

EEG-laitteistojen kalibroinnin kehittäminen Keski-Suomen Sairaala Novassa

Pro gradu -tutkielma, 28.11.2024

Tekijä:

ALEKSI NIVA

Ohjaaja:

ARTO JAVANAINEN

JALMARI PIRHONEN (SAIRAALA NOVA)



JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO
FYSIKAN LAITOS

© 2024 Aleksi Niva

Julkaisu on tekijänoikeussäännösten alainen. Teosta voi lukea ja tulostaa henkilökohtaista käyttöä varten. Käyttö kaupallisiin tarkoituksiin on kielletty. This publication is copyrighted. You may download, display and print it for Your own personal use. Commercial use is prohibited.

Tiivistelmä

Niva, Aleksi

EEG-laitteistojen kalibroinnin kehittäminen Keski-Suomen Sairaala Novassa

Pro gradu -tutkielma

Fysiikan laitos, Jyväskylän yliopisto, 2024, 80 sivua

Tutkielmassa tarkasteltiin Keski-Suomen Sairaala Novassa käytössä ollutta EEG-monitorointilaitteiston laadunvalvontaprosessia sekä kehitettiin nykyisten menetelmien rinnalle uusi kalibrointilaitteisto, jolla pystyttiin vähentämään inhimillisiä virheitä sekä mahdollisten uusintamittausten määrää automatisoimalla prosessia. EEG-vahvistimelle syötettyä signaalia analysoitiin ohjelmalla, joka kehitettiin osana tutkielmaa. Sairaala Novan käytössä on myös MATLAB-pohjainen analyysiohjelma, jolla suoritetaan EEG-vahvistimelle syötetyn signaalin amplituditarkastelu, mutta signaalin jaksonaikojen tai taajuuden mittaamiseen ei ollut mitään toistettavissa olevaa menetelmää.

Signaalin lisäksi uuden kalibrointilaitteen kehityksessä huomioitiin tarve EEG-vahvistimeen liitettyjen kameran ja mikrofoniin aikasynkronoinnille. Kalibrointilaitteen aikatakkuuudeksi signaalin sekä ääni- ja valoherätteiden tuottamisessa mitattiin oskilloskoopilla noin 3 ms.

Sairaalan käytössä olevan MATLAB-ohjelman mukaan uuden kalibrointilaitteen tuottaman signaalin amplitudivaihtelu oli suurimmillaan $7,79 \mu\text{V}$ (5,07 % keskimääräisestä amplitudista), kun vanhan kalibrointilaitteen amplitudivaihtelu oli suurimmillaan $9,92 \mu\text{V}$ (5,31 %). Tavoiteamplitudi molemmille laitteille oli $200 \mu\text{V}$. Tutkielman yhteydessä tuotetulla analyysiohjelmalla uuden kalibrointilaitteen tuottaman signaalin taajuuksien keskihajonnaksi mitattiin suurimmillaan 0,017 Hz ja amplitudin keskihajonnaksi $14,364 \mu\text{V}$, kun vanhan kalibrointilaitteen taajuuksien suurin keskihajonta oli 0,020 Hz ja amplitudin keskihajonta $20,885 \mu\text{V}$.

Avainsanat: EEG, elektroenkefalografia, Arduino, kalibrointi, laadunvalvonta.

Abstract

Niva, Aleksi

Development of calibration of EEG devices in Central Finland's Hospital Nova
Master's thesis

Department of Physics, University of Jyväskylä, 2024, 80 pages.

This thesis examined the quality control process used for EEG monitoring equipment at the Central Finland's Hospital Nova, and developed a new calibration device to supplement existing methods. The new device enhances automation in calibration, reducing human errors and minimizing the need for potential re-measurements. The signal was measured with an EEG amplifier and analyzed using an analysis program developed as part of this thesis. Hospital Nova also uses a MATLAB-based program for amplitude analysis of calibration signal measured with EEG amplifier; however, no repeatable method was available for measuring the signal's periods or frequency.

In addition to signal accuracy, the development of the new calibration device took into account the need for time synchronization with a camera and microphone connected to the EEG amplifier. The time accuracy of the calibration device for generating signal, audio, and light stimuli was measured with an oscilloscope at approximately 3 ms.

According to the MATLAB program used by the hospital, the new calibration device's amplitude variation was at most $7.79 \mu\text{V}$ (5.07% of the average amplitude), while the old calibration device's amplitude variation reached a maximum of $9.92 \mu\text{V}$ (5.31%). The target signal amplitude for both devices was $200 \mu\text{V}$. Using the new analysis, the new calibration device's frequency standard deviation was measured at a maximum of 0.017 Hz, with an amplitude standard deviation of $14.364 \mu\text{V}$. For the old calibration device, the maximum frequency standard deviation was 0.020 Hz, and amplitude standard deviation was $20.885 \mu\text{V}$.

Keywords: EEG, Electroencephalography, Arduino, Calibration, Quality Control

Esipuhe

Pro Gradu -tutkielman muotoutuminen ideasta paperille on varsin monipolvinen kokonaisuus, jossa sinnikkyiden ja uusien yritysten palkitsevuus imaisee joskus mukanaan tuoden jatkuvasti uusia oppimisen aiheita, mielenkiintoisia tuloksia ja mieltä kohottavia ahaa-elämyksiä, mutta toisinaan taas työn merkittävyys hämärtyy välillä lähes kokonaan näkyvistä. Tätä valon ja varjon leikkiä taaksepäin katsellessa tunnen kiitollisuutta siitä, että sain olla kuluneen vuoden ajan tutkimassa ja tuottamassa työlläni jotakin konkreettista – sekä itseni että toimeksiantajani hyväksi. Kiitän ohjaajiani, Arto Javanaista ja Jalmari Pirhosta työn ohjauksesta ja tuesta.

Jyväskylässä 28. marraskuuta 2024

Aleksi Niva

Sisällys

Tiivistelmä	3
Abstract	5
Esipuhe	7
1 Johdanto	11
2 Projektin taustoitus	13
2.1 Herätteiden tuottaminen EEG-laitteistolle	14
2.1.1 Arduino Uno	14
2.1.2 Signaaligeneraattori AD9833	15
2.1.3 Waveform Click signaalilähteenä	16
2.2 Lääketieteellistä taustaa	17
2.2.1 Tyypilliset EEG-signaalit ja niiden synty	18
2.2.2 Aivosähköiset rytmit	20
2.2.3 Epilepsiakohtaukset	21
2.3 Epileptisten kohtausten tunnistamiseen käytettävä laitteisto	22
2.3.1 EEG-vahvistin	23
2.3.2 EEG-monitorointilaitteistoon integroitu videokamera ja mikrofoni	24
2.4 Signaalinkäsittely	25
3 Elektroniikkasuunnittelu	31
3.1 Arduino ja AD9833 -moduuli	31
3.2 Signaalin vaimentaminen ja jännitealueen valinta	32
3.3 Valo- ja ääniherätteiden tuottaminen	33
3.4 Layout-suunnittelu ja häiriönpoisto	34

4	Laadunvalvonta ja vaatimusmäärittely	37
4.1	Laadunvalvonnan käytössä olevat menetelmät	37
4.2	Menetelmien parantaminen	39
4.3	Uuden menetelmän luotettavuus	40
5	Tulokset	41
5.1	Mittaukset Digilent Analog Discovery 2 -oskilloskoopilla	43
5.2	Mittaukset EEG-laitteistolla	46
6	Päätäntö	53
	Lähteet	55
A	Kalibrointilaitteen signaalin mittaustulokset Analog Discovery 2 -oskilloskoopilla	63
B	SIGGI II:n signaalin mittaustulokset EEG-vahvistimella	65
C	Kalibrointilaitteen signaalin mittaustulokset EEG-vahvistimella	69
D	EEGQC-analyysin tulokset uudelle kalibrointilaitteelle	73
E	EEGQC-analyysin tulokset SIGGI II:lle	75
F	EEG-vahvistimella mitatut taajuudet kanavakohtaisesti	77
G	EEG-vahvistimella mitatut amplitudit taajuuksittain	79

1 Johdanto

Suomessa epilepsiaa sairastaa noin yksi sadasta henkilöstä [1]. Koska epilepsia-kohtaukset voivat olla hyvin erilaisia aina kouristuskohtauksista aistioireisiin, on kohtauksen saaneen henkilön oma kuvaus kohtauksesta tärkeä [2]. Kuitenkaan aina epilepsiaoireyhtymää ei voida tunnistaa pelkän kohtaustyyppin tai oireiden alkamisiän perusteella, vaan tueksi voidaan tarvita EEG-tutkimusta eli elektroenkefalografi-aa, joka tunnetaan myös aivosähkökäyrätutkimuksena [2, 3]. EEG-tutkimuksessa aivokuoren sähköistä toimintaa rekisteröidään yleensä päänahan pinnalta, ja aivosähkökäyrän rekisteröinnin lisäksi tutkimusta voidaan tukea video-EEG-laitteistolla, johon sisältyy EEG-rekisteröinnin lisäksi samanaikaisesti nauhoitettu videokuva potilaasta sekä muita rekisteröintejä, kuten ääni, sydänekäyrä (joka tunnetaan myös EKG:nä) ja hengitystaajuuden mittaaminen. Näiden vasteiden perusteella voidaan vahvistaa muista tekijöistä tehtäviä johtopäätöksiä ja muodostaa epilepsiaoireyhtymälle diagnoosi [2, 4]. EEG:n lisäksi epilepsian diagnosoinnissa tärkeitä tekijöitä ovat muun muassa epidemiologia, kliininen konteksti (esimerkiksi ikä ja sukupuoli), kohtauksen yleisyys ja tyypit, kuvantamisessa tehdyt löydökset ja geneettinen tausta [4].

