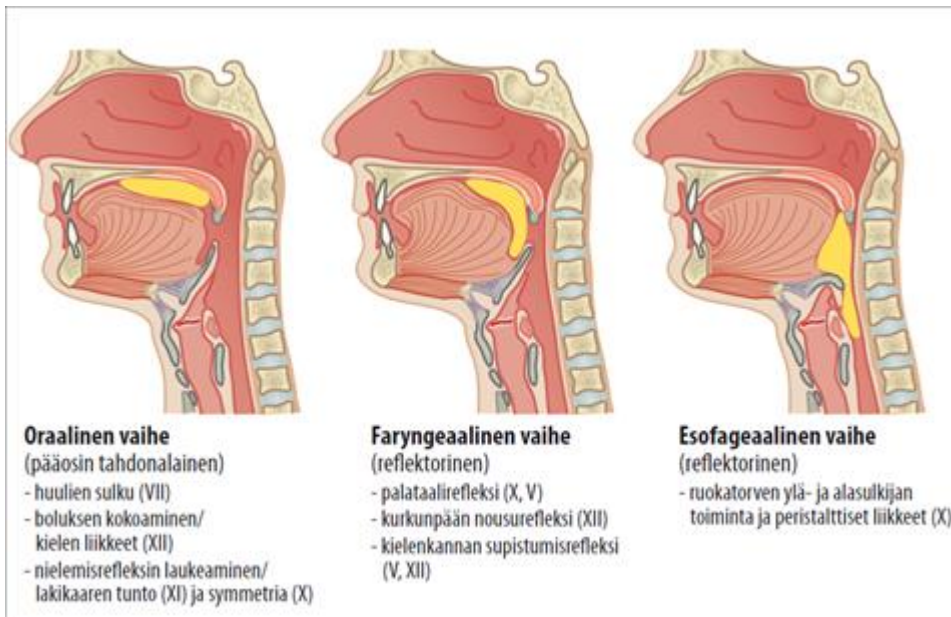
## 2.2 Normaali nielemisreaktio

Suun kautta elimistö saa tarpeellisen ravinnon ja nenän kautta ilman takanieluun, josta ruoka ohjautuu hallitun nielemisprosessin avulla alas ruokatorveen ja ilma keuhkoihin. Ruoan nielemiseksi ihmisellä on oltava riittävä vireystila, tarkkaavaisuus, harkintakyky, nielun ja kielen tunto, motoriikka sekä hyvä pystyasento. (Pietilä 2006, 7.)

Nieleminen on osittain tahdonalaista ja osittain reflektorista toimintaa. Se perustuu monimutkaiseen refleksiin, jonka tarkoituksena on viedä ruoka suusta mahalaukkuun ilman, että se kulkeutuu hengitysteihin. Nielemisrefleksiä ohjaava keskus on ydinjatkessa ja aivosillan alaosassa, jotka molemmat sijaitsevat aivojen ja takaraivon välisessä yhdistäen ne toisiinsa. (Nienstedt et al. 1999, 306.)

### 2.2.1 Nielemisen vaiheet

Nieleminen jaetaan yleensä kolmeen vaiheeseen, joista vain ensimmäinen on tahdonalainen. Ensimmäisessä eli oraaliosassa vaiheessa pureskeltu ruokapala työnnetään taaksepäin lakipurjetta ja nielukaaria vasten. Tästä seuraava paineärsyke laukaisee varsinaisen nielemisrefleksin. Toisessa eli faryngeaaliosassa vaiheessa ruokapala kulkee nielun lävitse, jolloin ylös kohonnut lakipurje estää ruoan kulkeutumista nenäonteloon painautumalla kiinni nielun takaseinästä kohoavaan lihaspullistumaan. Tässä vaiheessa myös kurkunkansi laskeutuu alaspäin ja sulkee kurkunpään, joka samalla nousee kurkunkantta vastaan estäen ruokapalan pääsyn henkitorveen. Tämä näkyy ulospäin aataminomenan heilahduksena. Tämän jälkeen esofageaaliosassa vaiheessa ruokatorven peristalttiset eli supistelevat liikkeet kuljettavat ruokapalan kohti mahalaukkua. (Nienstedt et al. 1999, 306.)

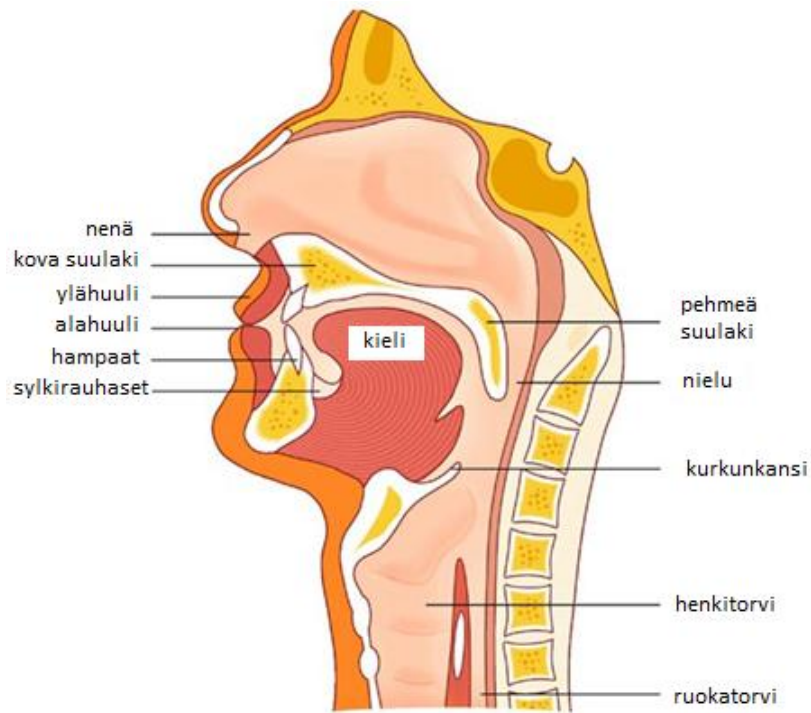


KUVA 2. Nielemisen vaiheet ja niiden hermotus (Aaltonen et al. 2009.)

### 2.2.2 Nielemisäänet

Nielemisestä voidaan erottaa ääni, joka koostuu kahdesta selkeästä osasta, initiaali diskreetti ääni (IDS, Initial Discrete Sound) ja ruokapalan siirtoääni (BTS, Bolus Transit Sound). IDS syntyy faryngeaalisessa vaiheessa, ja se liittyy ruokatorven ylimmän sulkijalihaksen (UES, Upper Esophageal Sphincter) aukeamiseen. UES on ruokatorven ylempi osa. Näin ollen ruoka pääsee kulkemaan ruokatorveen. (Shirazi & Mousavi 2011,1 – 2.)

BTS ilmenee esofageaalisessa vaiheessa ja se liittyy peristalttisten supistusten aiheuttamiin kurlausääniin. Joissain nielaisuissa voi myös kuulua viimeinen diskreettiääni (FDS, Final Discrete Sound), joka on lyhyt napsahdusääni nielaisun lopussa. Sen on arveltu johtuvan ilmateden aukeamisesta. Se ei kuitenkaan ole aina kuultavissa. (Shirazi & Moussavi 2011,1 – 2.) Kyseessä olevassa tutkimuksessa äänet on nauhoitettu henkitorvelta suprasternal notchin päältä, joka sijaitsee solisluiden välisessä kuopassa.



KUVA 3. Ihmisen suun ja nielun anatomia (Nestle Nutrition 2008.)

Kehitettävän laitteen alkuanalyyskejä varten äänet on tallennettu aataminomenan tasolta kurkun sivulta sekä suprasternal notchista henkitorven päältä mm. Doron valmistamalla kurkkumikrofonilla.

### 2.3 Dysfagia sekä sen diagnoosi

Dysfagia on nielemisen refleksinomaisessa liikesarjassa esiintyvä häiriö. Sitä ilmenee varsinkin aivoinfarkti- ja aivoverenvuotopotilailla. Aivohalvauspotilaista 35 - 60 %:lla ilmeneekin dysfagiaa. Dysfagiaa voi ilmetä myös muista syistä, esimerkiksi kasvainten tai muiden ruokatorvipiperäisten sairauksien myötä. Pahimmillaan dysfagia tarkoittaa nielemistoiminnon lähes täydellistä puuttumista. (Aaltonen et al. 2009; Aivohalvaus ja dysfasialiitto 2006, 2.)

Dysfagia voi vaikuttaa ruoan pureskelusta ja ruokapalan kuljetuksesta suussa aina nielemisen reflektoriin toimintoihin asti. Yleensä potilaiden nielun automaattiset suo- jamekanismit eivät toimi kunnolla ja ruoka saattaa tällöin kulkeutua ruokatorven sijasta henkitorveen. Tätä ruokapalan väärään kurkkuun joutumista kutsutaan aspiraatioksi. (Aivohalvaus ja dysfasialiitto 2006, 2.)

Dysfagian yleisimpiin diagnoosimenetelmiin kuuluvat mm. seuraavat:

- Videofluorografiassa potilaalle annetaan bariumvarjoainetta ja tämän kulkua suusta mahalaukkuun seurataan läpivalaisussa. Tutkimuksen tarkoituksena on tarkkailla varjoaineen kulkua nielussa nielemisen aikana. Läpivalaisussa nähdään varjoaineen mahdollinen lammikoituminen, sen ohjautuminen nenänieluun tai henkitorveen aspiroituminen.
- Gastroenterologisissa tutkimuksissa tähystetään tarpeen mukaan ruokatorvi, mahalaukku tai pohjukaissuoli. Tähystyksen yhteydessä voidaan ottaa myös näytteitä ruokatorvesta.
- Manometria eli ruokatorven paineen- ja happamuudenmittaus tehdään, ellei gastroenterologisissa tutkimuksissa ole ilmennyt oireille muuta syytä.
- FEES (Fiberoptic Endoscopic Evaluation of Swallowing) -tutkimuksessa nielemistapahtumaa tarkkaillaan nenän kautta asetetun taipuisan tähystimen avulla. Tällöin potilaalle annetaan nieltäväksi kontrastiaainetta, joka voi olla esimerkiksi sakeutettu, karamellivärillä värjätty mehu tai vesi.

(Aaltonen et al. 2009.)



### 3 MITTAUSDATAN KERÄÄMINEN JA ANALYSOINTI

Työ aloitettiin tallentamalla ääntä useilla eri mikrofoneilla eri kohdista kaulaa tietokoneelle. Tallennus tapahtui Windowsin omalla ääninauhurilla, joka tallensi signaalin Windows media audio -muotoon (.wma). Tiedosto muunnettiin MATLAB:n tunnistamaksi wave-tiedostoksi (.wav) käyttämällä Internetissä saatavilla olevaa ilmaista WinFF-ohjelmaa. MATLAB oli tärkeä työkalu alkuvaiheen analyysissä tehtäessä, koska sillä on helppo analysoida mm. äänitiedostoja.

Tallennuksen aikana tarkkailtiin nimenomaan nielaisuja, puhetta sekä yskimistä. Tämän jälkeen data analysoitiin tietokoneella MATLAB-ohjelmalla (liite 1), jolla yksinkertaisella koodilla saatiin piirtymään signaali sekä aika- että taajuustasossa näytölle tarkasteltavaksi. MATLAB:n lisäksi käytettiin GoldWave-äänenkäsittelyohjelmaa, josta on saatavilla ilmainen kokeiluversio Internetistä.

#### 3.1 Datan tallennus

Aikaisessa vaiheessa kävi selväksi, että paras nieläusäänien mittauspaikka on kaula ja tarkemmin kurkun sivu tai solisluiden välisellä alueella sijaitseva kuoppa (suprasternal notch). Tarkoitukseen kävi parhaiten kurkkumikrofoni, joka havaitsee kurkun pinnan värinän ja näin suodattaa pois ympäröivää hälyä.

Kurkkumikrofoneja on olemassa kahta mallia. Toinen on kontaktimikrofoni, jossa on aistivana anturina piezosähköinen kide, ja toinen on kondensaattorityyppinen elektreettimikrofoni. Suurin osa alkuvaiheen mittauksista suoritettiin Doron kontaktimikrofonilla, jossa on siis piezokide aistivana anturina.

Kurkkumikrofonit ovat yleisesti käytössä mm. armeijalla tai paikoissa, joissa esimerkiksi kova meteli häiritsee kommunikointia. Ne sopivat hyvin myös silloin kun täytyy kommunikoida radion kautta kuiskaten tai tilanteisiin kun ei ole mahdollista pitää radiopuhelinta normaalisti suun edessä.

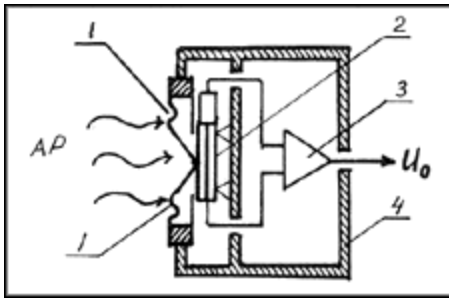


KUVA 4. Doron kurkkumikrofoni (Cordless Phones 2011.)

Äänet tallennettiin kurkunpään tasolta, kurkun sivulta eli kurkkumikrofonin luonnolliselta paikalta. Tarkka paikka on esitetty ohjekirjassa (liite 4). Mittaukset koostuivat eripituisista jaksoista. Lyhimmillään ne kestivät kymmenen sekuntia ja pisimmillään reilun minuutin. Mittauksissa tallennettiin nielaisuja ja häiriöääntä eli puhetta ja ympäröivää hälyä. Sama mittaus on tehty neljälle henkilölle ja näiden mittausten tuloksia apuna käyttäen voitiin mm. valita käytettävä laitteisto ja aloittaa nielaisun tunnistuksen kehittäminen.

### 3.1.1 Piezomikrofoni

Doron kurkkumikrofoni perustuu piezosähköiseen toimintaan. Sen koteloinnin sisällä on kvartsikide, joka on epäsuorassa yhteydessä akustisiin aaltoihin pienen jousen kautta, joka taas on kiinni ihoa vasten olevan muovin sisäpinnassa. Kurkun värinästä aiheutuvat voimat aiheuttavat kiteessä muutoksia, jotka ovat suhteessa äänikentän akustiseen paineeseen eli äänen voimakkuuteen. Mikrofonin viereen on sisäänrakennettu esivahvistin, joka vähentää kohinaa ja ulostuloimpedanssia. (Alexander D. Khazan 2006.)



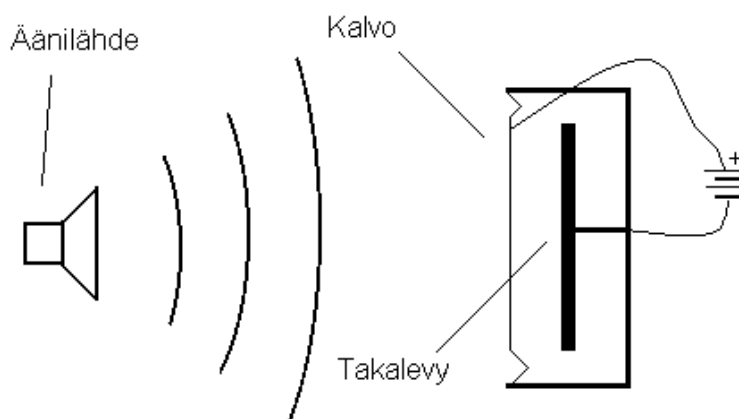
KUVA 5. Piezosähköinen mikrofoni.  $AP$  = akustinen paine,  $U_o$  = ulostulo jännite, 1 = kalvo, 2 = kvartsikide, 3 = sisäänrakennettu esivahvistin, 4 = kotelo. (Khazan, A.D. 2006.)

Piezomikrofonin suurena etuna on ympäröivän melun tehokas suodatus, koska äänen havainta tapahtuu kaulan värinästä.

### 3.1.2 Elektreettimikrofoni

Toinen vaihtoehtoinen mikrofonityyppi on elektreettimikrofoni, joka perustuu kondensaattorimaiseen toimintaan. Tässä toinen kondensaattorin levyistä on korvattu johtavalla kalvolla. Kalvo on yleensä muovia, joka on päällystetty alumiinilla, kullalla tai nikkelillä. Tämän kalvon ääni saa värähtelemään, jolloin kalvon ja kondensaattorin levyn etäisyys muuttuu. Etäisyyden muuttuessa myös kalvon ja levyn muodostaman kondensaattorin kapasitanssi sekä kalvojen välillä oleva jännite muuttuvat samassa suhteessa.

Mikrofonin tuottama signaali on tasoltaan pieni, jonka vuoksi sitä on vahvistettava kondensaattorin viereen sijoitettavalla esivahvistimella. (Helsingin yliopisto 2011.)