EEG-tutkimuksen onnistumiseen voi vaikuttaa ratkaisevasti siihen käytetty laitteisto. Kokonaisuuteen liitettyjen laitteiden synkronointi vahvistimen kanssa on tärkeää muun muassa epilepsia-kohtauksen tunnistamisen kannalta, sillä esimerkiksi videokuvasta havaittu kädenheilautus voidaan aivosähkökäyrän avulla tulkita joko spontaaniksi liikkeeksi tai osaksi epilepsia-kohtauksista. Vastaavasti ilman videokuvaa kuvatussa EEG-tutkimuksessa lihasten aiheuttama artefakta vaikeuttaa aivosähkökäyrän tulkintaa. Lisäksi ajoitus voi ratkaisevasti kertoa epilepsia-kohtauksesta, onko liike prekliininen ¹ vai seuraus alkaneesta kohtauksesta [5]. Mikäli laitteiston synkronointi ei ole onnistunut toivotulla tarkkuudella, voi sillä olla vaikutusta potilaan havainnointiin ja näin saaduista tutkimustuloksista tehtävään diagnoosiin.

¹Prekliinisellä liikkeellä tarkoitetaan esimerkiksi liikettä, joka tapahtuu EEG-tutkimuksen aikana ennen epilepsian havaitsemista EEG-signaalissa.

Tässä työssä pyritään parantamaan Keski-Suomen Sairaala Novassa suoritettavaa EEG-laitteistojen kalibroitimenetelmiä rakentamalla kalibroinnin tueksi laite, jolla voidaan tarkistaa mahdollisimman tarkasti videokameran, mikrofonin ja EEG-vahvistimen aikasykronisaatio. Lisäksi kehitettävällä laitteella pyritään automatisoimaan laadunvalvontaprosessia ja vähentämään kalibroinnissa tarvittavaa käsityötä. Tutkimuskysymyksenä on: millaisista kaupallisesti saatavilla olevista osista voidaan rakentaa kustannustehokkaasti laitteisto, joka kykenee tuottamaan riittävän hyvää kalibroitisisignaalia ja tuottamaan synkronoitavat herätteet riittävän suurella aikatakkauudella? Laadukkaan signaalin tuottaminen on siksi tärkeää, että EEG-vahvistimia voidaan käyttää muidenkin modaliteettien kanssa esimerkiksi unitutkimukseen, jossa EEG-signaali toimii merkittävänä tietolähteenä [6–8]. Lisäksi työssä arvioidaan kalibroitilaitteen rakentamista ja kehitystä potilasturvallisuutta silmällä pitäen. Työn ehdottomana tavoitteena on se, että jos laite otetaan sairaalassa käyttöön, se ei saa heikentää potilasturvallisuutta eikä aiheuttaa missään tapauksessa edes välillistä vaaraa henkilöstölle eikä potilaille.

Käsittelen luvussa 2 tutkimuksen lähtötilannetta, EEG-laitteistoa yleisellä tasolla sekä avaan hieman laitekokoonpanoa, josta tutkimuksessa käytettyä kalibroitilaitetta kehitettiin. Lisäksi käyn läpi hyvin pintapuolisen lääketieteellisen taustoituksen asiayhteyksien ymmärtämiseen tarvittavien seikkojen saattamiseksi lukijan tietoon. Luvun viimeisessä alaluvussa käsittelen tarvittavilta osin digitaalisen signaalin käsittelyä EEG-tutkimuksen tulosten tulkinnassa ja laadunvarmennuksessa. Luvun 3 päähuomio keskittyy puolestaan elektroniikkaan, sen suunnitteluun ja soveltamiseen tämän työn puitteissa. Teoriaosuuden viimeisessä luvussa (luku 4) avaan Sairaala Novan EEG-laitteiston kalibroitiprosessia. Tulokset ja arvio tässä tutkimuksessa kehitetyn kalibroitilaitteen soveltuvuudesta ja luotettavuudesta EEG-laitteistojen kalibrointiin esitetään luvuissa 5 ja 6.

2 Projektin taustoitus

Tämän opinnäytetyön tavoitteena on kehittää Sairaala Novaan elektroenkefalografialaitteistoon liitettyjen laitteiden laadunvalvontaan apuväline, jolla laitteiden kalibrointia voitaisiin helpottaa ja yhtenäistää. Laitteistojen kalibrointiin sairaalalla on käytössään laitekohtainen kalibrointiohje, joka noudattelee ISCEV:n (International Society for Clinical Electrophysiology of Vision), IFCN:n (International Federation of Clinical Neurophysiology) sekä ACNS:n (American Clinical Neurophysiology Society) aihetta käsittelevien standardien [9–11] ohjeistusta. Kyseiset standardit kertovat kuitenkin vain kalibrointilaitteiston ja kalibroitavan laitteiston (eli EEG-laitteiston) vaatimukset. Standardit antavat siis kalibrointiin melko vapaat kädet, eikä sairaalalla ole myöskään kaikille menetelmille allokoitua laitteistoa.

Kalibrointi on tähän asti suoritettu EEG-monitorointilaitteistoille kahdessa vaiheessa siten, että ensimmäiseksi videokameran ja EEG-vahvistimen aikasynkronisaatio tarkastetaan keskenään testaaajan sopivaksi katsomalla menetelmällä, kuten kopauttamalla vahvistinta sormella. Tämän jälkeen tarkistetaan videokameran ja mikrofonin aikasynkronisaatio jälleen testaaajan valitsemalla menetelmällä, kuten esimerkiksi lyömällä kädet yhteen. Kalibrointi tapahtui tässä tapauksessa kahdessa vaiheessa, jolloin mikrofonin ja EEG-laitteiston aikasynkronisaatio perustuu näiden kahden mittauksen keskinäisiin tuloksiin. Projektin tavoitteena on yksivaiheistaa kalibrointi siten, että kaikki kolme modaliteettia voitaisiin kalibroida yhdellä mittauksella. Samalla pyritään lisäämään kalibroinnin luotettavuutta ja nopeuttamaan sitä. Projektin aikana rakennettiin laitteisto, joka on helposti liikuteltavissa ja muunneltavissa erilaisiin mittauksiin kustannustehokkaasti.

Tähän käytetään yksinkertaista, ohjelmoitavaa logiikkaa, Arduino Unoa, johon on liitetty summeri, valonlähde sekä sähköinen signaalilähde, joka on kytketty EEG-vahvistimen sisääntulokanaviin. Laitekokonaisuus tuottaa mahdollisimman yhtäaikaaisesti valoa, ääntä ja signaalipurskeen, jotka voidaan havaita EEG-vahvistimeen liitetyillä laitteilla. Lisäksi kalibrointilaitteen signaaligeneraattorilla tuotetaan taajuudeltaan vaihtelevia signaalipurskeita.

2.1 Herätteiden tuottaminen EEG-laitteistolle

Tarkastelen tässä kappaleessa signaalin tuottamista elektroniikan kannalta. Lääketieteellinen taustoitus aivosähkökäyrän muodostumiselle käsitellään kappaleessa 2.2. Tyypilliseen Sairaala Novassa käytettyyn Nicolet One V32 -EEG-vahvistimeen kuuluu 23 monopolaari- ja 9 bipolaarikanavaa. Kanavien tyypillä ei kuitenkaan kalibroinnin kannalta ole merkitystä, vaan kaikki kanavat kalibroidaan samalla syötesignaalilla. Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kalibrintiohjeen mukaan kalibroinnissa käytetty signaali on siniaalto, jonka amplitudi on $200 \mu V$ ja käytetyt taajuudet ovat 0,1; 0,5; 1; 3; 5; 8; 10; 15; 20; 25; 35; 45; 50; 55 ja 70 Hz [12]. Pieni amplitudi luonnollisesti altistaa signaalin häiriöille, mutta yksi kalibroinnin tarkoituksista onkin testata laitteiston häiriönpoiston ja suodattimien toimintaa [9].

2.1.1 Arduino Uno

Arduino Uno Rev3, jota käytetään tässä työssä, on mikro-ohjain, joka sisältää useita digitaalisia ja analogisia signaalituloja ja -lähtöjä. Tulo- ja lähtöporttien määrä on käyttäjän määriteltävissä, sillä useita portteja voidaan määritellä tarpeen mukaan joko tulo- tai lähtöportiksi. Digitaalisia portteja on yhteensä 13 kappaletta, joista 6 on määriteltävissä myös analogisiksi lähtöporteiksi [13]. Analogisia tuloportteja puolestaan on 5 kappaletta. Lisäksi ohjaimen toiminnot ovat käyttäjän lähes vapaasti määriteltävissä, mikä tekee yhdessä avoimen kehityksen periaatteiden kanssa laitteesta erittäin monipuolisesti ohjelmoitavan: Työssä käytetyille komponenteille löytyi valmiita ohjelmointikirjastoja, jotka helpottivat merkittävästi laitteen ohjelmointia.

Arduino Unon käyttöjännite on USB-portin kautta käytettäessä 5 volttia ja suoraan virtalähteen kautta käytettäessä 6–20 volttia. Laaja jännitealue helpottaa laitteen käyttämistä akun kanssa siten, että laitetta ei ole kytketty tietokoneeseen, mikä voi vähentää häiriöitä tuotettavassa signaalissa. Vain 25 gramman painoinen ja pienikokoinen mikro-ohjain on omiaan kannettavan ja moduloitavan laitteistokokonaisuuden pohjaksi. Pienen koon lisäksi Arduinon kohtalaisen hyvä välimuisti, 32 kilotavua, riittää tässä työssä käytettävän koodin suorittamiseen. Ohjaintyyppi valikoitui työhön pääasiassa sen vuoksi, että vastaavaa ohjainta on myös aiemmin käytetty toisen sairaalan toimesta samantyyppisessä hankkeessa.

2.1.2 Signaaligeneraattori AD9833

Arduino Uno kykenee tuottamaan myös siniaaltoista signaalia, mutta ulkoisten modaliteettien tuottaman signaalin tarkkuus ja luotettavuus ovat paremmin tunnettuja: Arduinon signaaligeneraattori ei ole varsinaisesti oma modaliteettinsa, vaan se täytyy koodata itse käyttämällä analogiulostuloa. Tämän vuoksi päädyin tuottamaan signaalin ulkoisella signaaligeneraattorilla, jota ohjataan Arduinolla. AD9833 on Analog Devices Inc:n valmistama monipuolisesti ohjelmoitava signaaligeneraattori, joka kykenee sini- kantti- ja kolmiopulssien muodostamiseen 10 bitin resoluutiolla. Signaaligeneraattori valikoitui yhdeksi komponentiksi muun muassa sen suosion ja kattavan dokumentaation vuoksi. Signaaligeneraattorin kellotaajuutta voidaan säätää välillä 0-25 MHz sekä signaalin taajuutta välillä 0-12,5 MHz. Kellon taajuusrekisteri on 28-bittinen, joten signaalin aikataarkkuus on 25 MHz:n kellotaajuudella 0,1 Hz ja 1 MHz:n kellotaajuudella puolestaan 0,004 Hz [14]. Valmistaja lupaa lisäksi signaalin ja kohinan suhteeksi vähintään 54 dB.

Signaaligeneraattorin toimintaperiaate perustuu siniaallon tuottamisessa signaalin rakentamiseen paloittain: Kun oletetaan siniaallon vaihetiedon olevan lineaarinen välillä $[0, 2\pi]$, voidaan signaalin tuottamisessa käyttää hyväksi kellotaajuuden antamaa tietoa vaiheesta. Signaaligeneraattorin kellon yhden syklin ollessa ajan muutoksen Δt pituinen, saadaan vaiheen muutokseksi $\Delta\theta$ ja edelleen kulmataajuudeksi ω yhtälö [14]

$$\Delta\theta = \omega\Delta t \iff \omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} . \quad (1)$$

Kun tiedetään myös, että $\omega = 2\pi f$ ja käytetään ajan muutoksena Δt kellotaajuutta $f_{MCLK} = \frac{1}{\Delta t}$, saadaan yhtälö (1) muotoon

$$f = \frac{\Delta\theta \times f_{MCLK}}{2\pi} . \quad (2)$$

Tämän yhtälön antamaa tietoa signaaligeneraattori käyttää signaalin muodostamiseen pysyäkseen oikeassa aallon vaiheessa. Generaattorin taajuusrekisteri käyttää 28-bittistä vaihelaskinta, minkä vuoksi taajuusrekisterissä arvo 2^{28} vastaa signaalin vaihetta 2π . Tällöin taajuusrekisterin vaihemuutokselle $\Delta\theta'$ pätee $0 < \Delta\theta' < 2^{28} - 1$ ja yhtälö (2) saadaan muotoon

$$f = \frac{\Delta\theta' \times f_{MCLK}}{2^{28}} , \quad (3)$$

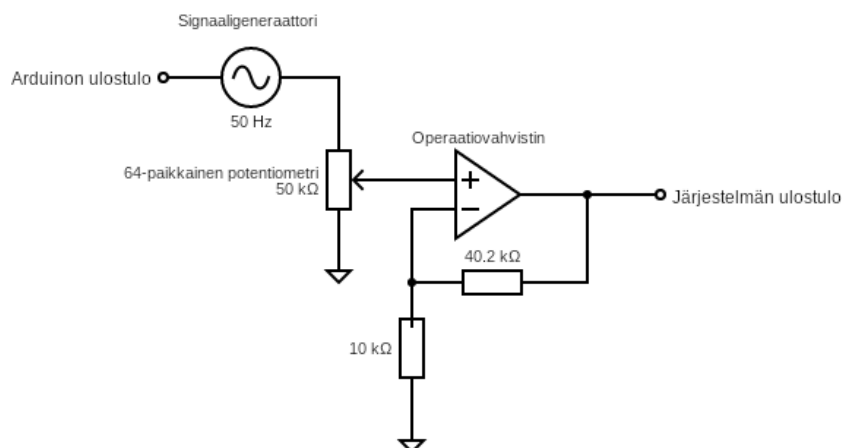
jolloin pienin taajuuden muutos rekisterissä on 25 MHz:n kellotaajuudella noin $\frac{\times 10^6}{2^{28}} \approx 0,045$ Hz. Tästä numeerisesti ohjatusta heilurista (engl. NCO, Numerically Controlled Oscillator) vaihetieto muunnetaan siniaallon mukaiseksi arvoksi bittikartan avulla, joka tallennetaan siniaallon vaihetta ohjaavaan rekisteriin. Bittikartasta vaihetieto voidaan muuttaa suoraan amplitudiksi, jolloin rekisterin välimuistista voidaan suoraan ohjata DAC-muuntajaa. DA-muuntaja (engl. Digital to Analog Converter) muuntaa sille syötetyn digitaalisen tiedon siniaaloksi tässä tapauksessa 10 bitin tarkkuudella. Lisäksi signaaligeneraattori sisältää jänniteregulaattorin, joka tasoittaa piirin syöttöjännitettä ja muuttaa sen piirin vaatimaan jännitteeseen. [14]

2.1.3 Waveform Click signaalilähteenä

Aloitin työn etsimällä valmiita laitteistokokonaisuuksia, joista voisi mahdollisimman pienellä muokkauksella saada EEG-laitteiston kalibrointiin soveltuvan apuvälineen. Kaupallisesti saatavilla olevista malleista sopivaksi aloituslaitteistoksi valikoitui Mikroelektronika Waveform Click, joka sisältää kappaleissa 2.1.1 ja 3.1 esitellyt komponentit, eli signaaligeneraattorin ja digitaalisesti ohjattavan potentiometrin. Lisäksi laitteessa on valmiiksi suunniteltuja häiriönpoisto-ominaisuuksia. Signaalin resoluutio on 28-bittinen, kuten signaaligeneraattorissakin (ks. kappale 3.1).

Koska tietoa digitaalisen potentiometrin tarjoamasta jännitealueesta ei ollut saatavilla, piti tällä laitteistolla tuotettavan signaalin amplitudialue selvittää itse. Piirin sisältämä potentiometri on Analog Devices Inc:n valmistama AD5227, joka on 64-paikkainen digitaalinen potentiometri. Potentiometriä ohjataan syöttämällä sen ohjauslogiikkaan tieto siitä, halutaanko resistanssia muuttaa ylös- vai alaspäin ja määrittämällä askelten määrä. Potentiometrin säätö on varsin nopeaa, se kestää vain mikrosekunnin [15]. Signaaligeneraattorin amplitudia pystytään näin säätämään muuttamalla potentiometrin arvoja, minkä jälkeen signaalille voidaan suorittaa vahvistus- ja vaimennusoperaatioita, kuten kuvan 1 operaatiovahvistimella tehty puskurointi signaalin vakauden lisäämiseksi.

Potentiometrillä saavutettava jännitealue oli ensimmäisten mittausten perusteella noin 20 mV – 1 V, mikä on haluttua amplitudia merkittävästi suurempi. Signaalilähteen jatkokehittämiseen ja jännitteen pienentämiseen palataan kappaleessa 3.2.



Kuvio 1. Hahmotelma Waveform Clickin piirikaaviosta AD9833-signaaligeneraattorilta signaalin ulostuloon

2.2 Lääketieteellistä taustaa

EEG:n suurin hyöty ja samalla yleisin käyttötarkoitus on epilepsioiden² ja epileptisten kohtausten diagnostiikka [16]. Tällä hetkellä EEG on ainut spesifinen diagnostinen tutkimus epilepsialle, mutta se mahdollistaa myös aivotoiminnan monitoroinnin teho-osastoilla ja sitä voidaan käyttää monen muunkin taudin tai aivotoiminnan häiriöiden diagnosointiin [17]. Yleisimmässä käyttötarkoituksessaan aivosähkökäyrän mittaminen antaa potilaasta arvokasta tietoa aivosähköisestä toiminnasta, jonka häiriö muun muassa epilepsia on. Siksi EEG on erityisen hyvä mittari aivotoiminnan häiriön toteamiseksi [3]. Muunlaisissa tutkimuksissa, kuten rakenteellisten aivosairauksien diagnostiikassa, ovat muut menetelmät korvanneet EEG:n pääasiallisena tutkimusmenetelmänä, sillä EEG:n antama informaatio esimerkiksi aivoston kehityshäiriöihin viittaavissa muutoksissa on melko epäspesifistä. Kuitenkin EEG:tä voidaan käyttää lääketieteellisen tarkoituksen lisäksi myös apuvälineenä: Koneoppimisen avulla aivosähköisiä tapahtumia voidaan esimerkiksi käyttää hyödyksi älykkäiden apuvälineiden ohjauksessa [18].