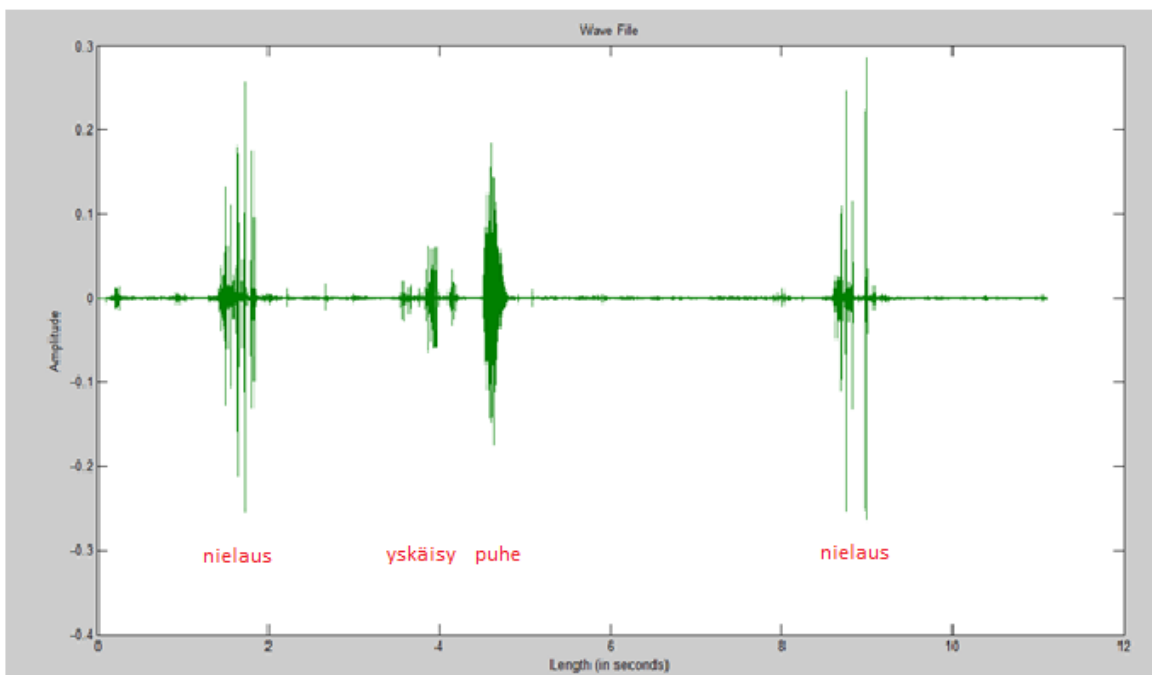


KUVA 6. Kondensaattorimikrofonin rakenne (Helsingin yliopisto 2011.)

Kondensaattorimikrofoni ei siis perustu suoraan kurkun värinän aistimiseen kuten kontaktimikrofoni.

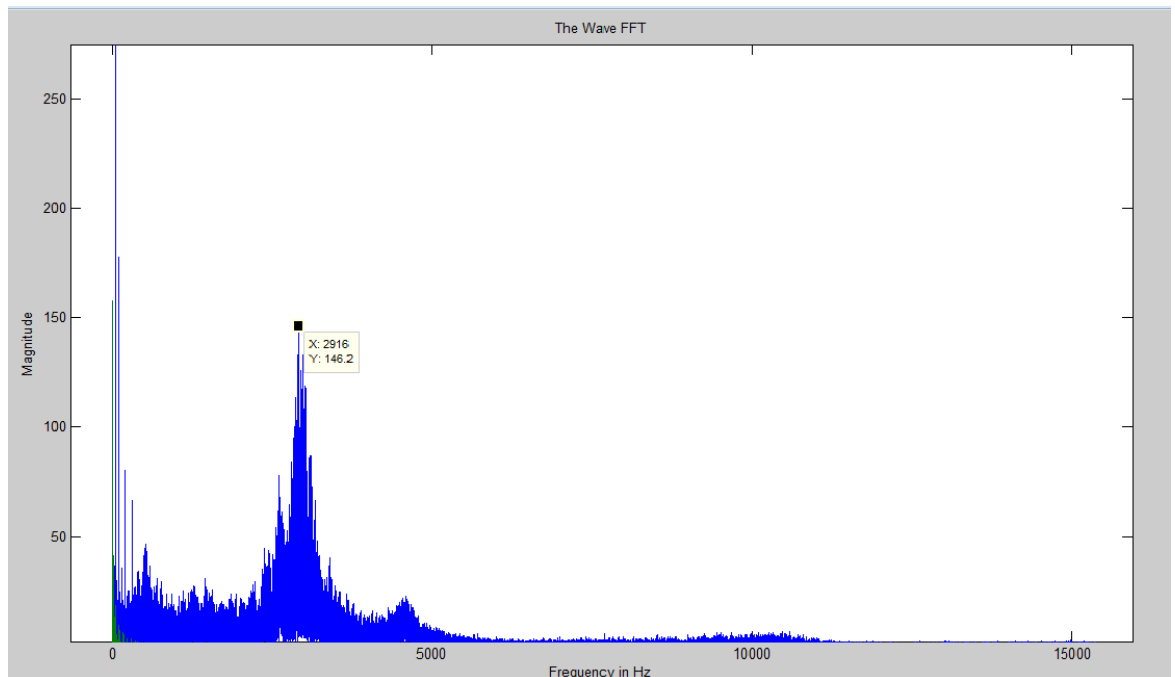
### 3.2 MATLAB-analyysi

Mittausten tarkoituksena oli saada yleiskäsitys nielmissignaalista, mm. sen taajuudesta sekä kestosta. Näiden tietojen avulla prosessorin sekä anturin valinta oli helpompaa. Mittauksissa havaittiin, että nieleminen tapahtuu taajuuskaistalla, joka on noin 2 000Hz – 3 500Hz. Samalla taajuusalueella on myös puhesignaali, mutta niin kuin testeissäkin ilmeni, puhe ja nieläus eivät voi tapahtua samanaikaisesti. Nielemisessä erottui myös hyvin nieläisun eri vaiheet selkeinä piikkeinä signaalissa kun taas puhe ja esimerkiksi yskäisy olivat yhtenäisempiä amplitudien välillä osalta. Tätä ominaisuutta on käytetty myös nieläisun tunnistuksessa myöhemmin.



KUVA 7. Nieläusääni, puhetta sekä yskäisy

Kuvasta 7 nähdään kaksi nieläisua. Ensimmäinen ääni on nieläisua, toinen ja kolmas ovat yskäisy ja puhe ja viimeinen ääni on myös nieläisua. Siitä nähdään myös nieläisun sisältämät tauot, joita ei mm. puheessa ole.



KUVA 8. Nielausäänen taajustason analyysi

Kuvassa 8 on MATLAB:lla piirretty kuvaaja, jossa on taajuusanalyysi kahdesta nielausäänestä. Nielauksissa on nielaistu suullinen vettä. Kuvaajasta huomataan, että korkein piikki nielausäänestä on hyvin lähellä 3 000 Hz:n taajuutta.

Nielausäänen taajuusalueen tietäminen on tärkeää, koska tällöin voidaan määrittää tarvittava signaalin näytteenottotaajuus. Nyquistin näytteenottoteoreeman mukaan tarvittava näytteenottotaajuus on oltava vähintään kaksi kertaa niin suuri kuin mitattavassa signaalissa esiintyvä suurin taajuus.

$$\text{Näytteenottotaajuus} > 2 * \text{mitattavan signaalin suurin esiintyvä taajuus} \quad (1)$$

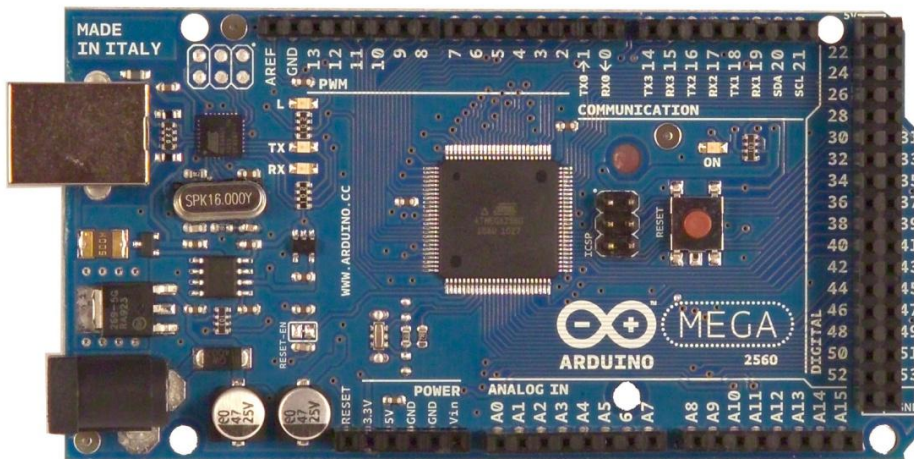
Näin ollen mitattavan signaalin suurimman taajuuden ollessa 3 500 Hz, täytyy näytteenottotaajuuden olla vähintään 7 000 Hz. Laitteeseen on ohjelmoitu näytteenottotaajuudeksi 8 000 Hz.

## 4 MIKROKONTROLLERIN JA ANTURIN VALINTA

Yhtenä signaalianalyysin tavoitteista oli saada selville tallennuksessa vaadittava näytteenottotaajuus sekä muistintarve. Näiden tietojen pohjalta voitiin miettiä työlle sopiva mikrokontrolleri, joka olisi tarpeeksi nopea ja mahdollisesti lisämuistilla laajennettavissa. Sopivaksi osoittautui Arduino Mega -kehityskortti, joka perustuu Atmel:n AtMega2560 -prosessoriin, johon lisämuistin lisääminen onnistui microSD-muistikortilla. Lisäksi anturiksi valittiin elektreettityyppinen Giotek:in valmistama kurkkumikrofoni sen helppokäyttöisyyden vuoksi.

### 4.1 Arduino Mega 2560

Arduino Mega 2560 perustuu ATmega2560 -prosessoriin. Siinä on mm. 54 digitaalista tuloa/lähtöä, yksi A/D-muunnin, jolla on 16 analogista sisääntuloa, 16 MHz taajuudella toimiva kellokide, usb-liitin, virtaliitin ja reset-nappi. Arduino Megan A/D -muunnin toimii jännitealueella 0 – 5 V ja 10 bitin resoluutiolla. Tämä tarkoittaa, että 5 V jännitealue voidaan esittää 1024 askeleen tarkkuudella, tällöin yksi askel vastaa 4,9 mV. Resoluutio voidaan tarvittaessa myös säätää 8 bitin tarkkuuteen.



KUVA 9. Arduino Mega 2560 (Arduino 2011.)

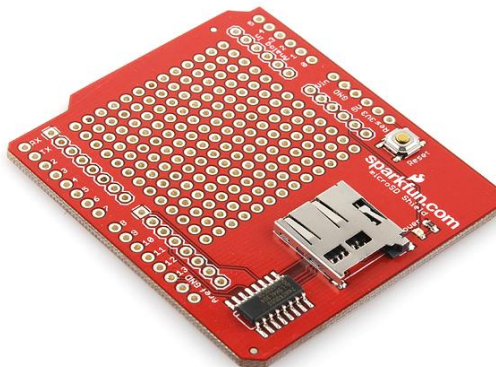
Arduino Mega:lle voidaan syöttää virtaa USB-liittimen tai ulkoisen jännitelähteen kautta, joka voi olla verkkovirta-adapteri tai paristo. Ulkoinen käyttöjännite voi olla 6 – 20 V, mutta mielellään 7 – 12 V, jotta mikrokontrolleri pysyy vakaana. (Arduino 2011.)

TAULUKKO 1. Yhteenveto ominaisuuksista (Arduino 2011.)

Mikrokontrolleri	ATmega2560
Käyttöjännite	5V
Sisääntulojännite (suositeltu)	7-12V
Sisääntulo - jännite (rajat)	6-20V
Digitaaliset I/O Pinnit	54 (joista 14 PWM ulostuloa varten)
Analogisia sisääntulopinnejä	16
DC virta per I/O Pinni	40 mA
DC virta 3.3V Pinnille	50 mA
Flash muisti	256 KB, josta 8 KB bootloader käytössä
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Kellokide	16 MHz

#### 4.2 Sparkfun microSD Shield

Sparkfun:in microSD Shield toimii yhdessä Arduino Megan kanssa SPI-väylää hyväksikäyttäen. Tarkoituksena tällä on saada helppo lisämuistin liitettävyyys Arduinoon muistikortin muodossa, jonka saa siirrettyä myös tietokoneeseen. Shieldistä löytyy microSD -korttipaikka, ledi ja reset nappi. (SparkFun 2011.)



KUVA 10. Sparkfun microSD Shield (SparkFun 2011.)

#### 4.3 Gioteck TX-1 -kurkkumikrofoni

Anturiksi valittiin Gioteckin valmistama TX-1 -kurkkumikrofoni, joka on kaulaan sijoitettava mikrofoni ja se toimii havaitsemalla kaulalla äänestä johtuvaa ilman värinää. Mikrofoni on suunniteltu käytettäväksi yhdessä XBOX:in kanssa, jolloin se toimii kommunikointivälineenä pelaajien välillä.



KUVA 11. Gioteckin kurkkumikrofoni (Gioteck 2011.)



## 5 KONSEPTI- JA ELEKTROMEKAANINEN SUUNNITTELU

Laitteiston valinnan jälkeen seuraavana tehtävänä oli suunnitella niiden kokoonpano. Suunniteltaessa laitteen ulkonäköä ja toiminnallisuutta, suurimmat raja-arvot asettivat Arduino:lle tilattu valmis kotelo sekä valmis mikrofoni. Kotelo oli yksinkertainen suorakulmainen kotelo, johon Arduino Mega -kortti mahtui ja asetui hyvin lisätukea antavien tukipiikkien vuoksi. Kotelon sisälle tuli mahtua myös Sparkfun:in microSD Shield sekä 9 V paristo.



KUVA 12. Arduino Mega -kotelo

### 5.1 Konsepti

Kotelon kanteen porattiin reiät kahta kytkintä, mikrofoniin sisääntuloa sekä kahta lediä varten. Reiät viimeisteltiin poralla ja viilalla. Kytkimet upotettiin koteloon ja juottamisen jälkeen viimeisteltiin kuumaliimalla sisäpuolelta, jotta ne pysyisivät tukevasti kiinni. Samoin tehtiin myös ledeille.



KUVA 13. Kotelon kansi, jossa kiinni ledit ja kytkimet



KUVA 14. Kotelon kansi takaapäin, jolloin näkyy myös mikrofonin 2,5 mm naarasliitin

Viimeistelyvaiheessa myös pariston neppariinnittimeen sekä 2,5 mm naarasliittimeen laitettiin lisäksi kutistesukat liitosten ympärille, jotta mahdollisilta johdinkontakteilta vältyttäisiin.

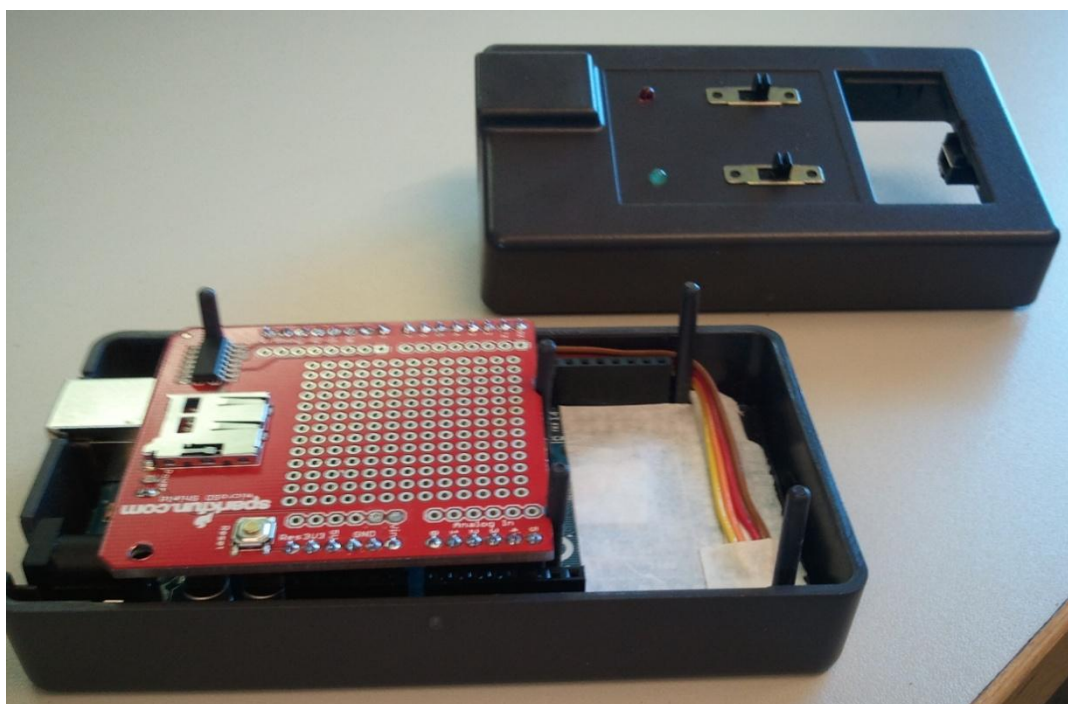
## 5.2 Elektromekaniikka

Elektromeaanisessa suunnittelussa täytyi ottaa kotelon koko huomioon, jotta mikrofoni vahvistinyksikkö mahtuisi sen sisään. Myös pariston täytyi mahtua koteloon, joten pieneen tilaan mahduttaminen oli työlästä. Mikrofonin suodatus- ja vahvistinyksikkö

saatiin kuitenkin toteutettua Sparkfunin microSD Shieldin kytkentäalustalle, jolloin ylimääräisen piirilevyn käytöltä välttyttiin.