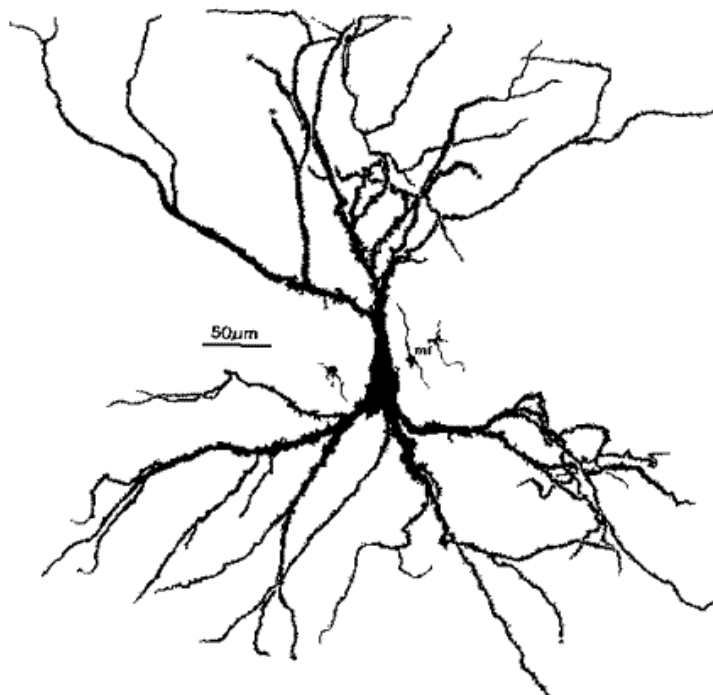
Epilepsiaepäilyssä on aivosähkökäyrän rekisteröinti varsin tärkeä menetelmä epilepsian toteamisessa ja luokittelussa, vaikka diagnoosi yleensä tehdäänkin kliinisten kohtausten perusteella. Osassa epilepsioista kohtauksia kuitenkin esiintyy niin

²Yläkäsitteenä epilepsia käsittää laajan joukon erilaisia epilepsioita. Tässä tutkielmassa käytetään epilepsian yläkäsitettä kuvaamaan yleisellä tasolla kaikkia epilepsioita.

runsaasti, että kohtauksia saadaan rekisteröityä jo EEG:n mittaamisen aikana, jolloin diagnoosi varmistuu tätä kautta. Muutoin kohtausten välisiä EEG-tutkimusten tuloksia voidaan käyttää hyväksi epilepsiaa luokitellessa. [3]

2.2.1 Tyypilliset EEG-signaalit ja niiden synty

Aivosähköinen toiminta tuottaa aivokuoren sähköpotentiaalissa muutoksen, joka voidaan mitata suoraan aivokuorelta tai päänahan pinnalta hetkellisenä potentiaalierona. Merkittävin signaalilähde aivokuorelta mitattavissa potentiaaligradien-teissa on pyramidisolujoukkojen yhtäaikainen aktivaatio, joista syntyy sähkövirta ja sen seurauksena aivokuorelle ja päänahalle ulottuva potentiaaligradien-tti [3, 19]. Pyramidisolut, jollaisesta esimerkki on esitetty kuviossa 2, toimivat sähköisesti hyvin samankaltaisesti kuin muutkin hermosolut: Hermosolu on negatiivisesti varautunut sen sisällä olevien kaliumionien ansiosta. Kun solun tasapainoa häiritään esimerkiksi sähköisellä ärsykkeellä, Ca^{2+} -, Na^+ - ja K^- -ionit virtaavat ionipumppujen avulla solusta sisään ja ulos aiheuttaen muuttuvan sähkö- ja magneettikentän [20]. Kun solujoukossa tapahtuu paljon tällaisia yhtäaikaisia aktivaatioita, solujoukon yhteis-potentiaali kasvaa niin suureksi, että niiden aiheuttama sähkökenttä voidaan havaita jopa päänahan pinnalta EEG-anturilla [21].



Kuvio 2. Havainnollistus tyypillisestä aivoturson pyramidisolusta (Kuva: David Beeman [22], 2005)

Sähköiset potentiaalit välittyvät aivokuorelta aina mittauselektrodille asti, koska aivokoren ja päänahan väliset kerrokset ovat pääosin sähköä johtavia [23]. Päänahan pinnasta mitattava potentiaali ei ole yhtä voimakas kuin aivokuorella, mutta kuitenkin mitattavissa. Pään pinnalta havaittavan signaalin synty vaatiikin melko laaja-alaisen pyramidisolujen aktivaation: Vasta noin 10 cm^2 korteksialueen aktivoituminen voidaan havaita päänahkaan asennetuilla elektrodeilla [24]. Vaikka aivokuorella potentiaalit ovatkin suurempia kuin päänahan pinnalta mitatut, ovat aivokuorelta mitattavat herätepotentiaalit eli intrakraniaaliset mittaukset kuitenkin melko harvinaisia, sillä niiden mittaaminen on suoritettava leikkauksen yhteydessä, aivokuoren ollessa näkyvissä. Myös Stereo-EEG:tä (mittausta, jossa elektrodit asetetaan haluttuun aivoalueeseen pienen poran ja piikin avulla) käytetään yliopistosairaaloissa jonkin verran, mutta menetelmänä päänahan pinnalta mitatut EEG-tutkimukset ovat näitä huomattavasti yleisempiä [3].

Päänahalle asetettavat elektrodit sijoitetaan yleensä 10–20 -standardin mukaan. 10–20 -standardissa elektrodit jaotellaan pään alueelle jakamalla mittauspinta suhteellisiin osuuksiin: Ensimmäiset elektrodit sijoitetaan otsalohkon etureunasta sellaisen

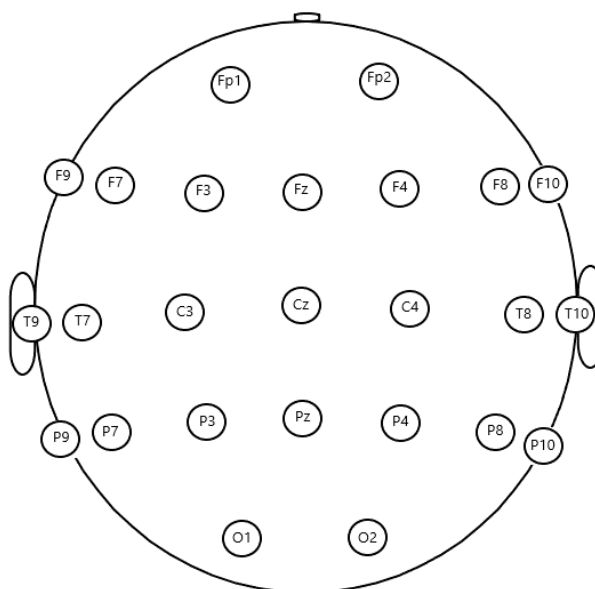
etäisyyden päähän, joka vastaa kymmentä prosenttia otsalohkon etureunasta takaraivolle asti ulottuvasta etäisyydestä. Seuraavat elektrodit sijoitetaan puolestaan 20 prosentin osuutta vastaavien etäisyyksien päähän, kunnes viimeisen elektrodin ja mittausalueen reunan väliin jää jälleen 10 prosentin osuutta vastaava etäisyys. Samaa sijoittelua sovelletaan myös sivusuunnassa, jolloin reunimmaisiet elektrodit ovat koko pään alueella 10 % suhteellisen matkan päässä mittausalueen reunoista ja loput elektrodit 20 % suhteellista matkaa vastaavan etäisyyden päässä toisistaan. Referenssipisteenä elektrodeille käytetään yleensä korvalehteä tai mittauspisteiden jännitteiden keskiarvoa. [3]

Aikaisemmin 10–20-standardissa on ollut tyypillisesti 19 elektrodia, mutta nykyiset suositukset ajavat muutosta kohti 10–10-standardista implementoitua versiota [25], missä edellä esitettyjen elektrodien lisäksi preaurikulaariselle mittausketjulle, eli pään sivuille lähes korvan tasalle sijoitetaan kuusi uutta elektrodia (elektrodit F9, F10, T9, T10, P9 ja P10). Näin elektrodien kokonaismäärä nousee 25:een, jolloin myös ohimolohkon tyvi ja etuosa, jotka ovat epileptisten tapahtumien tyypillisimpiä lähteitä, tulevat paremmin katetuksi [25]. Esimerkki 10–20 -standardin mukaisesta elektrodisijoittelusta on esitetty kuviossa 3. Samaa elektrodisijoittelua noudattaen tehdään myös unitutkimusta, jossa elektrodien määrä on yleisesti vähintään 13 [26].

Elektrodipaikat on nimetty aivolohkojen sekä sen mukaan, ovatko ne vasemmalla vai oikealla puolella: Ensimmäinen kirjain kertoo aivolohkon alueen (esimerkiksi F = frontaalinen ja O=okkipitaali- eli takaraivolohko). Jälkimmäinen numero tai kirjain kertoo elektrodin sijainnin sivusuunnassa siten, että parilliset elektrodit ovat oikealla puolella ja parittomat vasemmalla. Keskiviivan elektrodit on merkitty z-kirjaimella. [3, 27]

2.2.2 Aivosähköiset rytmit

Kliinisesti merkittävät ja dominoivat aivojen sähköiset rytmit voidaan luokitella alfa-, beeta-, gamma-, delta- ja theetarytmeihin [28]. Gammarytmiä kutsutaan joskus myös nopeaksi beetarytmiksi [27]. Näiden taajuudet ovat tyypillisesti 0,5 Hz:n ja 150 Hz:n välillä, mutta päänahalta mitattavien rytmien osalta keskitytään yleensä välille 1–25 Hz. Tämän vuoksi myös EEG-vahvistimen kalibroinnissa rytmien tyypillisille taajuuksille on kohdistettu erityistä mielenkiintoa. Aivosähköisten rytmien tyypilliset taajuuksivälit on eritelty taulukossa 1.



Kuvio 3. 10-20-standardin mukaiset uudet elektrodien sijoituspaikat

Rytmin nimi	θ	α	β	γ
Tyypillinen taajuus (Hz)	4–7,5	8–13	14–26	30–150

Taulukko 1. Tyypilliset aivosähköisten rytmien taajuudet [3, 16, 23].

Taajuuksien lisäksi aivosähköisten rytmien amplitudia tarvitaan etenkin vastasyntyneiden ja pienten lasten EEG-tutkimuksissa [29]. Koska pienten lasten aivosähköiset rytmeille ei ole taajuusmuotoisia viitearvoja, tarkkaillaan näissä tutkimuksissa sähköisten rytmien amplitudia [8, 29]. Pienten lasten EEG-tutkimuksissa aivosähköisen toiminnan arviointi perustuukin siksi enemmän rytmien olemassaoloon ja amplitudiin [3, 8, 17, 29].

2.2.3 Epilepsiakohtaukset

Epilepsia käsittää laajan joukon oireyhtymiä, joiden oireet tai syyt vaihtelevat moninaisesti. Yhteistä näille on kuitenkin epileptiset kohtaukset. Arviolta 8-10 % väestöstä saa elässään vähintään yhden epileptisen kohtauksen [16]. Epileptisessä kohtauksessa aivojen sähköinen toiminta häiriintyy, minkä seurauksena myös kohtauksen saaneen henkilön aivotoiminta häiriintyy. Häiriö näkyy EEG-tutkimuksessa terävinä piikkeinä, ja epileptisen kohtauksen aikana potilaan EEG-signaali poikkeaa selvästi normaalista [28].

Yleensä epilepsia alkaa jostakin tietystä osasta aivoja, mutta aina selvää alkamis-

pistettä ei voida määrittää suoraan EEG-signaalin perusteella [4]. Tueksi kohtauksen alkupisteiden löytämiseen voidaan käyttää erilaisia signaalin analysointimenetelmiä, kuten reunaperusteinen analyysi, jolla on onnistuttu havaitsemaan paikallisalkuisen epilepsian leviämisvaihe aivolohkosta toiseen [30]. Kohtauksia voidaan ennustaa algoritmien avulla ja esimerkiksi tiettyjen mittauskanavien painotuksella jopa yli 98 % tarkkuudella [31]. Lisäksi adaptiivisella signaalinkäsittelyllä voidaan nopeuttaa ja tehostaa datan käsittelyä ja tulkintaa [32].

2.3 Epileptisten kohtausten tunnistamiseen käytettävä laitteisto

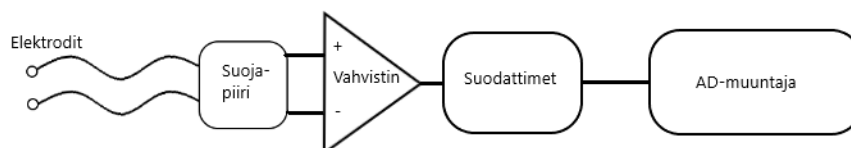
Useimmiten epilepsia voidaan todeta pelkän EEG-vasteen avulla, mutta on olemassa sellaisiakin taudinkuvia, joissa kohtauksen erottaminen voi olla hyvin vaikeaa tai diagnoosi voi olla harhaanjohtava, jos se tehdään pelkän EEG-vasteen perusteella [5, 16, 33]. Myös epilepsian syyt ja seuraukset voivat sekoittua, jos potilaan toimintaa ei tarkkailla kokonaisvaltaisesti. Video-EEG:llä (VEEG) tallennetun synkronoidun EEG-vasteen ja potilasta kuvaavan videokuvan avulla kohtauksen tyyppi on helpompi määrittää ja myös diagnoosin tekeminen helpottuu [5, 34]. Tällaisessa kokonaisvaltaisessa tarkkailututkimuksessa syy-seuraussuhteet kohtauksen alkaessa on helpompi erottaa, kun tukena diagnoosin teossa on EEG:n lisäksi muutakin potilaasta saatavaa dataa [33]. Usein videokuvan ja EEG-vasteen lisäksi potilasta monitoroidaan myös mikrofonin, hengitysvyön ja sydänpöytä eli EKG:n avulla, sillä sydänpöydän eri vaiheiden tunnistamisella voidaan samanaikaisesti poissulkea autonomisen hermoston häiriöitä, joilla voi olla esimerkiksi epilepsian kaltaisia oireita [3]. Hengitysvyöllä puolestaan voidaan tutkia esimerkiksi uniapnean ja epileptisten kohtausten yhteyttä [6].

Laadunvalvonnan avulla pyritään varmistamaan EEG-vahvistimen ja muiden video-EEG:hen liittyvien oheislaitteiden välinen synkronisaatio. Jos esimerkiksi videokameran tallentama kuva tulisi viiveellä tai virheellisellä aikaleimalla suhteessa vahvistimen antamaan signaaliin, saattaisi tästä seurata pahimmillaan virheellinen diagnoosi ja edelleen sen seurauksena vääränlaista hoitoa potilaalle. Aikasynkronisaation lisäksi EEG-laitteiston laadunvalvonnassa keskitytään vahvistimen toimintaan ja tutkimustietokoneella käytettävien digitaalisten suodattimien toimintaan. Signaalin vahvistaminen ja digitaalisten suodattimien toiminta ovat aikasynkronisaation

lailla tärkeitä ominaisuuksia laitteistossa, sillä esimerkiksi sähkönjakeluverkon 50 Hz:n vaihtojännite aiheuttaa näkyviä häiriöitä EEG-mittauslaitteiston tuottamaan signaaliin antureiden ja johtimien kautta. Lisäksi digitaalisia suodattimia voidaan käyttää aivosähköisten rytmien (kappale 2.2.2) löytämiseen ja tarkasteluun.

2.3.1 EEG-vahvistin

Tyypillisesti EEG-vahvistin sisältää suojapiirin, vahvistimen, erilaisia suodattimia sekä analogidigitaalimuuntajan (AD-muunnin), jolla signaali muunnetaan analogisesta digitaaliseen muotoon. Kuvion 4 toimintakaaviosta voidaan havaita, että laitteen perusrakenne ei ole kovin monimutkainen, mutta tutkimusten asettamat vaatimukset laitteen EMC-yhteensopivuudelle eli sähkömagneettisten häiriöiden sietokykyvylle ovat melko tiukat. Koska mitatut jännitteet päänahan pinnalta ovat tyypillisesti vain joitain kymmeniä mikrovoltteja, on ulkoisten magneettikenttien aiheuttama häiriö lähes väistämätöntä [21]. Myös laitteiston itsensä aiheuttama häiriösignaali voi kytkeytyä mittauselektrodeihin tai niiden johtimiin, minkä vuoksi häiriönsuojaukseen ja EMC-yhteensopivuuteen on panostettava jo laitetta suunniteltaessa sekä määritettäessä laitteen käyttöpaikkaa ja -olosuhteita.



Kuvio 4. EEG-vahvistimen toimintakaavio

Häiriönpoisto-ominaisuuksien ja signaalinkäsittelyn lisäksi EEG-vahvistimen tärkeänä komponenttina on integroitu suojapiiri, jolla estetään potilaan altistuminen sähköiskuille mahdollisissa vikaantumistilanteissa [21]. Suojapiiri päästää lävitseen ainoastaan potilaasta vahvistimeen kulkevat signaalit ja estää puolestaan laitteistosta potilaaseen kulkevan sähkövirran kulun. Potilaan suojaaminen on erittäin tärkeää, sillä samaa vahvistinta voidaan käyttää myös intrakraniaaliseen mittaukseen. Tällöin mahdollinen sähköisku voisi kohdistua suoraan potilaan aivokudokseen, millä puolestaan voi olla vakaviakin seurauksia aivotoimintaan tai potilaan muihin elintoimintoihin.

EEG-vahvistimeen tuleva signaali kulkee suojapiirin jälkeen vahvistinpiiriin, joka vahvistaa tämän hyvin pieniamplitudisen signaalin helpommin käsiteltävään muotoon. Vahvistettu signaali ei myöskään ole yhtä herkkä häiriöille. Toisaalta vahvistinpiirillä saatetaan voimistaa myös häiriösignaaleja. Vahvistuksen jälkeen signaalia voidaan kuitenkin helpommin suodattaa ja muokata halutun mukaiseksi. Vahvistimelta signaali kulkee pehmennyssuotimeen (anti-aliasing filter), joka suodattaa signaalista tarpeettoman korkeat ja matalat taajuudet pois. Esimerkiksi lihasten aiheuttama korkeataajuinen häiriösignaali suodatetaan EEG-vahvistimessa pois ennen signaalin muuntamista lukukelpoiseen muotoon [21].

EEG-signaali on analogista signaalia, joka pitää muuttaa digitaaliseen muotoon ennen sen lukemista tietokoneella tai muulla päätelaitteella. Tätä varten EEG-vahvistin sisältää myös AD-muuntajan (myös ADC, Analog to Digital Converter), jonka funktio on muuntaa analoginen signaali digitaaliseen muotoon: kullakin ajanhetkellä mitattu jännite vastaa numeerista arvoa, joka syötetään vahvistinta lukevalle laitteelle. Kun tietoa jännitteestä kerätään jatkuvasti, voidaan lukulaitteelle, kuten tietokoneelle, tallentaa signaalin jännitevaihtelut ajan funktiona. AD-muuntajan toimintaperiaate on pitkälti kappaleessa 3.1 kuvatun DA-muuntajan kaltainen, mutta sen toiminnot suoritetaan päinvastaiseen suuntaan.

2.3.2 EEG-monitorointilaitteistoon integroitu videokamera ja mikrofoni

EEG-monitorointilaitteistoon integroitu videokamera on erittäin hyödyllinen työkalu epilepsiakohtausten tunnistamisessa ja luokittelemisessa [33]. Myös mikrofoni tuo arvokasta lisätietoa potilaan tilasta sekä lyhyiden että pitkäaikaisten rekisteröintien aikana. Mikrofoni kuuluu kameran tavoin video-EEG-mittausasetelmaan. Videokameran ja mikrofonin aikasykronointi vahvistimen kanssa perustuu niiden kytkemiseen tietokoneeseen: Kun tietokoneelta aloitetaan tallennus, vahvistin-, mikrofoni- ja videokameratietojen rekisteröinti tapahtuu samanaikaisesti potilaskohtaiseen tallennustilaan, jolloin eri vasteiden aikaleimat saadaan keskenään synkronoiduiksi. Jotta synkronoinnin tarkkuus voidaan varmistaa, suoritetaan EEG-monitorointilaitteille vuosittain näiden aikaleimojen tarkistusmittaus. Laadunvalvontaa käsitellään tarkemmin kappaleessa 4.