### 5.2.1 Komponenttien sijoittelu

Kotelon sisällä ylimääräistä tilaa oli hyvin vähän mm. pariston sijoittamiseen. Tämän vuoksi Arduinosta täytyi poistaa kolme piikkiä sekä reset-nappi, jotta paristo mahtui koteloon (kuva 15, teipattu valkoinen alue). Kuvassa näkyvä nelijohtiminen SPI-väylä on lopullisessa prototyypissä kierrätetty Arduinon ja kotelon alakannen välistä, jotta paristo mahtuisi paikoilleen paremmin.

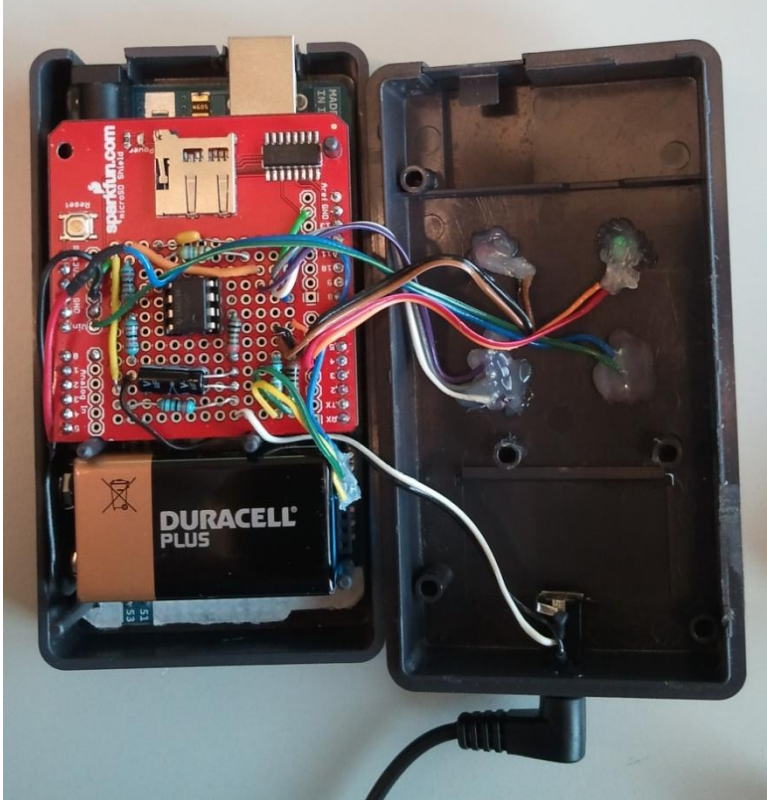


KUVA 15. Muokattu Sparkfun microSD Shield

Sparkfun microSD shieldiin täytyi tehdä reikä oikeaan yläkulmaan ja sahata alareuna pois, jotta se mahtuisi kotelon tukipiikkien sisälle. microSD Shield -piirilevyn alareunassa ei kulkenut johtimia levyn pinnalla eikä myöskään sisällä, joten toimenpiteet voitiin suorittaa.

Tarvittavien muokkausten jälkeen voitiin juottaa microSD Shieldin kytkentäalustalle mikrofonin sisääntulo ja esivahvistuspiiri, virransyöttö paristolta, ledien johtimet sekä esivastukset sekä kytkimien johtimet. Ledeissä on käytetty etuvastuksia rajoittamaan

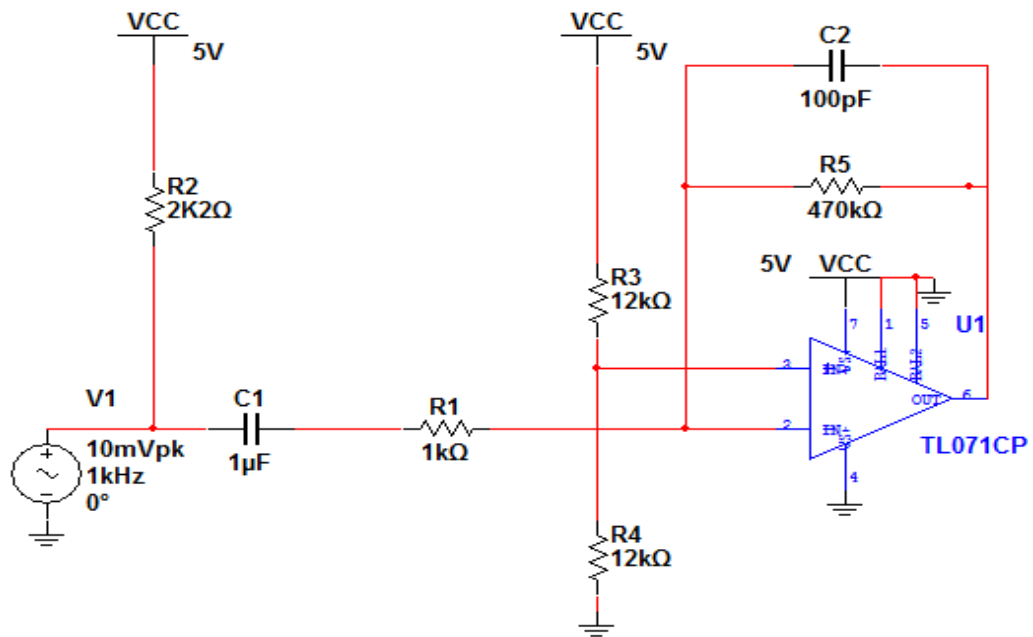
virrankulkua. Punaisen ledin etuvastus on  $390\text{k}\Omega$  ja vihreän ledin etuvastus on  $200\text{k}\Omega$ . Lopuksi ledit ja kytkimet kuumaliimattiin kiinni kanteen, jotta ne pysyisivät tukevammin kiinni.



KUVA 16. Valmis prototyyppi koteloituna ja toimintavalmiina

### 5.2.2 Mikrofonivahvistin

Elektroniikan suunnittelussa haastavinta oli tarvittavan vahvistuksen sekä suodatuksen suunnittelu. Oikean vahvistuksen saavuttaminen on tärkeää, koska mikrofonilta tuleva signaali on millivolttitasoisista ja Arduinon A/D-muunnin on sisääntuloltaan 0 - 5 V. Signaali täytyi siis suodattaa, jotta ylimääräiset häiriöäänet saatiin pois sekä vahvistaa niin, että hiljaisuus on 2,5 V tasolla ja kovin ääni 5 V ja hiljaisin 0 V tasolla.

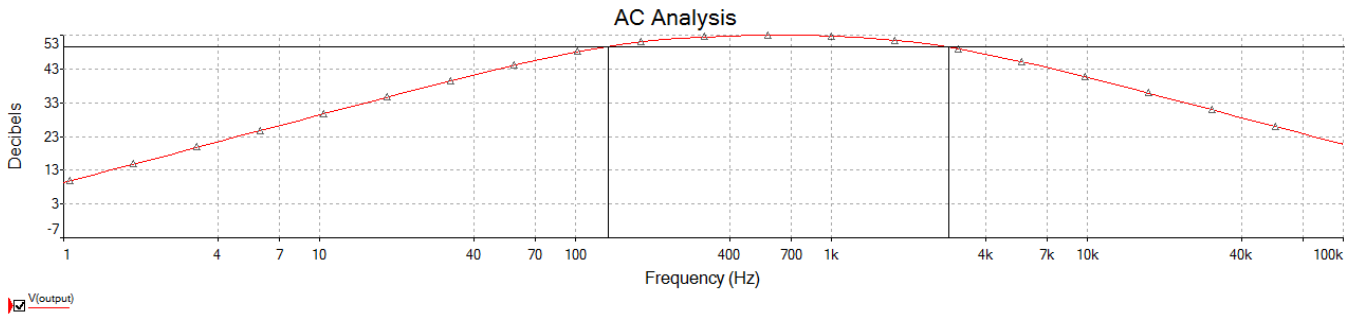


KUVA 17. Mikrofonin suodatin- ja esivahvistuskytkentä

Suunnittelu alkoi tutkimalla valmiita mikrofonin vahvistinasteita, jotta saatiin yleiskäsitys valmiista toteutuksista ja vaatimuksista. Sopivaksi vahvistimeksi osoittautui Texas Instrumentsin valmistama TL071CP-opamp -vahvistin, joka toimii hyvin audiosovelluksissa.

Signaalin vahvistus toteutettiin vastuksilla R1 ja R5. Vastuksilla R3 ja R4 saadaan aikaan jännitteenjako, jolloin plusnapaan saadaan 2,5 V signaalin nollassa. Kondensaattorit C1 ja C2 yhdessä vastuksien R1 ja R5 kanssa muodostavat kaistanpäästösuodatuksen. Vastuksen R2 kautta syötetään käyttöjännite mikrofonille.

Suunnitteluun ja simulointiin käytettiin National Instrumentsin Multisim-ohjelmaa. Kun sopiva konfiguraatio oli suunniteltu, simuloitiin kytkentää syöttämällä sisään menoon eritaajuisia ja erivoimakkuuksisia signaaleja ja tarkasteltiin ulostulevaa signaalia. Kun ulostuleva signaali täytti Arduinin A/D-muuntimen vaatimukset eli jännitealue 0 – 5 V, voitiin koota itse vahvistin koekytkentäalustalle ja testata oskilloskoopin avulla vahvistimen ja mikrofonin yhteistoimintaa.



KUVA 18. Simuloitu taajuusvaste

Vahvistinpiiri on suunniteltu ensimmäisen kertaluvun kaistanpäästösuodattimeksi, jonka taajuusvaste on kuvan 18 mukainen. Kuvaan 18 on myös lisätty merkkiviivat osoittamaan 3 dB rajataajuuudet.

$$\text{Rajataajuus (3 dB)} = \frac{1}{2 * \pi * RC} \quad (2)$$

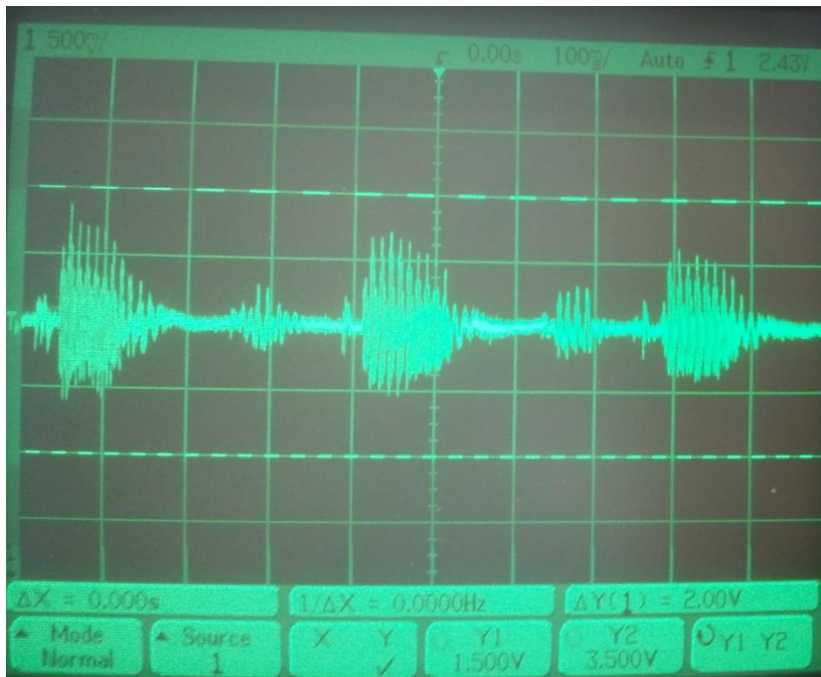
$$\begin{aligned} \text{Alarajataajuus (3 dB)} &= \frac{1}{2 * \pi * 1000 \Omega * 1 \mu F} \\ &= \underline{159,15 \text{ Hz}} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Ylärajataajuus (3 dB)} &= \frac{1}{2 * \pi * 100 pF * 470 k\Omega} \\ &= \underline{3386,27 \text{ Hz}} \end{aligned}$$

Kaavasta 2 saadaan laskettua vahvistimen kolmen desibelin rajataajuuudet. Kaistan alarajataajuus on 159 Hz ja ylärajataajuus 3 386 Hz. Koska kyseessä on ensimmäisen asteen suodatin, estokaista on hyvin loiva, mutta tähän sovellukseen tässä vaiheessa riittävä (kuva 18).

Suunnittelussa ja simuloinnissa käytettiin National Instrumentsin Multisim 11.0 -ohjelmaa. Simulointi suoritettiin käyttämällä AC Analysis -toimintoa, joka ajaa kytkennän läpi taajuudet 1 Hz – 100 kHz ja piirtää kuvaajaan desibeli- ja taajuusasteikon sekä itse simulointituloksen eli ulostulosignaalin.

Oskilloskoopilta mitatut sekä Multisimillä simuloitut arvot täsmäsivät, joten vahvistin-kytkentä voitiin saattaa valmiiksi microSD Shieldin kytkentäalustalle.



KUVA 19. Valmiin laitteen A/D-muuntimelle tuleva äänisignaali. Kuvassa y-akselin raja-arvot 1,5 V ja 3,5 V. Signaalissa on näkyvissä puhetta normaalivoimakkuudella.

Todelliset signaalin maksimiampplitudiarvot olivat tilanteen mukaan noin 1 – 4 V.

### 5.2.3 Mikrofonivahvistimen matemaattinen mallinnus ja siirtofunktio

Kytkenän matemaattisen mallinnuksen ja siirtofunktion avulla saadaan todettua vahvistimen teoreettinen toiminta. Siirtofunktio muodostuu vastusten  $R_1$  ja  $R_5$  sekä kondensaattoreiden  $C_1$  ja  $C_2$  kytkennästä. Laplace-muunnoksen avulla voidaan lineaaristen, passiivisten komponenttien impedanssi esittää Laplace-muuttujan  $s$  funktiona.

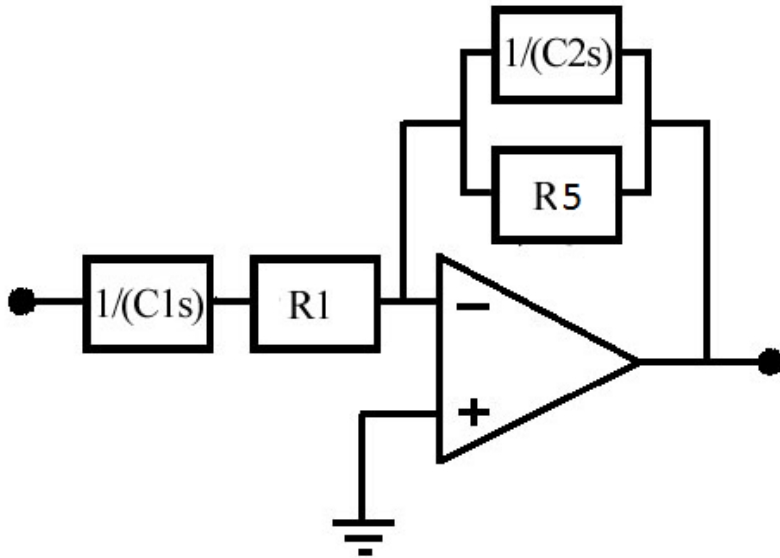
$$\text{Ohmin laki aikatasossa:} \quad U = R * I \quad (3)$$

$$\text{Ohmin laki taajuustasossa:} \quad U(s) = I(s) * Z(s) \quad (4)$$

Vastuksen kompleksinen impedanssi voidaan esittää muodossa  $Z(s) = R$  ja kondensaattorin kompleksinen impedanssi muodossa  $Z(s) = \frac{1}{Cs}$ . Kompleksisten impedanssien käyttämisen etuna on se, että kondensaattori- ja vastusverkot voidaan analysoida käyttäen samaa suhdetta kuin analysoidaessa vastusverkkoja.