2.4 Signaalinkäsittely

EEG-signaali on hyvin herkkä erilaisille häiriöille ja artefaktoille, jotka voivat johtua esimerkiksi silmänräpäytyksistä, muista tutkimuslaitteista tai verkkojännitteestä. Sen vuoksi signaalia käsitellään sekä EEG-vahvistimessa että jälkikäteen tietokoneella. Useimmiten jo signaalin vahvistuksen jälkeen signaalinvahvistimessa on alipäästösuodatin, jolla pyritään vaimentamaan kaikki yli 100 Hz taajuudet. Tätä korkeammat taajuudet eivät ole kliinisesti merkittäviä, joten ne aiheuttavat vain turhaa häiriötä mittauksessa. Alipäästösuodattimen lisäksi vahvistimessa voidaan käyttää myös tasoitus-suotimia, jotka kompensoivat vahvistimen epälinearisuuksia. [28, s.79]

Verkkojännitteen aiheuttama 50 Hz:n häiriösignaali on helppo suodattaa varsinaisesta näytesignaalista pois, sillä sen taajuus pysyy yleensä vakiona. Kuitenkin esimerkiksi tässä tutkimuksessa käytetyssä laitteistossa tämä suodatus on tehty digitaalisesti, jotta suotimen voi tarvittaessa kytkeä pois päältä. Suotimen käyttämättä jättäminen voi joskus olla hyödyllistä, sillä myös 50 Hz:n taajuuden ympärillä voi esiintyä kliinisesti merkittäviä aivosähköisiä rytmejä ja tapahtumia (ks. kappale 2.2.2). Vaikka häiriönpoiston pitäisikin teoriassa tapahtua vain hyvin kapealla taajuuskaistalla, on todellinen suodatuskaista aina äärellisen levyinen. Digitaalisesti suotimesta kuitenkin saadaan hyvin kapea, ja lisäksi suodattimen voi jälkikäteenkin lisätä tai poistaa mittausdatan käsittelyä varten. Suodatettua ja suodattamatonta dataa vertailemalla voidaan esimerkiksi havaita, mitkä tapahtumat datassa ovat mahdollisesti aivoperäisiä ja mitkä häiriön aiheuttamia.

Kun analogista signaalia muutetaan digitaaliseen muotoon, se tehdään aina äärellisen kokoisissa osissa: signaalin jännitteen arvo luetaan tietyllä ajanhetkellä, tallennetaan digitaalisesti lukuarvoksi ja aloitetaan seuraavan arvon mittaus seuraavalle muistipaikalle. Tämän näytteenoton nopeutta voidaan kuvata näytteenottotaajuudella, joka kertoo tallennettujen lukuarvojen määrän sekunnissa. Koska EEG-signaalin suurimmat relevantit taajuudet ovat alle 100 Hz:n mittaluokassa, täytyy näytteenottoteoreeman [35, s.3] mukaisesti näytteenottotaajuuden olla vähintään 200 näytettä sekunnissa. Tätä rajataajuutta kutsutaan Nyquistin taajuudeksi, joka voidaan ilmaista myös kaavamuodossa

$$F_N \geq 2 * f_s . \quad (4)$$

Kaavassa $4 f_s$ on suurin signaalin sisältämä taajuus ja F_N Nyquistin taajuus, eli

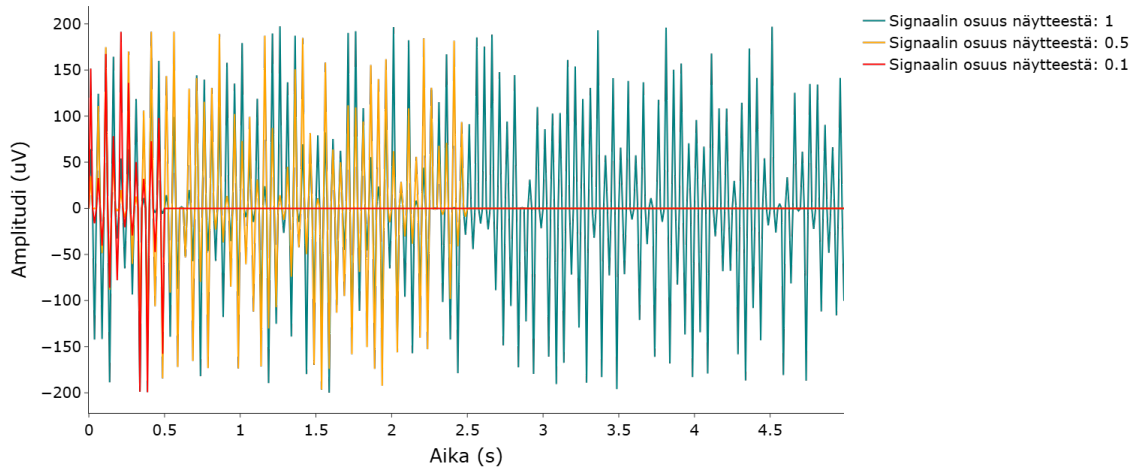
pienin näytteenottotaajuus, jolla signaalin laskostuminen voidaan välttää. Jos näytteenottotaajuus olisi esimerkiksi 100 näytettä sekunnissa, saataisiin vain 50 Hz:n ja sitä pienempien taajuuksien aaltomuodot esitettyä digitaalisessa muodossa ekvivalenteina. Tätä suuremmat taajuudet puolestaan laskostuisivat joksikin toiseksi taajuudeksi. Tässä työssä käytetyn EEG-vahvistimen näytteenottotaajuutena on käytetty useimmiten taajuutta 250 näytettä sekunnissa. Kun EEG-vahvistimelta saatua dataa rekisteröidään, voidaan sitä käsitellä monitorointilaitteiston lisäksi myös ulkoisilla ohjelmilla. Tiedosto voidaan tallentaa tekstitiedostona, jota voidaan lukea laajemmin erilaisilla ohjelmilla, kuten Pythonilla tai MATLAB:illa. Tämä helpottaa esimerkiksi kalibroinnin tulosten käsittelyä. Sairaalan käytössä on MATLAB-pohjainen analyysiohjelma, mutta koska kyseessä on lisensoitu ja maksullinen ohjelma, on tämän tutkimuksen oheistuotteena kehitetty myös kalibrointidatan analysointityökalua. Kalibroinnin tulosten tarkasteluun ja kalibrointisignaalin laadun määrittelyyn voidaan käyttää useita eri keinoja: Tämänhetkisellä MATLAB-pohjaisella analyysillä tarkkailaan vain signaalin amplitudivaihtelua. Kuitenkin tämä antaa melko kapean kuvan signaalin laadusta ja laitteiston toimivuudesta. Parempi tarkastelumenetelmä on esimerkiksi rekisteröidylle kalibrointisignaalille tehty Fourier-muunnos, josta nähdään helposti käytetyt taajuudet. Lisäksi Fourier-muunnoksessa näkyvien taajuuksien ympärillä havaittava heilahtelu kertoo signaaligeneraattorin tai EEG-vahvistimen mahdollisesta huojunnasta. Fourier- ja Wavelet- analyysijä on käytetty viime vuosikymmeninä yhä enenevässä määrin EEG-datan käsittelyyn ja analysointiin [23], mutta ne soveltuvat kliinisten käyttötarkoitustensa lisäksi varsin hyvin myös kalibrointisignaalin analysointiin. Tässä työssä analysointiin käytetään FFT-analyysiä (Fast Fourier Transform), jonka yleisin numeeriseen ratkaisuun käytetty algoritmi on Cooleyn-Tukeyn algoritmi [36]. Tässä algoritmista käytetty summafunktio diskreetin Fourier-muunnoksen tekoon on

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{2\pi i}{N}nk} , \quad (5)$$

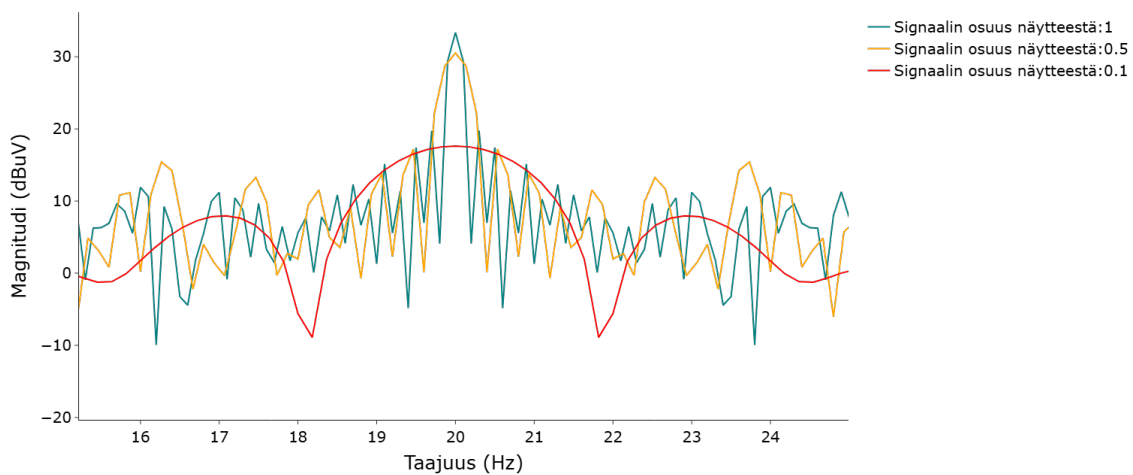
missä N on muunnettavan datan datapisteiden määrä ja k kokonaisluku välillä $[0, N - 1]$, joka indeksoi kutakin pistettä taajuusavaruudessa. Cooleyn-Tukeyn algoritmi kuuluu niin sanottuihin *hajota ja hallitse* -algoritmeihin, joissa menetelmänä on pilkkoa data osiin ja laskea sen pienemmille osille erilliset Fourier-muunnokset. Yleensä Cooleyn-Tukeyn algoritminä käytetään *radix-2*-muunnosta, joka jakaa sum-

mafunktion ensin parillisiin ja parittomiin alkioihin sekä edelleen pienempiin osiin. Näille pienille palasille voidaan laskea verrattain pienelläkin laskentateholla Fourier-muunnokset, ja edelleen summaamalla ne yhteen saadaan koko otoksen Fourier-muunnos laskettua nopeasti ja tehokkaasti [36].

Fourier-muunnoksesta saaduille taajuuksille, jotka piirretään (taajuus, magnitudi)-kuvaajaan, voidaan laskea taajuuspiikkien puoliarvoleveys kuvaajasta. Puoliarvoleveys kertoo tässä tapauksessa taajuuden vakaudesta, ja sen avulla voidaan arvioida EEG-vahvistimen ominaisuudet ja vertailuarvot huomioon ottaen myös kalibrointilaitteen vakautta. Havainnollistin puoliarvoleveyttä ja FFT-analyysiä simuloimalla häiriöllistä sinisignaalia siten, että muutin signaalin osuutta kokonaisnäytteestä. Simuloidun signaalin suurin amplitudi oli $200 \mu\text{V}$, ja häiriösignaali vaimensi signaalin amplitudia satunnaisella taajuudella ja voimakkuudella. Kuviossa 5b on esitetty, miten signaalin osuus kokonaisnäytteestä vaikuttaa näytteen FFT-kuvaajaan: Kun signaali on päällä koko näytteistyksen ajan, on taajuusavaruudessa signaalin taajuuden kohdalla selkeä ja kapea piikki. Signaalin ollessa päällä vain osan näytteenottoajasta on sen taajuutta vastaava magnitudi pienempi. Samalla 20 Hz taajuutta ympäröivien taajuuksien muodostama piikki levenee.



(a) Simuloitujen näytteiden kuvaaja. Punainen signaali on päällä vain 0,5 sekuntia, keltainen 2,5 sekuntia ja sinivihreä koko viiden sekunnin näytteen ajan.



(b) Otos simuloitun 20 Hz häiriöllisen sinisignaalin FFT-kuvaajasta. Signaalien osuudet 5 sekunnin näytteestä on esitetty kunkin sarjan kuvauksessa. Näytteenottotaajuutena on käytetty 80 Hertsiä.

Kuvio 5. Simuloidun sinisignaalin amplitudi on esitetty kuviossa 5a ajan funktiona ja FFT-analyysin jälkeen kuviossa 5b signaalin magnitudi taajuuden funktiona.

Koska taajuusjakauman voidaan olettaa olevan gaussinen, on taajuusavaruudessa piikin puoliarvoveveys noin 2,355 kertaa keskihajonnan σ verran, eli $FWHM = \sqrt{8\ln 2}\sigma \approx 2,355\sigma$. Taajuuksista 97,5 % on tällöin gaussisessa jakaumassa alle puoliarvovevyyden päässä piikin keskikohdasta, joten puoliarvovevyyden ulkopuoliset taajuudet ovat verrattain harvinaisia [37]. Siksi puoliarvovevyyden ollessa alle halutun tarkkuuden (0,1 % tai 0,1 Hz, ks. kappale 4.1) ja piikin keskikohdan ollessa lähellä (esimerkiksi alle 0,05 Hz) tavoitetaajuutta, voidaan tämän signaalia mittaavan laitteen, kuten oskilloskoopin tai EEG-vahvistimen olettaa toimivan oikein. Jos piikit ovat tavoitetaajuuden jommalla kummalla puolella systemaattisesti kahdella kalibrointilaitteella mitattuna (esimerkiksi kaksi eri signaaligeneraattoria, joiden tarkkuudet tunnetaan), voidaan kyseessä olettaa olevan EEG-vahvistimen ominaisuus. Jos taas kalibrointilaitteistojen välillä on systemaattinen ero, voidaan Arduinolla säätää kalibrointilaitte tuottamaan tarkemmin kalibrointiohjetta vastaavat taajuudet. Systemaattinen virhe taajuudessa tarkoittaisi sitä, että Arduinon kellotaajuus tai siihen liitetyn signaaligeneraattorin taajuusrekisteri edistää tai jätättää.

Signaalin amplitudille voidaan käyttää tilastollisena menetelmänä esimerkiksi keskihajontaa. Käytän tässä työssä menetelmää, jossa lasken määrätystä osasta signaalia sen jokaisen aallon amplitudin. Amplitudin tarkasteluun käytettävä aikaikkuna on määritelty siten, että siihen sisältyy 20 sekunnin mittainen näyte signaalia kustakin FFT-analyysissä havaitusta taajuudesta. Näytteestä voidaan laskea aaltojen amplitudien keskiarvo ja keskihajonta kullekin taajuudelle, jolloin näytteen eri ajankohdista voidaan arvioida amplitudin vaihtelua: Jokaisen taajuuden kohdalla amplitudien keskihajonta kertoo amplitudin vaihtelusta lyhyellä aikavälillä, kun taas amplitudien keskiarvot kunkin taajuuden kohdalla kertovat pidempien aikavälien vaihteluista. Näin voidaan tarkkailla tilastomenetelmin signaaligeneraattorin ja vahvistimen toimintaa kanavakohtaisesti. Kun EEG-vahvistimen kanavien tietoja vertaillaan keskenään sekä kanavien sisäistä vaihtelua taajuuskohtaisesti, voidaan tilastollisten menetelmien avulla erottaa mahdolliset poikkeavuudet kanavien amplitudi- tai aikarekisteröinnissä. Menetelmässä on kehitettävää sikäli, että amplitudin tarkastelussa ei oteta huomioon häiriöiden vaikutusta amplitudin vaihteluun. Amplitudi- ja taajuusvaihteluiden kartoittaminen on siksi tärkeää, että varsinaisen EEG-mittauksen tuloksista sekä aivosähköisten rytmien taajuus että niiden amplitudi tuottavat kumpikin arvokasta tietoa potilaasta [38].

3 Elektroniikkasuunnittelu

Kalibrointilaitteiston suunnittelussa keskeisimpänä tekijänä on kalibrointisignaalin tuotto siten, että sen amplitudi saadaan riittävän pieneksi ja kohina minimoitua. Toisena tärkeänä pääpiirteenä on eri herätteiden (ääni, valo ja signaali) yhtäaikainen tuotto siten, että EEG-monitorointilaitteen aikasykronointi voidaan luotettavasti varmistaa.

Kohinaa laitteistoon aiheuttavat monet ympäristötekijät. Mittaushuoneessa ja sen ympäristössä käytettävät sähkölaitteet aiheuttavat ympärilleen sähkö- ja magneettikentän, joka voi aiheuttaa häiriöitä tai kohinaa kalibrointilaitteistoon. Lisäksi laitteiston liikuttelu tai johtimien lähellä liikkuminen voi aiheuttaa häiriöitä laitteistoon. Näiden välttämiseksi myös kalibrointiympäristö tulisi valita siten, ettei lähellä ole suuria virtalähteitä tai muita tehokkaita laitteita, jotka voivat aiheuttaa merkittävästi kohinaa laitteistoon.

3.1 Arduino ja AD9833 -moduuli

Arduino UNO on monipuolinen mikro-ohjain, joka on avoimen kehitysalustansa ansiosta hyvin suosittu vaihtoehto mikro-ohjaimilla toimivien laitteiden prototyyppi-vaiheessa. Lähes vastaavilla laitteilla on tehty myös aivosähkökäyrän mittausrakenteita alfa- beeta- ja theetarytmien havainnointiin [39]. Mikro-ohjaimen analogiulostulojen tuottama jännitesignaali on melko kohinaista, mutta ohjainta voi käyttää ohjaamaan myös ulkopuolista signaaligeneraattoria. AD9833 -signaaligeneraattori on pieni, piirilevyille juotettava signaaligeneraattori, joka kommunikoi Arduinon kanssa SPI-väylän (Serial Port Interface) avulla. SPI-väylä on Motorolan kehittämä väylä, jota monet muutkin Arduinon liitettävät anturit ja laitteistot käyttävät [40, s.95]. SPI-liitäntä vaatii toimiakseen neljä johdinta: SCK (Serial Data Clock, kellosignaali ohjaimelta signaaligeneraattorille), MOSI (Master Out Slave In, ohjaimelta signaaligeneraattorille kulkeva väylätieto), MISO (Master In Slave Out, signaaligeneraattorilta ohjaimelle kulkeva väylätieto) sekä SS (Slave Select, digitaalinen signaali, jolla aktivoidaan laite vastaanottamaan väylältä komentoja). SPI-väylän avulla Arduinolla voidaan

näin tarvittaessa muuttaa signaaligeneraattorin taajuutta ja tuotettavan signaalin aaltomuotoa nopeasti, mikä mahdollistaisi jopa epileptisen kohtauksen simuloinnin signaaligeneraattorin avulla.

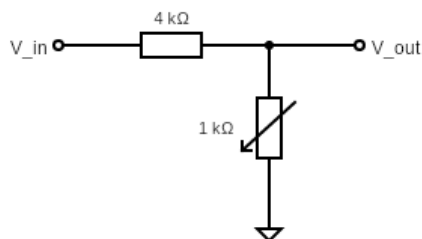
Väylän käyttö suoraan Arduinon ohjelmointikielellä on melko työlästä, mutta Arduinon avoimen kehitysympäristön ansiosta AD9833-moduulille on kehitetty oma kirjastonsa, joka sisältää yksinkertaistettuja komentoja signaaligeneraattorin ohjaamiseen. Näin väylätietoja voidaan lähettää yksinkertaistetuilla komennoilla. Kirjaston komennolla voidaan yhdellä rivillä määrittää signaaligeneraattorilla tuotettavan signaalin aaltomuoto ja taajuus. Ilman kirjastoa tämän suorittaminen vaatisi useiden kymmenien koodirivien kirjoittamisen ja testaamisen, mikä lisäisi työmäärää entisestään.