Siirtofunktio saadaan pelkistämällä mikrofonivahvistinkytkentä ja laskemalla ulostulojännitteen ja sisään menevän jännitteen suhde. Taajuustason siirtofunktion selvittämiseksi käytetään apuna MATLAB-ohjelmaa.

Ensimmäisenä siirtofunktion selvittämisessä muutetaan kaikki komponentit niiden vastaaviksi kompleksisiksi impedansseiksi. Yksinkertaistamisen vuoksi oletetaan signaalin nollassoksi 0 V, jonka vuoksi vahvistimen plus-napa kytketään maahan.



KUVA 20. Komponenttien kompleksiset impedanssit

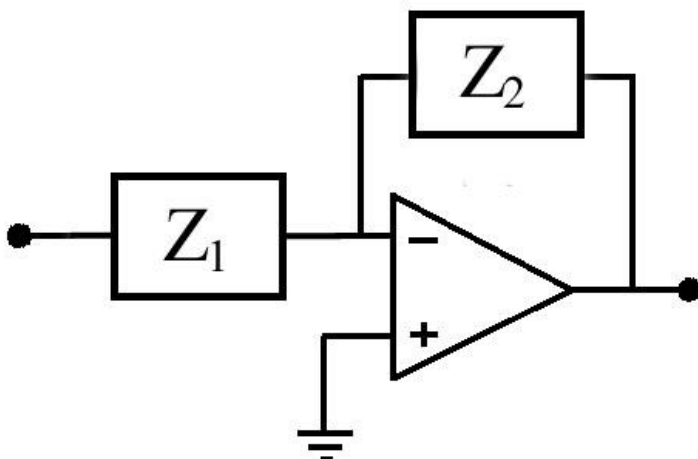
Seuraavaksi supistetaan sarja- ja rinnakkaisverkot. R1 ja C1 voidaan yhdistää vastaavaksi impedanssi Z1:si.

$$Z_1 = R_1 + \frac{1}{C_1 s} = \frac{R_1 * C_1 s + 1}{C_1 s}. \quad (5)$$

R5 ja C2 voidaan yhdistää vastaavaksi impedanssi Z2:si.

$$Z_2 = \frac{1}{\frac{1}{R_5} + C_2 s} = \frac{R_5}{R_5 * C_2 s + 1}. \quad (6)$$

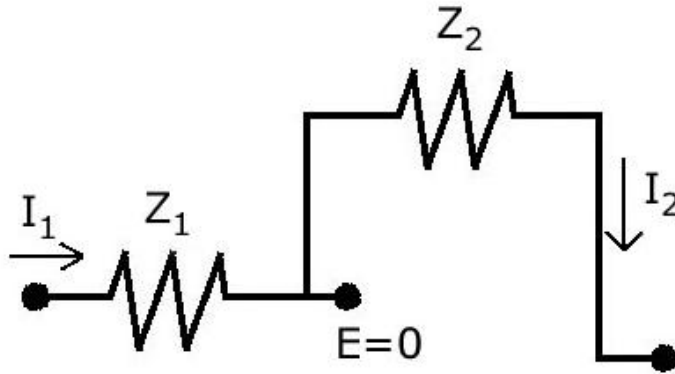
Yksinkertaistamisen jälkeen kytkentä näyttää seuraavalta.



KUVA 21. Yksinkertaistettu kytkentä



Tässä vaiheessa oletetaan opamp-vahvistimen olevan ideaalinen. Ensimmäinen oletus on, että takaisinkytketyssä opamp-vahvistimessa sekä plus- että miinusnapa ovat samassa potentiaalissa (0 V). Toinen oletus on, että kumpikaan napa ei ota piiristä virtaa. Ideaalinen vahvistin supistuu muotoon:



KUVA 22. Ideaalinen opamp-vahvistin

Huomioitavaa on, että impedanssin  $Z_1$  läpi kulkeva virta on yhtäsuuri kuin impedanssin  $Z_2$  läpi kulkeva virta. Ohmin lain mukaan impedanssin  $Z_1$  läpi kulkeva virta on

$$I_1(s) = \frac{E_{in}}{Z_1}. \quad (7)$$

Impedanssin  $Z_2$  läpi kulkeva virta on

$$I_2(s) = \frac{(0 - E_{out})}{Z_2} = \frac{-E_{out}}{Z_2}. \quad (8)$$

Koska  $I_1 = I_2$ , saadaan

$$\frac{E_{in}}{Z_1} = \frac{-E_{out}}{Z_2}. \quad (9)$$

Järjestelemällä yhtälö saadaan ulostulojännitteen ja sisään menevän jännitteen suhde.

$$\frac{E_{out}}{E_{in}} = -\frac{Z_2}{Z_1}. \quad (10)$$

Vaihtamalla  $Z_1$  ja  $Z_2$  komponentteihin, saadaan siirtofunktio.

$$\frac{E_{out}}{E_{in}} = -\left(\frac{C_1 s}{R_1 * C_1 s + 1}\right) * \left(\frac{R_2}{R_2 * C_2 s + 1}\right). \quad (11)$$

Kun funktio on valmis, voidaan se syöttää MATLAB:iin komponenttien arvojen ohella.

```
>> R1=1000; R2=470000; C1=1E-6; C2=100E-12;
>> s = tf('s')
```

*Transfer function:*

*s*

Seuraavaksi syötetään siirtofunktio MATLAB:iin. Siirtofunktion ja komponenttien arvojen avulla MATLAB laskee taajuustason siirtofunktion.

```
>> opamp_tf = -(C1*s/(R1*C1*s+1))*(R2/(R2*C2*s+1))
```

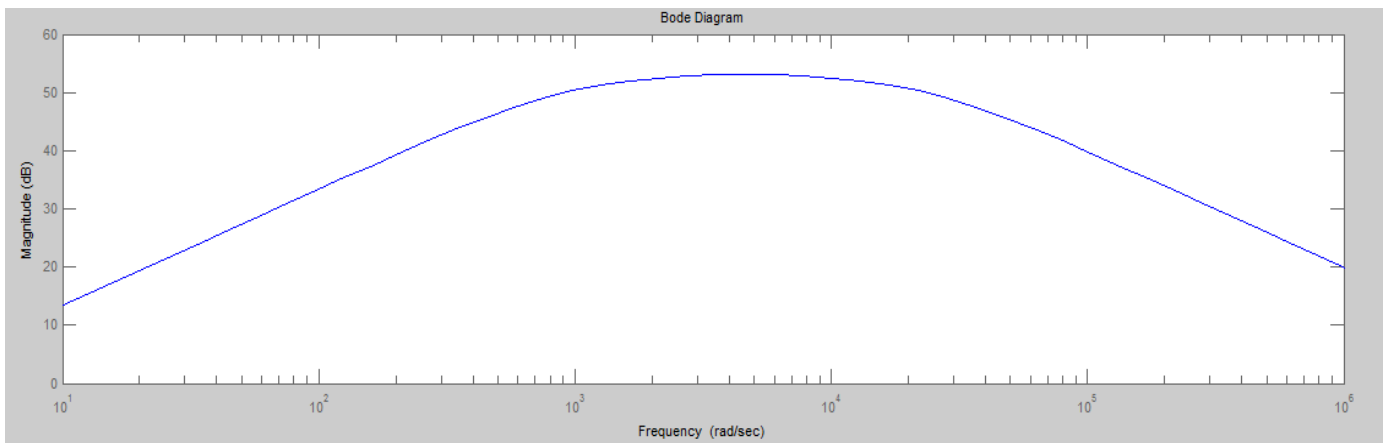
*Transfer function:*

*-0.47 s*

```
-----  
4.7e-008 s^2 + 0.001047 s + 1
```

Piirretään siirtofunktiosta taajuusvaste ja verrataan sitä simuloituun taajuusvasteeseen (Kuva 18).

```
>> bode(opamp_tf)
```



KUVA 23. Bode-diagrammin vahvistuskuvaaja

Simuloitu ja siirtofunktion avulla kuvattu taajuusvaste ovat likipitään samanlaisia, joten matemaattinen mallinnus on yhtä niin simuloituna kuin varsinaisen vahvistimenkin kanssa. Apuna matemaattisessa mallinnuksessa on käytetty William C. Messnerin ja Jason Smokerin tekemää MATLAB-opasta. Lähde: (Messner, W.C. & Smoker, J. 2011.)

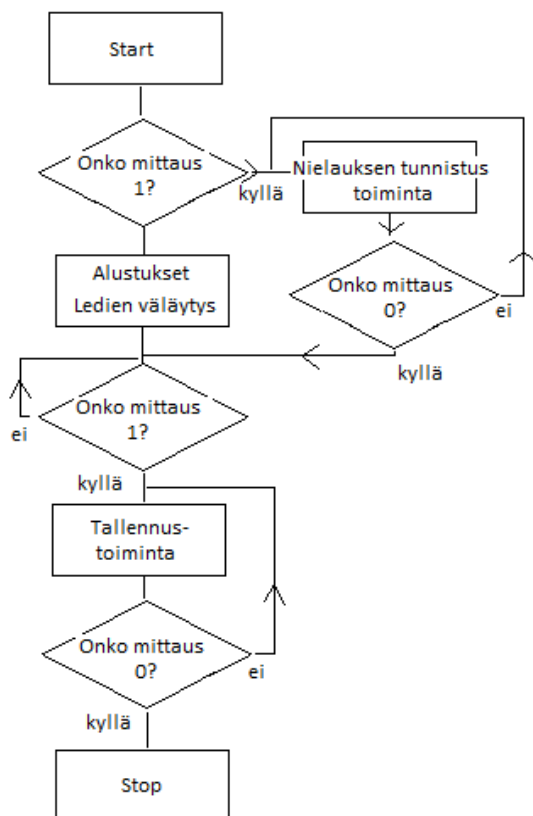
### 5.3 Kustannusarvio

Kustannusarvio (liite 3) on laskettu ajatellen yhtä valmista prototyyppiä. Suurimmat menoerät ovat Arduino Mega -kortti, microSD Shield sekä kurkkumikrofoni, kattaen yhteensä yli kolmanneksen koko laitteen hinnasta.

## 6 OHJELMISTOSUUNNITTELU

Ohjelmointi suoritettiin Arduino-0022-tekstieditorilla, joka kommunikoi suoraan mikrokontrollerin kanssa. Sillä voitiin ajaa koodi (liite 2) suoraan laitteeseen ja sarjaliikennemonitorin kautta tarkastella ohjelman etenemistä sekä tulostaa tarvittaessa rekistereiden tai muuttujien arvoja näytölle.

Ohjelmistosuunnittelu tehtiin kahdessa vaiheessa: Ensimmäisessä vaiheessa suunniteltiin tallennustoiminto, joka pelkäästään tallensi A/D-muuntimelta tulleen signaalin muistikortille halutulla näytteenottotaajuudella. Tällöin voitiin varmistaa itse mikrofonikytkennän ja muistikortin toiminta sekä signaalin laatu ja mahdolliset häiriöt. Toisessa vaiheessa suunnitteluun otettiin mukaan algoritmin kehitys eli tunnistustoiminto, joka onnistuneen nielaisun tapahtuessa tunnistaisi sen ja ilmoittaisi käyttäjälle väläyttämällä kannessa olevaa vihreää lediä.



KUVA 24. Vuokaavio laitteen toiminnasta yleisellä tasolla

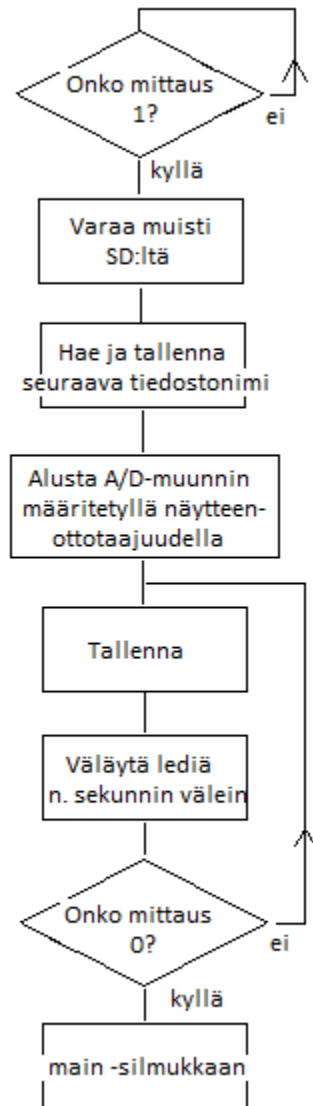
## 6.1 Tallennustoiminto

Tallennustoiminto pohjautuu Arduinolle saataviin valmiisiin kirjastofunktioihin, joissa data tallennetaan muistikortille. Muistikortti voi olla joko SD- tai SDHC-tyyppinen eli kooltaan 512 MB:sta aina useisiin gigatavuihin asti. Kuitenkin käytön kannalta suositeltava koko on 2 GB.

Ohjelmakoodin alussa määritellään define-lauseilla mm. haluttu näytteenottotaajuus ja maksimi tiedostokoko, jonka mukaan ennen tallennusta muistikortilta varataan muistitila, johon data tallennetaan. Varattavaksi muistin kooksi voidaan määritellä joko 100 MB tai 1 GB. Muistia ohjelma varaa muistikortilta sektori kerrallaan tarvittavan määrän. Yhden sektorin koko on 512 kB. Ohjelmassa varataan 100 MB muistitilaa, koska 8 kHz näytteenottotaajuudella ja 8 b tarkkuudella se riittää hyvin tarvittaviin tallennuksiin.

$$\begin{aligned}
 \text{Ääninäytteen pituus} &= \frac{100MB}{(8kHz*8b*60*60)} && (12) \\
 &= \frac{838\,860\,800\,b}{(64\,000\frac{b}{s}*3600)} \\
 &= \underline{\underline{3,6\,tuntia}}
 \end{aligned}$$

Kaavasta 12 voidaan laskea varatun muistikoon, näytteenottotaajuuden ja näytteen resoluution perusteella suurimman mahdollisen ääninäytteen pituus. Koska laitetta on tarkoitettu käytettäväksi yksi tunti kerrallaan, kolmen tunnin tallennusmahdollisuutta voidaan pitää riittävänä myös vaativissa olosuhteissa. Muistikortin koon mukaan täytyy tallennettu data siirtää talteen tietokoneeseen ja alustaa kortti uutta käyttöä varten.



KUVA 25. Laitteen tallennustoiminnon vuokaavio

Kun laite käynnistetään, se väläyttää molempia ledejä kolme kertaa merkiksi käyttäjälle onnistuneesta virran kytkemisestä. Tämän jälkeen ohjelma jää odottamaan mittauskytkimen laittamista asentoon 1. Kun mittauskytkin laitetaan asentoon 1, alkaa laite nauhoittaa mikrofonilta saamaansa ääntä määritetyillä tiedoilla muistikortille. Nauhoite tallentuu muistikortille wav-tiedostomuotoon. Tällöin vihreä ledi vilkkuu merkiksi siitä, että tallennus on käynnissä. Kun käyttäjä laittaa mittauskytkimen asentoon 0, tallennus loppuu ja vihreä ledi lopettaa vilkkumisen. Tällöin ohjelma jää odottamaan mahdollista uutta tallennuskomentoa.

Ennen tallennuksen aloittamista ohjelma käy läpi muistikortilla jo mahdollisesti olevat äänitiedostojen nimet ja nimeää uuden tallennettavan tiedoston seuraavalla juokse-

valla numerolla. Tiedostonimet alkavat "track000" ja loppuvat "track254", eli muistikortilla voi olla yhteensä 255 äänitiedostoa.

Tallenteet voidaan nauhoituksen jälkeen siirtää tietokoneelle ja analysoida esimerkiksi MATLAB:n tai Goldwaven äänenkäsittelyohjelman avulla.

## 6.2 Tunnistustoiminto

Tunnistustoiminto pohjautuu nielausäänelle tyypillisiin taukoihin. Näitä taukoja etsitään mittarin ollessa tunnistustoiminnossa. Kuten kuvasta 7 oli nähtävissä, nielauselle tyypillistä tauotusta ei ole esimerkiksi puheessa, minkä vuoksi nielaus sisältämiä taukoja voidaan käyttää hyväksi nielausun tunnistuksessa. Nielausäänen tauot perustuvat nielausun vaihemaisuuteen eli nieltävän aineksen kulkuun nielussa. Tyypillisestä nielaususta on tutkimuksien mukaan havaittavissa ääni, jossa on kaksi selvää osaa (Shirazi & Moussavi 2011,1 - 2).

### 6.2.1 Signaalianalyysin tulokset

Omien signaalianalyysien perusteella nielausäänen vaiheittainen eteneminen perustuu 2–4 yksittäiseen ääneen nielausta kohden, joiden amplitudi nousee 2,75 – 3,75 V välille. Tämä tarkoittaa 10-bittisellä A/D-muunnoksella mitattuna amplitudiarvoja 563 – 767. Edelleen signaalin nollassa on 2,5 V eli 512. Myös näiden äänien välinen aikaero vaihtelee. Lyhimmillään se on noin 60 ms ja pisimmillään 450 ms. A/D-muuntimen näytteenottotaajuus on 8 246 Hz, mikä siis tarkoittaa, että A/D-muunnos ja koodin laskurivi päivittyvät 121  $\mu$ s välein. Laskuri siis saa arvoja välillä 494–3 710. Jos äänen peräkkäiset amplitudipiikit sattuvat tälle aikavälille, voidaan olettaa, että nielausu on tapahtunut ja antaa siitä biofeedback ledillä käyttäjälle. Tarkka nielausun tunnistus edellyttää hiljaista mittausympäristöä, mitattavan henkilön hiljaa oloa sekä liikkumattomuutta, jotta mahdollisilta häiriöääniltä vältytään.

Kun otetaan mukaan signaalin 2,5 V alapuolella oleva osuus, päästään vielä hieman parempaan tarkkuuteen. Taulukosta 2 nähdään lopulliset signaalianalyysin mukaiset tulokset, joita on käytetty nielausun tunnistuksen ohjelmoinnissa. Nämä ovat siis onnistuneen nielausun määritellyt raja-arvot. Amplitudit vastaavat nielausun äänenvoimakkuutta ja laskurin arvot sen kestoja. Kun ääni täyttää nämä raja-arvot voidaan olettaa nielausun tapahtuneen ja väläyttää lediä merkinä onnistumisesta.

TAULUKKO 2. Signaalianalyysistä saadut nielaisun tunnistuksen referenssiarvot

Signaalin yläosan amplitudi		Signaalin alaosan amplitudi		Laskurin arvo	
max	min	max	min	max	min
767	563	257	461	3710	494

Käytännössä kuitenkin raja-arvoja on testien perusteella hieman muutettu. Jos ajatellaan testitilanteen olevan hiljainen ja potilaan liikkumaton niin voidaan laitteen herkkyyttä kasvattaa lisäämällä havainnoitavaa amplitudialuetta yhteensä 25 %. Myös mahdollinen mikrofonin hieman väärään kohtaan asettaminen voi pienentää nielaisusta kuuluvaa ääntä. Lisäksi kun mietitään tulisiko lopullisen laitteen olla kalibroituavissa niin tämä varmuusmarginaali antaa tietoa myös siitä. Jos varmuusmarginaali ei riitä tarvittavaan tarkkuuteen eri potilaiden välillä, on järkevää tehdä laitteesta kalibroituava. Näin ollen laskemalla signaalianalyysin perusteella saatujen amplitudiarvojen väliseen havainnointialueeseen 25 % lisää saadaan:

$$\begin{aligned} \text{Uusi havainta-alue} &= (767 - 563) * 1,25 && (13) \\ &= \underline{255}. \end{aligned}$$

Näin ollen havainta-alue kasvoi 51 eli havainnan ala-arvoa voidaan pienentää 25,5 sekä yläarvoa kasvattaa saman verran. Sama havaintovälin kasvatus tehdään myös signaalin nollatason alapuoliselle osalle.

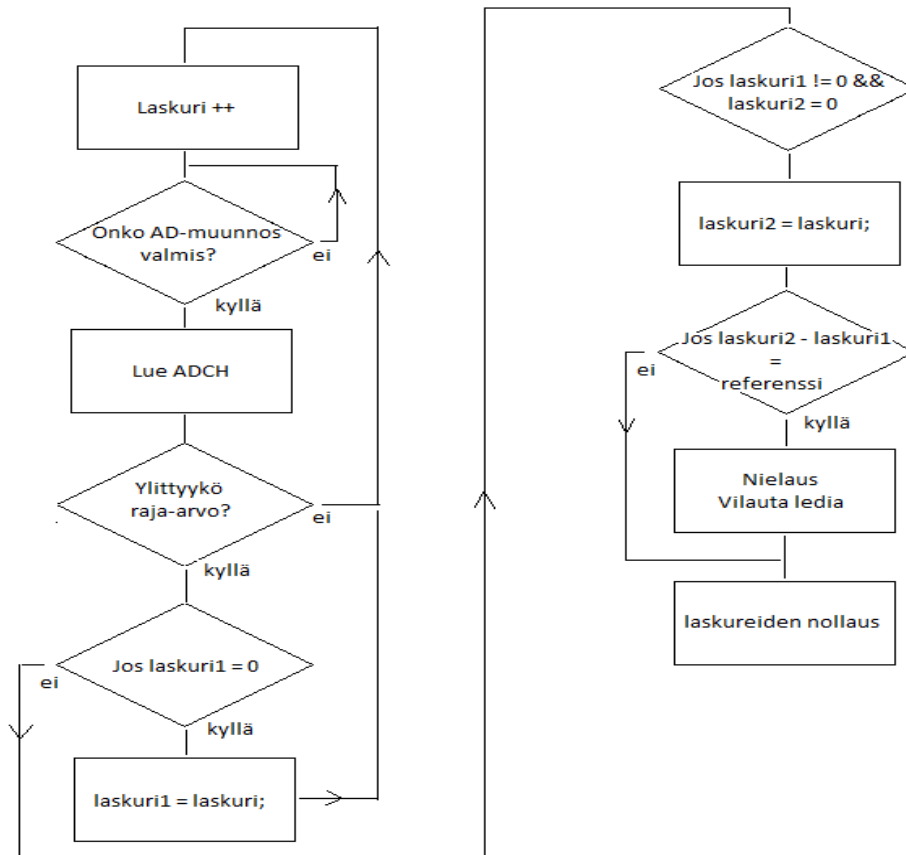
TAULUKKO 3. Varmuusmarginaalin (25%) mukaan lasketut raja-arvot

Signaalin yläosan amplitudi		Signaalin alaosan amplitudi		Laskurin arvo	
max	min	max	min	max	min
<b>793</b>	<b>537</b>	<b>231</b>	<b>486</b>	3710	494

Laskurin havainta-alueen muokkaamisen ei huomattu olevan tarpeellista, koska onnistunut nielaus pysyy analyysien mukaan näiden rajojen sisällä eikä laskurin havainta-alue ole altis mm. mikrofonin asetteluvirheille.

### 6.2.2 Tunnistustoiminnan eteneminen

Seuraavassa kappaleessa tutustutaan nielaisun tunnistustoiminnan vuokaavioon (kuva 22) sekä tunnistustoiminnon toimintaan.

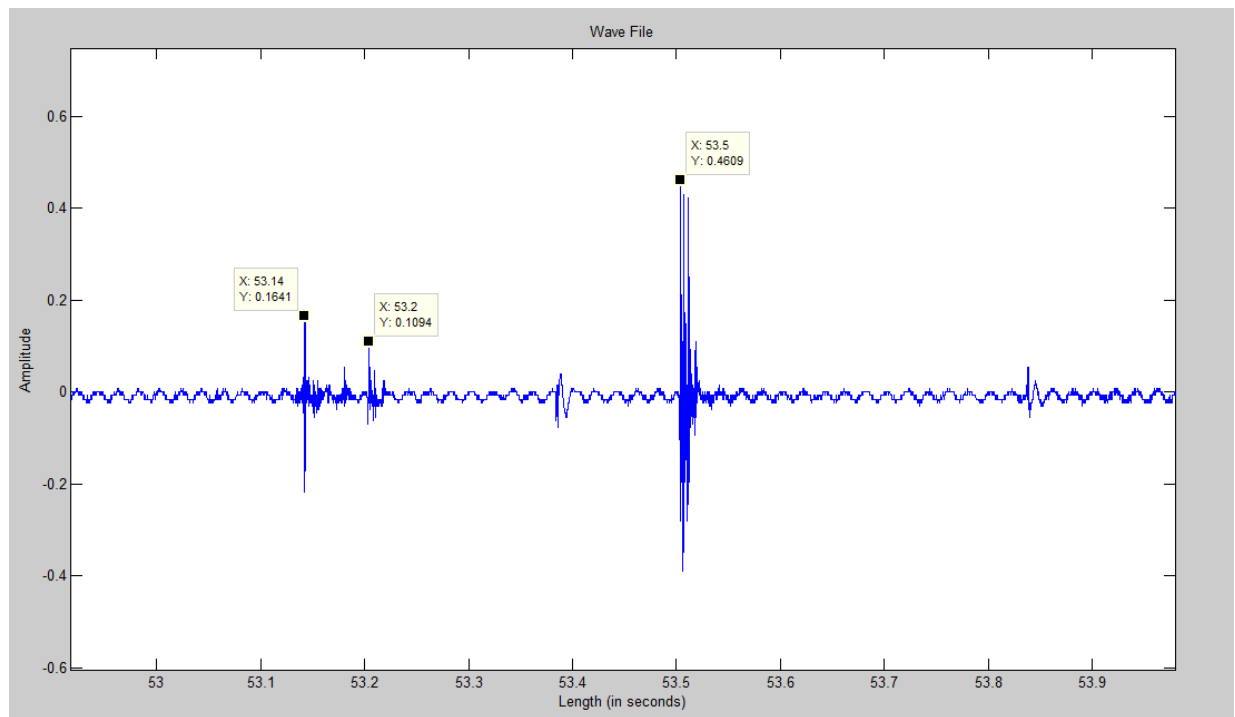


KUVA 26. Laitteen tunnistustoiminnon vuokaavio

Nielaisun tunnistusalgoritmi etenee seuraavasti. Ohjelma etsii 8 248 Hz taajuudella päivityvästä A/D-muuntimen tulosrekisteristä tietyn rajan ylittäviä amplitudipiikkejä. Kun piikki tämän rajan ylittää tallennetaan laskurin arvo talteen, joka kasvaa A/D-muunnoksien tahdissa aina yhdellä. Tämä laskuri kasvaa kunnes tulee toinen määritetyn rajan ylittävä amplitudipiikki, jolloin tallennetaan laskurin uusi arvo. Tämän jälkeen laskureiden arvoja eli amplitudipiikkien välistä aikaa vertaillaan tallennettuun referenssiarvoon ja jos se on referenssiarvojen sisällä, voidaan olettaa nielaisun tapahtuneen ja väläyttää vihreää lediä. Tässä yhteydessä myös alustetaan laskurit, jotta seuraavan nielaisun tunnistus voidaan suorittaa. Jos taas laskureiden arvot eivät vastaa referenssiarvoja, alustetaan vaan muuttujat eikä lediä näin ollen väläytetä.

Ideana nielaisun tunnistuksessa on siis se, että ohjelma ikkunoi signaalia edellä mainituilla raja-arvoilla ja kahden signaalipiikin tälle alueelle sattuessa ilmoittaa onnistuneesta nielaisusta.





KUVA 27. Potilaan nieläus kurkun sivulta tallennettuna

Kuvassa 27 on potilasdatasta saatu nieläusääni, jossa erottuu kaksi selkeää piikkiä ja yksi heikompi piikki amplitudissa. Kahden selkeämmän piikin aikaero on noin 0,36 sekuntia. Tämä ero signaalianalyysien perusteella vaihtelee noin 0,1 – 0,4 sekunnin välillä.

Dysfagiapotilailla on yleistä, että nieläusääni on kovempi, koska sylkeä kertyy enemmän johtuen vähäisemmistä nieläisumääristä. Tätä voidaan osaltaan verrata terveen ihmisen nieläisuun juotaessa esimerkiksi vettä pieniä suullisia. Tällä tavalla mittaria on myös testattu kun testattavana on ollut terve henkilö.

## 7 LAITTEEN PROTOTYYPIN TOIMINTA

Tässä luvussa tutustutaan laitteen prototyypin toimintaan. Tarkemmasta laitteen ohjekirjasta (liite 4) löytyy myös ohje mikrofonin kaulalle asettamisesta.

### 7.1 Toiminta yleisesti

Mittarin toiminta yleisellä tasolla koostuu kahdesta erillisestä toiminnosta, tallennustoiminnosta sekä tunnistustoiminnosta. Näiden toimimiseksi on laitteessa kaksi kytkintä, kaksi lediä sekä microSD-muistikorttipaikka (kuva 15). Laitteessa on virtalähteenä 9 V paristo, joka sijaitsee yhdessä muistikortin kanssa kannen alla (kuva 16). Pariston vaihtamiseksi sekä muistikortin poistamiseksi on kansi nostettava pois paikaltaan.

Pariston vaihtoväli on noin kaksi täyttä mittauspäivää eli laite olisi tällöin käytössä kolme tunnin mittauksia per päivä. Laitteen virrankulutus on noin 10 mA ja ajatellen hieman paremman alkaline-pariston kapasiteettia, joka on noin 600 mAh, saadaan:

$$\begin{aligned} \text{Käyttöaika} &= \frac{600 \text{ mAh}}{10 \text{ mA}} && (14) \\ &= \underline{6 \text{ tuntia}} \end{aligned}$$

kuuden tunnin käyttöaika paristoa kohti. Normaalit paristot ovat kapasiteetiltaan heikompia kuin esimerkiksi ladattava akut, joten niiden käyttö on myös mahdollista ja mahdollistaa pidemmät mittausajat.



Kuva 28. Prototyyppi sekä kurkkumikrofoni

Napsauttamalla virtakytkin asentoon 1 sulkeutuu pariston sekä käyttöjännitteen sisääntulon välinen virtapiiri ja laite kytkeytyy päälle. Tunnistustoiminto käynnistyy kun napsautat mittauskytkimen asentoon 1 ennen virran kytkentää ja sammuu napsauttamalla mittauskytkin takaisin asentoon 0. Tunnistustoiminnon aikana vihreä ledi välhtää kun laite tunnistaa nielaisun. Tallennustoiminto taas lähtee päälle napsauttamalla mittauskytkin asentoon 1 laitteen ollessa päällä, jolloin vihreä ledi alkaa vilkkua. Tallennustoiminto sammuu kun napsautat mittauskytkimen takaisin asentoon 0. Yhdellä muistikortin alustuksella voit muistikortin koosta riippuen tallentaa 255 äänitiedostoa, tämän jälkeen on data siirrettävä tarpeen mukaan tietokoneelle ja alustettava muistikortti. Kun tarvittavat mittaukset on suoritettu, mittarin voi sammuttaa napsauttamalla virtakytkin asentoon 0.

## 7.2 Laitteen tarkkuus laboratorio-olosuhteissa

Laboratoriotestaus on suoritettu hiljaisissa olosuhteissa, jossa ei ole ollut ylimääräisiä häiriöääniä, käyttäen laitteen tunnistustoimintoa. Laitteeseen on ohjelmoitu käytössä oleva 25 %:n varmuusmarginaali. Testaus on suoritettu käyttäen neljää tervettä henkilöä. Testihenkilöille on annettu ohjeeksi ottaa suuhun pieni määrä vettä ja nielaista

se. Tällä saadaan simuloitua dysfagiapotilaiden suuremman sylkimäärän nielausta, joka johtuu potilaiden vähäisemmistä nielausmääristä. Testihenkilöt ovat saaneet täytettäväkseen yksinkertaisen kyselyn, johon he ovat merkinneet onnistuneesti tunnistetut nielaisut, nielaisut joita laite ei ole tunnistanut ja väärät tunnistukset.

Onnistuneet tunnistukset ovat nielaisuja, jotka laite on havainnut ja antanut lediä väläyttäen käyttäjälle biofeedbackin. Tunnistamattomat nielaisut on laskettu sen mukaan mitä nielaisuja laite ei ole havainnut. Väärät tunnistukset taas ovat ledin väläytyksiä, joihin ei ole liittynyt nielausta. Väärät tunnistukset johtuivat pääosin veden hörppäykseen liittyvistä äänistä ja yskäisyistä. Näitä ei ole otettu huomioon laskettaessa laitteen tarkkuutta.

#### TAULUKKO 4. Laitteen tarkkuus laboratorio-olosuhteissa

Oikean tunnistetut	Ei-tunnistetut	Väärin tunnistetut	Nielauksia yhteensä	Tarkkuus (%)
116	41	18	157	<b>73,8</b>

Laitteen tarkkuus on laskettu jakamalla oikeiden tunnistusten lukumäärä (116) nielausten yhteismäärällä (157), näin on saatu laitteen tarkkuudeksi laboratorio-olosuhteissa 73,8 %.

Eri henkilöiden välinen tarkkuus vaihteli 59 %:sta 86 %:iin. Tämä tulos viittaa siihen, että laitteen kalibrointitoiminnon lisääminen antaisi tarkempia yksilökohtaisia tuloksia. Kalibroinnilla voitaisiin saavuttaa kaikille testattaville henkilöille parempi käyttäjäkohtainen tarkkuus, parantaen näin laitteen kokonaistarkkuutta.

Laboratoriossa mitattu tarkkuus antaa tiedon miten laite käyttäytyy ideaaliolosuhteissa, jossa ei ulkopuolisia häiriöitä ole. Todellisuudessa laitetta käytetään mm. potilaan huoneessa, jossa ulkopuolisia häiriöitä voi esiintyä. Tässä vaiheessa potilastestausta ei ole voitu suorittaa, potilaiden puutteesta johtuen.

Tässä tilanteessa testattavat henkilöt ovat siis olleet terveitä ja silti tarkkuus on vaihdellut suhteellisen paljon. Laitteen tarkkuus korostuu sen ollessa kuntoutuskäytössä dysfagiapotilailla, joilla on dysfagian vaikeudesta riippuen erilaisia nielaisuja. Tällöin 25 %:n varmuusmarginaalikaan ei välttämättä riitä vaan laitteen kalibrointi jokaiselle potilaalle tulee välttämättömäksi.

## 8 TESTAUS JA PALAUTE

Testaus on suoritettu yhteistyössä Neuronin kanssa, joka on kuopiolainen aivohalvaukspotilaiden kuntoutuskeskus. Testaus on suoritettu kahdessa vaiheessa: Ensimmäisessä vaiheessa on suoritettu toiminnallisuustestaus sekä tallennustoiminnon testaus eli verifiointitestaus. Toisessa vaiheessa on suoritettu varsinainen testaus, jossa mukana on ollut tunnistustoiminnon testaus. Tässä validointitestauksessa on siis testissä valmis prototyyppi. Molemmissa vaiheissa on ollut mukana laitteen ohjekirja, josta on myös kerätty palautetta. Palautekysely ja sen tulokset ovat liitteenä 5.

### 8.1 Verifiointitestaus

Ensimmäisen testausvaiheen tarkoitus oli selvittää laitteen toiminnallisuuteen liittyviä asioita yleiseltä tasolta lähtien. Tähän kuuluivat mm. laitteen käytön helppous, koko, kytkimien, ledien ja liittimen asettelu, kannen aukaiseminen ja kiinni laittaminen ja hyöty terapiassa. Toiminnallisuuden lisäksi testissä oli laitteen tallennustoiminto. Tallennustoimintoa testattiin kolmella eri näytteenottotajajuudella kahdesta eri kohdasta kaulaa, kurkun sivulta sekä solisluiden väliseltä alueelta (suprasternal notch). Tallennusajat vaihtelivat 5 minuutista 14 minuuttiin. Tarkoituksena oli myös saada potilasdataa eli nielaisuja tallennettua mahdollisimman paljon, jotta ohjelmistosuunnittelun toinen vaihe eli nielaisun tunnistusalgoritmin ohjelmointi voitaisiin aloittaa. Testin tarkoituksena oli siis selvittää, toimiiko laite spesifikaatioiden mukaan.

Verifiointitestauksesta saatu palaute oli positiivista. Laite toimi toivotulla tavalla eikä ongelmia ollut. Tuloksena saatiin useiden kymmenien minuuttien äänitallenteita, joista saatiin arvokasta tietoa nielaisuista. Saadun tiedon avulla päästiin toteuttamaan nielaisun tunnistusalgoritmi. Tähän algoritmiin on laskettu varmuusmarginaali (kappale 6.2 Tunnistustoiminto), jotta voidaan testata, toimiiko tunnistus samoilla arvoilla myös muita potilaita testattaessa. Jos algoritmi ei toimi tarpeeksi tarkasti, täytyy pohdita laitteen jatkokehityksessä kalibroinnin tarvetta.

### 8.2 Validointitestaus

Testauksen toiseen vaiheeseen mukaan on tullut nielaisun tunnistus, minkä vuoksi laitteen toiminnallisuutta on hieman muutettu. Tässä vaiheessa on kyse siis valmiista

prototyypistä, jonka lopullista toimintaa on tarkoitus testata mahdollisimman laajasti. Testin tarkoituksena oli todeta, täyttääkö laite kaikki sille asetetut alkuperäiset vaatimukset.

Tarkoituksena oli saada selville laitteen todellinen hyöty kuntoutustilanteessa. Tätä varten on laitteella suoritettu tallennustestejä sekä laboratoriossa tarkkuustesti (kapale 7.2 Laitteen tarkkuus laboratorio-olosuhteissa). Tarkkuustestin aikana on laskettu onnistuneet nielaisut, laitteen tunnistamat nielaisut, väärin tunnistetut nielaisut sekä ei-tunnistetut nielaisut. Lisäksi pohdittiin, mistä esimerkiksi mahdolliset väärät tunnistukset ovat johtuneet. Testin lopputuloksena saatiin laskettua laitteen tarkkuudelle keskiarvo sekä sen lisäksi arvokasta tietoa mm. mikrofonin toiminnasta.

Validointitestausta varten laite annettiin myös Neuronille testattavaksi, jotta henkilökunta omatoimisesti voisi tutustua laitteeseen sekä käyttää sitä ja antaa palautetta. Testaukseen annettiin laajat ohjeet sekä laitteen käyttöohjeet (liite 4).

### 8.3 Palaute

Palaute oli kokonaisuudessaan positiivista (liite 5). Kritiikkiä tuli lähinnä kotelon koosta sekä sen ylimääräisistä luukuista, jotka voivat häiritä käyttäjää. Muuten laite sai kotelonsa ja mikrofonin puolesta positiivista palautetta. Käyttäjät olivat sitä mieltä, että laite on helppo pitää mukana mm. pyörätuolissa tai sängyn reunalla ja laitteen käyttöliittymä on tarpeeksi selkeä. Käyttäjien mielestä laite on nopeasti käyttövalmis eikä vaadi kovin monta ylimääräistä toimenpidettä ennen käytön aloittamista.

Palautekyselyn mukaan käytettävyys hoitotilanteessa riippuu potilaasta. Jos potilaan nielaisut ovat tarpeeksi näkyviä tai kuuluvia, laite antaa lisävarmennuksen onnistuneesta nielaisusta. Jos taas potilaan nieläus on hiljainen tai huonosti näkyvissä, pysyy laite havaitsemaan sen mitä ihminen ei pysty. Toisaalta hoitohenkilökunnan on joka tapauksessa helpompi seurata ledin välähdystä kuin tarkkailla potilaan kurkun liikkeitä tai kuunnella potilaan nieläusääniä. Laite siis on käyttökelpoinen ja auttaa hoitohenkilökuntaa dysfagian tunnistamisessa.

Palautekyselyn lisäksi haastateltiin Neuronin puheterapeuttia. Haastattelussa kysyttiin hänen mielipiteitään laitteesta. Kysyttäessä kaulamikrofonin muotoilusta ja asettelun helppoudesta hän oli asettelun helppouden kannalla. Hänen mielestään raken-

teeltaan kaulan ympärille kaartuva ratkaisu on paras, koska se on helppo asetella, pysyy hyvin paikoillaan ja sen asentoa on helppo korjata tarpeen mukaan.

Puheterapeutin mukaan laitteen antama varmistus ja tieto nielaisusta ovat tärkeitä. Näiden tietojen perusteella voidaan potilaalle esimerkiksi ruveta antamaan nestemäisen ruoan sijasta sakeampaa ruokaa ja edetä näin kuntoutumisessa. Lisäksi voidaan vertailla mm. syömiseen kuluvaa aikaa ja sen sisältämiä nielaisuja kuntoutumisen edetessä.

Puheterapeutin mukaan potilaiden erilaisuudet tulevat ilmi myös nielauksissa. Toisilla voi esimerkiksi syljeneritys olla runsaampaa ja nielaisut siten voimakkaampia kuin toisilla. Kysyttäessä häneltä laitteen mahdollisesta kalibroinnista vastaus oli kalibroinnin kannalla. Tällöin laite saataisiin yksilöityä jokaiselle potilaalle erikseen potilaan kuntoutumisasteen mukaisesti. Kalibrointi olisi siis varmuusmarginaalia ja kiinteitä arvoja parempi ratkaisu. Kalibrointi voisi kyselyn mukaan tapahtua esimerkiksi tallennetun datan ja havaitun nielemisen yhteneväisyyksiä tarkastelemalla ja tekemällä algoritmiin säädöt näiden perusteella.

Palaute oli kaiken kaikkiaan hyvää ja rakentavaa. Palautteen pohjalta voidaan rakentaa laitteesta entistä toimivampi ja helppokäyttöisempi. Palautteesta poimittuja jatkokehitysideoita on pohdittu lisää Jatkokehitys-luvussa.

## 9 LOPPUTULOKSET

Opinnäytetyön tuloksena valmistui toimiva nielemisrefleksin seurantalaitteen prototyyppi, joka tallentaa ääntä 8 kHz näytteenottotaajuudella sekä tunnistaa nielaisun. Laitte on alkuperäisten tavoitteiden mukainen ja näin ollen täyttää työn tilaajan Neurotech Oy:n tekniset vaatimukset. Laitte toimii laboratorio-olosuhteissa 73,8 % tarkkuudella.

Lisäksi on laadittu jatkokehitysideoita, jotka ovat hyödyllisiä laitteen käytön sekä kehittämisen kannalta.



## 10 JATKOKEHITYS

Tässä luvussa tarkastellaan laitteen jatkokehitysmahdollisuuksia.

### 10.1 Yleinen kehitys

#### Korjausehdotusten mukainen kehitys

Jatkokehityksen yhtenä tärkeimmistä asioista on puheterapeuttien sekä muiden asiantuntijoiden mielipiteiden ottaminen tarkkaan harkintaan. Mahdollisuuksien mukaan voidaan ottaa ehdotukset ja ideat mukaan seuraaviin prototyyppeihin.

#### Virransäästö

Jatkokehityksessä tulisi paneutua myös virransäästöön, jotta laitteen käyttöaika pitenisi. Tällä hetkellä yhden pariston käyttöaika on noin kuusi tuntia, mikä tarkoittaa kahden päivän mittauksia, jos laitetta käytetään päivässä kolme tunnin jaksoa. Yhtenä vaihtoehtona voisi olla korkeampikapasiteettisten akkujen käyttö. Korkeampikapasiteettisuus ei tosin vaikuta laitteen virrankulutukseen vaan ainoastaan yhden latauksen käyttöaikaan.

Virransäästöön liittyen tulisi laitteessa olla pariston loppumisen ilmaisim. Se ilmoittaisi kun pariston jännite menee alle 7 V, joka on Arduinon suositellun käyttöjännitteen alaraja. Yksi ratkaisu ilmaisimen toteuttamiseksi olisi yksinkertainen jännitteenjakokytkentä, joka tuotaisiin A/D-muuntimen vapaaseen porttiin ja josta tarkistettaisiin jännitearvo ennen jokaista mittausta.

#### Elektromekaniikan kehitys

Elektromekaniikan osalta arvioidaan laitteen koon pienentämistä, jotta se kulkisi entistäkin paremmin potilaan mukana. Tätä varten on kehitetty Arduino Mega2560:stä pienempi piirilevy samoilla ominaisuuksilla (JK Devices 2011).

Yksi vaihtoehto mm. kotelon koon pienentämiseksi on käyttää valmista Arduinolle tehtyä ääniliitäntää esimerkiksi ShiftyVU-shieldiä. Tämä mahdollistaa useiden eri mikrofonien kytkemisen tähän lisäosaan helpottaen elektroniikan suunnittelua (Macetech 2011).

Tämän lisäksi selvitetään muistikortin sekä pariston helpompaa vaihdettavuutta. Tällä saataisiin varsinkin muistikortti paremmin esille esimerkiksi suoraan kotelon kylkeen kiinni, jolloin sen saisi irti ja takaisin paikoilleen ilman kannen avaamista.

### Algoritmin kehitys

Algoritmin kehitys on myös tärkeä osa jatkokehitystä. Tähän kuuluu sen kehittäminen entistä tarkemmaksi ja myös muiden nielaisun tunnistusmahdollisuuksien käyttöönoton arviointi. Algoritmin kehitykseen liittyy myös mahdollisen kalibroinnin lisäys, jolloin laite voitaisiin yksilöidä jokaiselle potilaalle erikseen.

### Kalibrointi

Algoritmin kehityksen lisäksi arvioidaan laitteen kalibroinnin mahdollisuutta jokaiselle potilaalle erikseen. Laitteen kalibroinnilla saataisiin lisätarkkuutta mittauksiin ja se yksilöisi laitteen jokaiselle potilaalle. Yksilöinti edesauttaisi kuntoutusta, koska tapahtuessa kehitystä laite voitaisiin kalibroida taas kehitystä vastaavaksi.

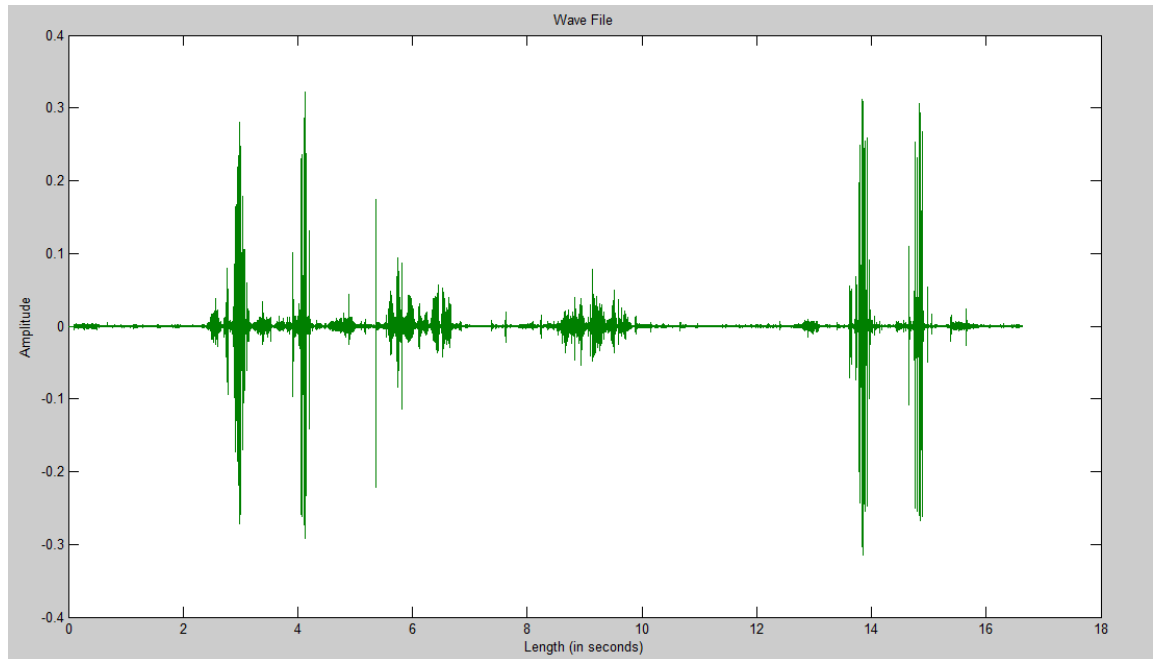
### Lisäanturin käyttöönotto

Jatkokehityksessä arvioidaan myös lisäanturoinnin tarvetta ja käytännöllisyyttä. Lisäanturin, esimerkiksi kiihtyvyyssanturin, lisääminen voisi tarkentaa mittauksia. Toisaalta siitä ei välttämättä ole hyötyä jos potilaalla on paksu kaula, eivätkä nielaisut aiheuta kurkunpäässä näkyvää liikettä.

## 10.2 Selvitys kontaktimikrofonin käytöstä

Testeissä kävi ilmi elektreettimikrofonin puute, joka on taustamelun liiallinen havainta. Gioteckin elektreettimikrofonin toiminta ei perustu kurkun värinän havaitsemiseen

vaan puhtaasti ilman äänivärähtelyn havaintaan. Tämä ominaisuus tuo taustamelun mittauksiin ja näin ollen heikentää laitteen nielaisun tunnistuksen tarkkuutta ja häiritsee tallennuksen puhtautta. Tämän vuoksi selvitetään jo alkuvaiheessa mukana olleen kontaktimikrofonin käytön mahdollisuutta seuraavissa prototyypeissä. Kontaktimikrofoni perustuu piezosähköiseen toimintaan, joka tunnistaa epäsuorasti kurkun pinnan värähtelyä. Kontaktimikrofoni suodattaa siten suurimman osan taustamelusta pois ja tarkentaa mittaustuloksia.



KUVA 29. Kuvassa on Doron kurkkumikrofonilla tallennettuja nielaisuja. Kuvassa on yhteensä neljä nielaisua, kaksi ensimmäistä piikkiä ja kaksi viimeistä piikkiä. Välissä on puhetta, joka jää amplitudiltaan matalammaksi.

Selvästi näkyvät nielaisut sekä pienempiamplitudinen puhe auttavat mm. nielaisun tunnistusalgoritmin käyttöä, koska tällöin voidaan tunnistusparametreja säätää esimerkiksi selvästi ylöspäin. Näin ollen tehtäisiin tunnistus korkeamman amplitudin mukaan ja pienempiamplitudinen puhe voitaisiin näin suodattaa pois.

Markkinoilla on saatavilla kurkkumikrofoneja, useilta eri valmistajilta. Eräässä tutkimuksessa on käytetty IASUS NT -merkkistä kurkkumikrofonia (Sazonov, E. 2008). Nykyään kyseiseltä valmistajalta on saatavilla uudempi versio IASUS NT SniperPRO. Tutkimuksessa käytetty aikaisempi malli voisi ominaisuuksiltaan ja toiminnaltaan olla piezosähköisyyteen perustuva, kuten myös uudempi SniperPRO-malli, mutta valmistaja ei tätä tietoa kerro. Tuote-esittelyssä kerrotaan, että tämä malli ei, tavallisten mik-

rofonien tapaan, havaitse ilman äänivärähtelyä vaan kurkun pinnan värähtelyä, joka tekisi siitä piezosähköisen kontaktimikrofonin. Myöskään ei ole saatavilla tietoa mikrofonin ulostulosignaalista, joten alustavaa kytkentää ei voida simuloida.

Kontaktimikrofonin edut tekevät siitä kuitenkin varteenotettavan vaihtoehdon tuleviin prototyyppeihin, sillä taustamelun suodatus ja muut ominaisuudet tekevät siitä heikon nielausäänen tallennukseen elektreettimikrofonia paremman.

## LÄHTEET

Aaltonen, L-M. et al. 2009. *Dysfagia – Moniammatillinen haaste*. Verkkodokumentti. Duodecim [viitattu 22.1.2011]. Saatavissa:

[http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/etusivu?p\\_p\\_id=dlehtihaku\\_view\\_article\\_WAR\\_dlehtihaku&p\\_p\\_action=1&p\\_p\\_state=maximized&p\\_p\\_mode=view&dlehtihaku\\_view\\_article\\_WAR\\_dlehtihaku\\_spaget=/portlet/action/dlehtihakuartikkeli/viewarticle/action&dlehtihaku\\_view\\_article\\_WAR\\_dlehtihaku\\_tunnus=duo98183&dlehtihaku\\_view\\_article\\_WAR\\_dlehtihaku\\_p\\_frompage=uusinnumero](http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/etusivu?p_p_id=dlehtihaku_view_article_WAR_dlehtihaku&p_p_action=1&p_p_state=maximized&p_p_mode=view&dlehtihaku_view_article_WAR_dlehtihaku_spaget=/portlet/action/dlehtihakuartikkeli/viewarticle/action&dlehtihaku_view_article_WAR_dlehtihaku_tunnus=duo98183&dlehtihaku_view_article_WAR_dlehtihaku_p_frompage=uusinnumero).

Aivohalvaus ja dysfasialiitto Ry (nyk. Aivoliitto). 2006. *Dysfagia eli nielemishäiriö*. pdf-dokumentti. Aivoliitto [viitattu 15.3.2011]. Saatavissa:

<http://www.aivoliitto.fi/files/615/dysfagia.pdf>.

Arduino. 2011. *Arduino Mega 2560*. Verkkodokumentti. [viitattu 13.5.2011] Saatavissa: <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560>.

Cordless Phones UK. 2011. *Doro Throat Mic HS71*. Verkkodokumentti. [viitattu 6.5.2011] Saatavissa: <http://www.cordless-phones.uk.com/two-way-radios/two-way-radios/throat-mic-hs71-doro>.

Gioteck. 2011. *TX-1 Throat Mic*. Verkkodokumentti. [viitattu 13.5.2011] Saatavissa: [http://www.gioteck.com/wordpress/?page\\_id=1171](http://www.gioteck.com/wordpress/?page_id=1171).

Helsingin yliopiston musiikkitieteen tietokoneavusteisen musiikintutkimuksen linja. 2011. *Tietokoneavusteinen Musiikintutkimus*. Luentomateriaali. Helsingin yliopisto. [viitattu 9.5.2011] Saatavissa:

<http://www.music.helsinki.fi/tmt/opetus/aanitys/luento2/pruju2.html>.

JK Devices. 2011. *Megamini AtMega2560 Arduino Compatible*. Verkkodokumentti. [viitattu 13.5.2011] Saatavissa:

<http://jkdevices.com/arduino-megamini>.

Khazan, A.D. 2006. *Transducers and Their Elements*. Verkkodokumentti. National Instruments Developer Zone. [viitattu 9.5.2011]. Saatavissa:

<http://zone.ni.com/devzone/cda/ph/p/id/180>.

Marttila, J. 2004. *Aivohalvaus*. Verkkodokumentti. Poliklinikka.fi [viitattu 22.01.2011].

Saatavissa: <http://www.poliklinikka.fi/?page=9975558&id=6820201#>.

Masetech. 2011. *Shifty VU Shield*. Verkkodokumentti. [viitattu 13.5.2011] Saatavissa:

[http://macetech.com/store/index.php?main\\_page=product\\_info&cPath=4&products\\_id=11](http://macetech.com/store/index.php?main_page=product_info&cPath=4&products_id=11).

Messner, W.C. & Smoker, J. 2011. *Modeling Tutorials for MATLAB and Simulink*.

Verkkodokumentti. Carnegie Mellon University, University of Michigan. [viitattu 11.6.2011] Saatavissa:

<http://www.me.cmu.edu/ctms/modeling/opamp/transferfunction/mainframes.htm>.

Nestle Nutrition. 2008. *What is dysphagia?* Verkkodokumentti. [viitattu 6.5.2011] Saatavissa:

[http://www.dysphagiaonline.com/en/pages/01\\_what\\_is\\_dysphagia.aspx](http://www.dysphagiaonline.com/en/pages/01_what_is_dysphagia.aspx).

Nienstedt, W et al. 1999. *Nielemisrefleksi, Ihmisen fysiologia ja anatomia*. Kirja.

WSOY.

Pietilä, M-L et al. 2006. *Yhtenäisen hoitokäytännön luominen aivohalvauspotilaiden*

*nielemisen arviointiin ja ruokailun ohjaukseen moniammatillisena yhteistyönä*. Verkkodokumentti.

Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirin kuntayhtymä [viitattu 16.3.2011]. Saatavissa:

<http://www.hus.fi/default.asp?path=1,31293,6444,21645>.

Sazonov, E. et al. 2008. *Non-invasive monitoring of chewing and swallowing for objective quantification of ingestive behavior*. pdf-dokumentti. IOP Science, Physiological Measurement.

Shirazi, S. S. & Moussavi, Z. M. K. 2011. *Acoustical Modeling of Swallowing Mechanism*. pdf-dokumentti. IEEE Transactions on Biomedical Engineering.

SparkFun Electronics. 2011. *microSD Shield*. Verkkodokumentti. [viitattu 13.5.2011]

Saatavissa: <http://www.sparkfun.com/products/9802>.

**MATLAB-koodi**

```
% .wav -tiedoston time domain ja fft -analyysi

[wave,fs]=wavread('C:\tiedoston_sijainti\tiedosto.wav'); % äänitiedoston luku

t=0:1/fs:(length(wave)-1)/fs; % ääninäytteen pituuden määrittäminen

figure(1); % kuva 1, amplitudikuvaaja
plot(t,wave);
title('Wave File');
ylabel('Amplitude');
xlabel('Length (in seconds)');

n=length(wave)-1;

f=0:fs/n:fs;

wavefft=abs(fft(wave));

figure(2); % kuva 2, fft-analyysi
plot(f,wavefft);
xlabel('Frequency in Hz');
ylabel('Magnitude');
title('The Wave FFT');
```





## Ohjelmakoodi

```

/*****
Swallow Detector 1.0
Created: 23th May 2011
Author: Aki Niskanen
Processor: AtMega2560 (Arduino Mega2560)
Description: This program has two features. It records sound using 8 kHz sampling rate, sampling
rate is adjustable. Programs other feature is that it detects swallows in real time. These are two
separate functions and are designed to be used for one hour at a time.
*****/

#include <WaveRP.h>    // author: William Greiman 2009
#include "freeRam.h"
#include <SdFat.h>     // author: William Greiman 2009
#include <Sd2Card.h>   // author: William Greiman 2009
#include <ctype.h>
#include <avr/portpins.h>

// record rate - must be in the range 4000 to 44100 samples per second
// best to use standard values like 8000, 11025, 16000, 22050, 44100
#define RECORD_RATE 8000
//
// max recorded file size. Size should be a multiple of cluster size.
// the recorder creates and erases a contiguous file of this size.
// 100*1024*1024 bytes - about 100 MB or 150 minutes at 11025 samples/second
#define MAX_FILE_SIZE 104857600UL // 100 MB

// Used for swallow recognition, signal reference values

#define COUNTER_MAX 4294967295           // maximum value for the counter

#define AMPLITUDE_UPPER_REF_MAX 793     // max amplitude value 2.5V – 5V

#define AMPLITUDE_UPPER_REF_MIN 537     // min amplitude value 2.5V – 5V

#define AMPLITUDE_LOWER_REF_MIN 486     // min amplitude value 2.5V – 0V

#define AMPLITUDE_LOWER_REF_MAX 231     // max amplitude value 2.5V – 0V

#define COUNTER_REF_MAX 3710            // max duration between two amplitude peaks

#define COUNTER_REF_MIN 494             // min duration between two amplitude peaks

/*****
// global variables
Sd2Card card;           // SD/SDHC card with support for version 2.00 features
SdVolume vol;          // FAT16 or FAT32 volume
SdFile root;          // volume's root directory
SdFile file;          // current file
WaveRP wave;          // wave file recorder
int16_t lastTrack = -1; // Highest track number
uint8_t trackList[32]; // bit list of used track

```

```

long int ledCounter = 40000;           // used for flashing the led during recording

unsigned long int counter = 0;         // used for calculating duration between two amplitude
                                       // peaks
unsigned long int swallowCounter1 = 0; // save the counter value for first amplitude peak
unsigned long int swallowCounter2 = 0; // save the counter value for second amplitude peak
int newSample = 0;                     // save A/D conversion
int conversion = 0;

//*****
// clear all bits in track list
void listClear(void)
{
    memset(trackList, 0, sizeof(trackList));
}
//*****
// set bit for track n
void listSet(uint8_t n)
{
    trackList[n >> 3] |= 1 << (n & 7);
}

//*****
void recordFile(char *name)
{
    if (!file.createContiguous(root, name, MAX_FILE_SIZE))
    {
        PINH = 0x01; // trouble with creating the track, show error using red led
        return;
    }
    if (!wave.record(file, RECORD_RATE))
    {
        PINH = 0x01; // trouble with recording, show error using red led
        file.close();
        return;
    }
    while (wave.isRecording())
    {
        ledCounter++; // used to flash the led

        if((PINJ & 0x01) == 0) // stop recording by turning switch to 0
        {
            PORTH = 0x00; // when recording is stopped, pull the port down to turn led off
            wave.stop();
        }
        else
        {
            wave.resume();
        }
    }
    // flash the led to notify user that recording continues
    if (ledCounter > 400000)
    {
        PORTH ^= (1 << PH1); // Toggle the LED
        ledCounter = 0;
    }
}

```

```

    }
  }
}
// trim unused space from file
wave.trim(file);
file.close();
#if PRINT_DEBUG_INFO
if (wave.errors() )
{
  PINH = 0x01; // show error using red led
}
#endif // PRINT_DEBUG_INFO
}

//*****
// scan root directory for track list and recover partial tracks
void scanRoot(void)
{
  dir_t dir;
  char name[13];
  listClear();
  root.rewind();
  lastTrack = -1;
  while (root.readDir(dir) == sizeof(dir)) {
    // only accept TRACKnnn.WAV with nnn < 256
    if (strncmp_P((char *)dir.name, PSTR("TRACK"), 5)) continue;
    if (strncmp_P((char *)&dir.name[8], PSTR("WAV"), 3)) continue;
    int16_t n = 0;
    uint8_t i;
    for (i = 5; i < 8 ; i++) {
      char c = (char)dir.name[i];
      if (!isdigit(c)) break;
      n *= 10;
      n += c - '0';
    }
    // nnn must be three digits and less than 256
    if (i != 8 || n > 255) continue;
    if (n > lastTrack) lastTrack = n;
    // mark track found
    listSet(n);
    if (dir.fileSize != MAX_FILE_SIZE) continue;
    // try to recover untrimmed file
    uint32_t pos = root.curPosition();
    if (!trackName(n, name) || !file.open(root, name) || !wave.trim(file)) {
      if (!file.truncate(0)) {
        //PgmPrint("Can't trim: ");
        PINH = 0x01; // show error using red led
        Serial.println(name);
      }
    }
    file.close();
    root.seekSet(pos);
  }
}
//*****

```

```

// format a track name in 8.3 format
uint8_t trackName(uint16_t number, char *name)
{
  if (number > 255) {
    PINH = 0x01; // show error using red led
    //PgmPrint("Track number too large: ");
    //Serial.println(number);
    return false;
  }
  strcpy_P(name, PSTR("TRACK000.WAV"));
  name[5] = '0' + number/100;
  name[6] = '0' + (number/10)%10;
  name[7] = '0' + number%10;
  return true;
}

//*****
// record a track
void trackRecord(uint16_t track)
{
  char name[13];
  if (!trackName(track, name)) return;
  recordFile(name);
}

// swallow recognition works with ca. 8 kHz sampling frequency
void swallowDetector(void)
{
  while(PINJ & 0x01)
  {
    conversion = analogRead(A0); // read A/D conversion and save it
    if(newSample != conversion) // refresh when ADC -result register changes
    {
      counter++;
      newSample = conversion;
    }

    // if the conversion result is between defined values
    if(((newSample >= AMPLITUDE_UPPER_REF_MIN) && (newSample <= AMPLITUDE_UPPER_REF_MAX))||((newSample <= AMPLITUDE_LOWER_REF_MIN) && (newSample >= AMPLITUDE_LOWER_REF_MAX)))
    {
      if(swallowCounter1 == 0)
      {
        swallowCounter1 = counter;
      }

      else if((swallowCounter1 != 0) && (swallowCounter2 == 0))
      {
        swallowCounter2 = counter;
      }

      // calculate duration between two amplitude peaks
      int swallowCount = swallowCounter2 - swallowCounter1;
      // if calculation is between defined values
      if((swallowCount >= COUNTER_REF_MIN) && (swallowCount <= COUNTER_REF_MAX))
      {

```

```

        // swallow succesful, flash the green led and format the variables
        PINH = 0x02;
        delay(500);
        PORTH = 0x00;
        swallowCounter1 = 1;
        counter = 1;
        swallowCounter2 = 0;
    }
    else
    {
        // no swallow, just format the variables
        //delay(100);
        swallowCounter1 = 1;
        counter = 1;
        swallowCounter2 = 0;
    }
}

// if counter is at max value, format the variables
if(counter == COUNTER_MAX)
{
    counter = 0;
    swallowCounter1 = 1;
    counter = 1;
    swallowCounter2 = 0;
}
}
}
PORTH = 0x00;        // pull down porth H
}
//*****
//Standard Arduino setup() and loop() functions
//*****
// setup switch, leds and SD card
void setup(void)
{
    DDRJ = 0x00;        // input pin for switch
    PORTJ = 0x00;        // pulldown resistor

    DDRH = 0xFF;        // output for leds
    PORTH = 0x00;        // pulldown resistor

    delay(10);

    /*****
    Notify user of successful power up by flashing the leds three times
    *****/
    PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0);    // Toggle the LED
    delay(500);
    PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0);    // Toggle the LED
    delay(500);
    PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0);    // Toggle the LED
    delay(500);
    PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0);    // Toggle the LED
    delay(500);

```

```

PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0); // Toggle the LED
delay(500);
PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0); // Toggle the LED

// If mittauskytkin is turned to position 1, start the recognition feature. Once the switch is turned
back to 0, stop the recognition and continue with the setup -function.
if((PINJ & 0x01) == 1)
{
    swallowDetector();
    // flash the leds to let the user know that the device is ready to record
    PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0); // Toggle the LED
    delay(500);
    PORTH ^= (1 << PH1) | (1 << PH0); // Toggle the LED
}

if (!card.init())
{
    PINH = 0x01; // trouble formatting the sd card, show error using red led
}
if (!vol.init(card)); //error("vol.init");
if (!root.openRoot(vol)); //error("openRoot");
}
//*****
// loop to record files
void loop()
{
    // insure file is closed
    if (file.isOpen()) file.close();
    // scan root directory to build track list and set lastTrack
    scanRoot();
    int16_t track = -1;

    if (track > lastTrack)
    {
        PINH = 0x01; // the card is full with tracks, notify user with red led
        return;
    }
    if((PINJ & 0x01) == 1) // if mittauskytkin is in position 1, start the recording
    {
        trackRecord(track >= 0 ? track : lastTrack + 1);
    }
}

```

## Kustannusarvio (BOM)

Tunniste	Osa	Tyyppi	Määrä	Hinta/€
<b>Laitteisto</b>				
Arduino 2560 Mega	Mikrokontrolleri	AtMega2560	1	48,9
Sparkfun microSD Shield	Laajennusosa		1	16,7
Gioteck TX-1	Kurkkumikrofoni	Electret	1	22
<b>IC-piirit</b>				
U1	Opamp	TL071CP	1	0,23
<b>Kondensaattorit</b>				
C1	Elektrolyyttikondensaattori	1uF	1	0,2
C2	Elektrolyyttikondensaattori	100pF	1	0,2
<b>Vastukset</b>				
R1		1k	1	0,1
R2		2k2	1	0,1
R3, R4		12k	2	0,2
R5		390k	1	0,1
R6		200k	1	0,1
<b>Kytkimet</b>				
SW1, SW2	Keinukytkin, ON/OFF		2	1
<b>Ledit</b>				
LD1	Led	Vihreä	1	1
LD2	Led	Punainen	1	1
<b>Muut</b>				
Arduinon kotelo	Kotelo		1	9,95
MicroSD -kortti	Muistikortti	SD	1	9
9V paristo	Paristo		1	3
2,5mm audioplugi	naaras audioplugi		1	0,5
Nepparipariston kiinnike	Kiinnike		1	0,3
			YHT=	114,58





## Ohjekirja

### Nielemisrefleksin seurantalaitteen ohjekirja

Versio 2.0

12.5.2011

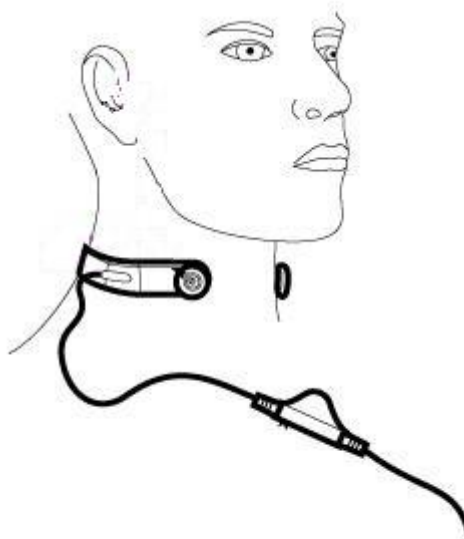
Muutokset versioon 2.0:

- lisätty uusi toiminto, tunnistustoiminto
- lisätty ohje kurkkumikrofonin asettelusta
- lisätty kuvat 1, 2 ja 4 selkeyttämään ohjekirjaa

Pikaohje:

#### Kurkkumikrofonin asettelu:

Kurkkumikrofoni asetellaan kaulaan kuvan 1 mukaisesti. Mikrofoni tulee kaulan takaa kurkun sivulle, kurkunpään tasolle, jotta nieläusäät erottuisivat mahdollisimman selkeästi. Varmista, että mikrofoniosa, joka on kuvassa kolme vähiten näkyvä puoli eli vasen puoli, asettuisi mahdollisimman tasaisesti kurkun pinnalle.



<http://www.gameshop.nl/Gameshop.php?cSite=2&cLayout=6&cPage=32&cId=0&cForm%5Bsectie%5D=Xbox%20360&cForm%5Bpagina%5D=Accessoire>

KUVA 1. Kurkkumikrofonin asettelu (Xbox 360 - Gameshop)

Tallennustoiminto:

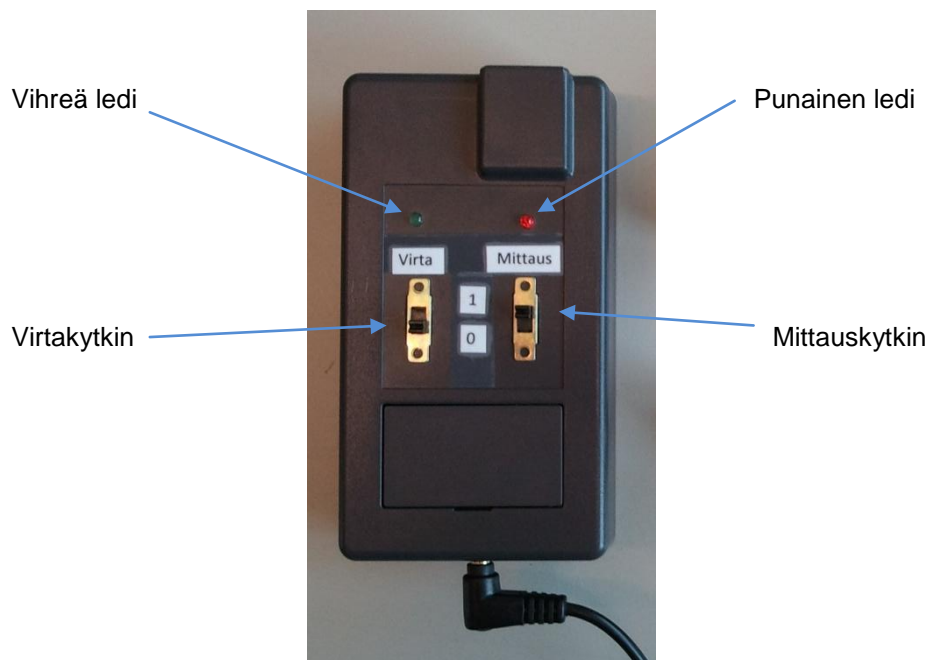
## 1. Laitteen käynnistäminen

- Napsauta virtakytkin asentoon 1, näet kun molemmat ledit välähtävät kolme kertaa, jonka jälkeen ne sammuvat
- Jos punainen ledi ei jää palamaan, kaikki on kunnossa ja voit aloittaa tallennuksen
- Napsauta mittauskytkin asentoon 1, vihreä ledi alkaa vilkkua tallennuksen merkiksi

## 2. Laitteen sulkeminen

- Napsauta mittauskytkin asentoon 0, vihreä ledi sammuu ja tallennus loppuu
- Napsauta virtakytkin asentoon 0, laite sammuu

## 3. Aukaise kansi ja ota microSD-muistikortti ja kytke se PC:hen, tallenna data.



KUVA 2. Laitteen kannessa sijaitsevat kytkimet ja ledit

Nielaisun tunnistustoiminto:

## 1. Laitteen käynnistäminen

- Napsauta ENSIN mittauskytkin asentoon 1 ja tämän jälkeen virtakytkin asentoon 1.
- Laite aloittaa tunnistustoiminnon ja antaa tunnistetusta nielaisusta biofeedbackin käyttäjälle väläyttämällä vihreää lediä.

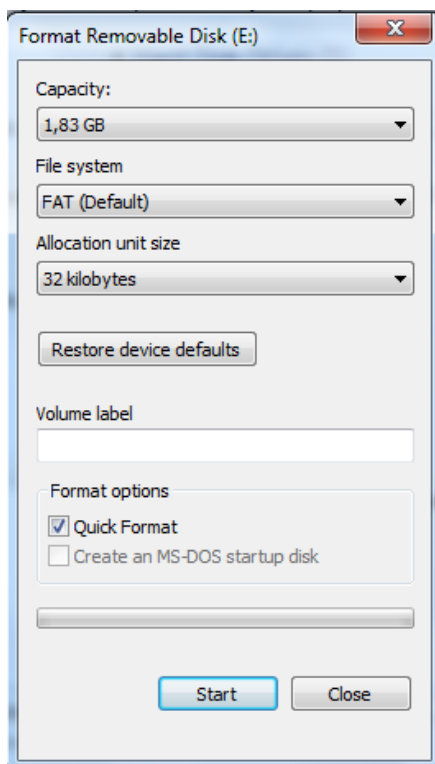
## 2. Laitteen sulkeminen

- Napsauta mittauskytkin asentoon 0, tunnistustoiminto lakkaa. Tämän jälkeen voit halutessasi käynnistää tallennustoiminnon napsauttamalla taas mittauskytkin asentoon 1.
- Napsauta virtakytkin asentoon 0, laite sammuu.

Ohjekirja:

### Yleistä:

Laite toimii 9V paristolla, joka asennetaan kannen alle, neppariiliitimeen. Toimiakseen mittari tarvitsee myös microSD-muistikortin (mieluiten 1GB – 2GB) joka on alustettu käyttämään FAT-tiedostojärjestelmää ja 32 kilotavun allokaatiokokoa, kuva alhaalla. Paristo tulee vaihtaa viimeistään viiden tunnin mittauksen jälkeen, jotta se ei vaikuttaisi tuloksiin. Tallennetta kuunneltaessa mahdollinen surinaääni voi viitata pariston loppumiseen.



KUVA 2. Windowsin alustustyökalun asetukset

Kun laitteessa on paristo sekä muistikortti paikoillaan voidaan laittaa kansi kiinni ja aloittaa mittaus.

### Kytkimet:

Virta saadaan päälle ja pois virtakytkimestä, joka on kytkimistä vasemmanpuoleinen. Tallennus puolestaan saadaan päälle ja pois mittauskytkimestä, joka on oikeanpuoleinen, samoin nielaisun tunnistus saadaan päälle ja pois mittauskytkimestä

Ledit:

Laitteessa on kaksi lediä, toinen vihreä ja toinen punainen. Vihreä ledi ilmaisee kun tallennus on päällä ja sammuu kun tallennus sammutetaan. Punainen ledi ilmaisee mahdollisista virhetilanteista, joita voivat olla mm. muistikortin alustusvirhe. Jos punainen ledi jää palamaan toimi seuraavasti:

1. Sammuta laite napsauttamalla virtakytkin asentoon 0
2. Avaa kansi ja ota muistikortti pois ja laita se tietokoneeseen
3. Jos kortilla on tarpeellista tietoa, tallenna se tietokoneelle
4. Alusta kortti edellä mainituilla arvoilla Windowsin alustustyökalulla
5. Laita kortti takaisin laitteeseen ja kansi kiinni



KUVA 4. Laitteen kannessa sijaitsevat kytkimet ja ledit

Tallennustoiminta:

Laitteella on tarkoitus tallentaa äänisignaalia mukana tulevan kurkkumikrofonin avulla, joka liitetään mittarin alareunassa sijaitsevaan 2,5mm pluggiin. Varmista, että liitin menee pohjaan asti. Tallennus voi kestää aina muutamasta sekunnista reiluun tuntiin. Äänisignaali tallennetaan näytteenottotaajuudella, joka on 8kHz microSD-muistikortille, jolta se on tallennettavissa tietokoneelle.

1. Laitteen käynnistäminen

- Napsauta virtakytkin asentoon 1, näet kun molemmat ledit välähtävät kolme kertaa, jonka jälkeen ne sammuvat.
- Jos punainen ledi ei jää palamaan, kaikki on kunnossa ja voit aloittaa mittauksen. Mikäli punainen ledi syttyy palamaan noin sekunnin kuluessa, toimi yllä olevan ohjeen mukaisesti.

2. Tallennuksen käynnistäminen
  - Napsauta mittauskytkin asentoon 1, vihreä ledi alkaa vilkkua tallennuksen merkiksi.
3. Tallennuksen lopettaminen
  - Napsauta mittauskytkin asentoon 0, vihreä ledi sammuu ja tallennus loppuu. Tämän jälkeen voit aloittaa uuden mittauksen napsauttamalla mittauskytkimen taas asentoon 1 tai sulkea laitteen.
4. Laitteen sulkeminen
  - Napsauta virtakytkin asentoon 0, laite sammuu.
5. Aukaise kansi ja ota microSD-muistikortti ja kytke se PC:hen ja tallenna data.
6. Ennen uutta mittauksia: jos et ole tallentanut kortilla olevaa dataa tee se tässä vaiheessa, jonka jälkeen alusta muistikortti käyttäen sivulla kolme olevaa ohjetta apunasi.

#### Nielaisun tunnistustoiminta:

Laitteen toisena käyttötarkoituksena on tunnistaa nielaisu käyttäen apuna mukana tulevaa kurkkumikrofonia ja antaa käyttäjälle biofeedback väläyttämällä kannessa olevaa vihreää lediä.

1. Laitteen käynnistäminen
  - Napsauta ENSIN mittauskytkin asentoon 1 ja tämän jälkeen virtakytkin asentoon 1.
  - Laite aloittaa tunnistustoiminnon ja antaa tunnistetusta nielaisusta biofeedbackin käyttäjälle väläyttämällä vihreää lediä.
2. Tunnistustoiminnan lopettaminen
  - Napsauta mittauskytkin asentoon 0, tunnistustoiminto lakkaa. Tämän jälkeen voit halutessasi käynnistää tallennustoiminnon napsauttamalla taas mittauskytkin asentoon 1.
3. Laitteen sulkeminen
  - Napsauta virtakytkin asentoon 0, laite sammuu.



## Palautekysely

Päivämäärä:

Vastaa seuraaviin kysymyksiin. Palautetta käytetään vain ko. laitteen kehitykseen. Kiitos palautteestasi!  
(sarakkeessa n on ilmoitettu kuinka moni palautteen antajista on samaa mieltä)

Kysymys	Vastausvaihtoehdot	n
1. Kuinka helppoa laitetta on mielestäsi käyttää asteikolla 1-5?	1. Todella helppo 2. Helppo 3. En osaa sanoa 4. Vaikea 5. Todella vaikea	2 1
2. Onko kytkimien, ledien ja liittimen asettelu mielestäsi hyvin toteutettu käytettävyyden kannalta vai pitäisikö sijoittelun olla toisin?	1. Sijoittelu on onnistunut 2. Osat voisivat olla sijoiteltu toisin	3
3. Onko laitteen ulkokuoren koko sopiva, vai pitäisikö sen olla suurempi tai pienempi?	1. Sopiva 2. Pitäisi olla suurempi 3. Pitäisi olla pienempi	2 1
4. Saako laitteen kannen auki/kiinni helposti?	1. Hyvin helposti 2. Helposti 3. Hieman vaikeasti 4. Vaikeasti	3
5. Toimiko laite luotettavasti vai oliko jotain ongelmia?	1. Laite toimi luotettavasti 2. Ongelmia	3
6. Kuinka paljon mielestäsi laitteesta on hyötyä terapiassa?	1. Ei lainkaan 2. Jonkin verran 3. En osaa sanoa 4. Aika paljon 5. Paljon	2 1
7. Oliko ohjekirja mielestäsi selkeä?	1. Kyllä 2. Ei	3
8. Avoin palaute - Mielenkiintoinen ja hyvä koje - Jatkokehittäminen tärkeää ja nielemisen havainnot esim. valomerkillä - Laitteen asettelu helppoa, sopivan pituinen piuha - Nopeasti käyttövalmis - Kotelon aukot voivat olla hämääviä		

## **Palautekyselyn lisäkysymykset**

Vastaa seuraaviin kohtiin palautekyselyn "Avoin palaute" – kohtaan, voit tarvittaessa jatkaa myös paperin toiselle puolelle:

- Mikä on tyypillinen testaustilanne?
  - o *Laite yleensä pyörätuolin eduslevyllä, pöydällä tai sängyssä tyynyllä – eri tilanteisiin siis laitetta helppo kuljettää.*
  
- Onko laite tarkempi kuin perinteinen aistihavainto?
  - o *Tuntuu on, että laite ainakin osalla potilaista antaa tarkemman tunteen nielemisestä kuin aistihavainto.*
  
- Onko laite käyttökelpoinen, jos ei, niin mitä pitää lisätä?
  - o *Potilaille, joilla nieläusäni heikompi (ei helposti aistittavissa), laite parempi.*
  
- Mitä lisäisit tai ottaisit pois ohjekirjasta?
  - o *Ohjekirjaan kuvat + selvitys kytkimistä ja led-toiminnasta (virtakytkin, muistikortti jne.) --> missä sijaitsevat.*





---

[www.savonia.fi](http://www.savonia.fi)