3.2 Signaalin vaimentaminen ja jännitealueen valinta

AD9833 -moduuli tuottaa signaalia vain ominaisamplitudillaan (0,6 V) [14]. Signaalin amplitudin modulointiin tarvitaan muita komponentteja, joilla jännitealue voidaan säätää halutun suuruiseksi. Tähän on useita keinoja: Kahdella vastuksella toteutettu jännitteenjakaja on näistä varmasti yksinkertaisin, mutta jos amplitudia halutaan muuttaa, täytyy vastuksia vaihtaa tai säätää (jos käytössä on säätövastus). Tähän tarkoitukseen digitaaliset säätövastukset ovat oivallisia. Niitä voidaan muuttaa esimerkiksi Arduinon avulla hyvin pienissäkin portaissa. Monipuolisuus ja nopeus on digitaalisten potentiometrien etu jännitealueen säätämistä suunniteltaessa. Kun jännitteenjako toteutetaan kiinteällä vastuksella ja (esimerkiksi digitaalisella) säätövastuksella, on jännitteen vaimenemiskerroin esimerkiksi kuvion 6 piirissä [40, s.38]

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1k\Omega}{1k\Omega + 4k\Omega} = 0,2 . \quad (6)$$

Jänniteamplitudin skaalaukseen voidaan käyttää myös operaatiovahvistimia. Tietynlaisella kytkennällä operaatiovahvistimesta voidaan tehdä ei-invertoiva ja valita sen vastukset siten, että vahvistuskerroin $\frac{V_{out}}{V_{in}}$ eli vahvistimeen syötetyn ja sieltä ulos tulevan jännitteen suhde on halutun suuruinen. Kappaleen 2.1.3 kuviossa 1 on esimerkiksi ei-invertoivasta vahvistimesta, jonka vahvistuskerroin on $\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{40,2k\Omega}{10k\Omega} \approx 5.02$ [40, s.217]. Vahvistuskertoimen kaava on johdettu Kirchoffin virtalain avulla olettamalla invertoivan tulokanavan potentiaali nolaksi [40, s.217].



Kuvio 6. Esimerkki kiinteällä ja säätövastuksella toteutetusta jännitteenjaka-
jasta

MikroElektronika d.o.o:n valmistamassa Waveform Clickissä signaalin amplitu-
di on toteutettu sekä operaatiovahvistimen että digitaalisen potentiometrin avulla
[41]. Waveform Clickin signaalilähteenä toimii kappaleessa 3.1 esitelty AD9833-
signaaligeneraattori. Valinta sekä signaalin vahvistamisesta operaatiovahvistimella
sekä vaimentamisesta potentiometrillä on todennäköisesti nähty tarpeelliseksi signaa-
lin vakauttamiseksi.

3.3 Valo- ja ääniherätteiden tuottaminen

Valoherätteen tuottaminen voidaan toteuttaa esimerkiksi 1,5 voltin jännitteellä toi-
mivalla LED-valolla. Valonlähdettä voi tutkimuksessa rakennetun laitteiston osana
käyttää valoherätteenä, koska LED-valojen käyttöaika on tyypillisesti tuhansia tunte-
ja [42] sekä sen vaihtaminen vikaantumistilanteessa helppoa ja edullista. LED-valon
päällekytkentäaika on valon ominaisuuksista, mittaustavasta ja virtalähteen kyvyk-
kydestä riippuen aina noin kolmesta nanosekunnista joihinkin mikrosekun-
teihin [43]. Suurimmat viiveet valoherätteen tuottamisessa tulevat siis todennäköisesti Ardui-
non kanavien päällekytkentäajoista, mutta nekään eivät tutkimuksen laatukriteerien
kannalta ole merkittävän suuria (ks. kappale 4.1).

Ääniherätteen tuottamiseen puolestaan valikoitui pietsosummeri, jonka vasteaika
sen päälle kytkemisestä äänen tuottamiseen on hyvin pieni: pietsoilmiön avulla
toimiva summeri pystyy reagoimaan jännitteen muutoksiin lähes välittömästi. Kuten
valoherätteenkin tuottamisessa, viiveen suuruusluokka pietsosummerilla on melko
pieni, alle millisekunnin [44].

Viiveen pienentämiseen Arduinolle syötetyn koodin ja kunkin kanavan aktivoinnin
välillä voitaisiin pienentää manipuloimalla Arduinon porttien konfigurointia, mutta

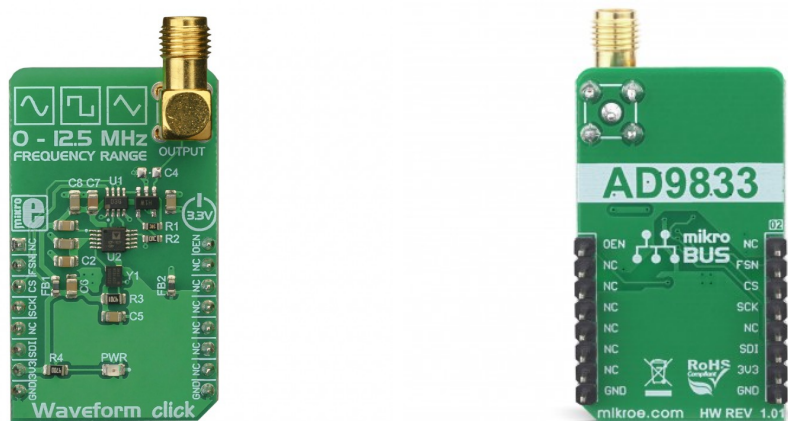
tämän tutkimuksen kaltaiselle laitteistolle se tuskin on tarpeen. Viive komentojen ja kanavien aktivoinnin välillä on mikroprosessorin valmistajan arvion mukaan tyypillisesti huomattavasti alle millisekunnin [45]. Yhteensä valo- ja ääniherätteiden viiveiksi voidaan siis arvioida alle 2 ms, mikä on huomattavasti videokameran erotuskykyä (40 ms) pienempi.

3.4 Layout-suunnittelu ja häiriönpoisto

Kohina on tyypillinen ongelma laitteissa, joissa jännitteet ja signaalin amplitudi ovat pieniä [40, s.481]. Kohinalla tarkoitetaan tässä työssä sekä lämpökohinaa, joka syntyy muun muassa vastusten ja johtimien lämmitessä, että puolijohdekomponenttien synnyttämää raekohinaa. Näiden vaimentamiseen voidaan vaikuttaa esimerkiksi erilaisilla suodattimilla, komponenttisuunnittelulla sekä signaalitehoa kasvattamalla. Koska signaalin amplitudia ei tässä työssä kuitenkaan haluta kasvattaa, keskitytään edellä mainituista keinoista enimmäkseen kahteen ensimmäiseen.

Piirilevyllä komponenttien sijoittelulla ja johtimien reitityksellä voidaan vaikuttaa merkittävästi laitteen kelpoisuuteen esimerkiksi matala-amplitudisen signaalin tuottamisessa [46]. Kohinan poiston lisäksi oikein tehty reititys vähentää riskiä oikosuluille [47]. Tässä tutkimuksessa rakennettu laitteisto sisälsi valmiin signaaligeneraattorin, josta voidaan havaita useita suunnitteluvalintoja, joilla laitteen tuottaman signaalin puhtautta on pyritty optimoimaan. Kuviossa 7 on esitetty Waveform Click -signaaligeneraattorin piirilevy, josta nähdään muun muassa AD9833:n (kuvion 7a komponentti U2) ja potentiometri AD5227:n (kuvion 7a komponentti U1) sijoituspaikat piirilevyllä.

Kuviosta 7 nähdään, että Waveform Clickin suunnittelussa johdinpituudet on pyritty minimoimaan sijoittamalla komponentit mahdollisimman lähelle toisiaan, mikä vähentää johtimiin indusoituvia häiriöitä [48, s.503]. Lisäksi varsinaisen signaaligeneraattorin (AD9833), digitaalisen säätövastuksen (AD5227) ja operaatiovahvistimen (ADA4891-1) syöttöjännitteet on tehty mahdollisimman häiriöttömäksi lisäämällä syöttöjännitepiiriin rinnan kytkettyjä, eri kapasitanssilla varustettuja kondensaattoreita. Kondensaattorit toimivat piirissä RC-alipäästösuodattimina, sillä johtimella on aina jokin resistanssi. Tällöin suuritaajuuksiset häiriösignaalit syöttöjännitteessä johtuvat kondensaattorien kautta maahan.



(a)

(b)

Kuvio 7. Waveform Click (a) etupuolelta ja (b) takapuolelta kuvattuna. Piirikaavio on saatavilla valmistajan nettisivuilla [41] ja siitä on esitetty karkea hahmotelma kuviossa 1. Kaikki komponentit on sijoitettu piirilevyn etupuolelle.

4 Laadunvalvonta ja vaatimusmäärittely

Keski-Suomen sairaanhoitopiirin Sairaalfysiologian yksikön laatukäsikirja antaa kalibrointiohjeessa vaatimukset EEG-laitteistojen kalibroinnille. Työssä käytetään NicOne V32:n kalibrointiohjetta [12] ja laatuvaatimuksia refleктоimaan työn tuloksia ja rakennettavan laitteiston vaatimuksia. Kalibrointiohjeen vaatimukset ovat seuraavat:

1. Signaalin, kuvan ja äänen aikatarkkuus on oltava alle 0,5 sekuntia.
2. Mitattujen signaalien amplitudi ei saa vaihdella yli 10 %.
3. Mitattujen signaalien jaksonaika ei saa vaihdella yli 0,1 %.
4. Käytettyjen suodattimien vaimennus on oltava rajataajuudella yli $\frac{1}{\sqrt{2}}$ (noin -3 dB).
5. Notch-suodattimen vaimennus on havaittavissa 45 ja 55 Hz:n taajuuksilla, sekä vaimennus on lähes täydellinen 50 Hz:n taajuudella.
6. CMRR-kohinatase on noin 3-9 μV ja laitteiston oma kohinatase noin 1-3 μV .
7. EEGQC-analyysi läpäistään (ks. kappale 4.1).

4.1 Laadunvalvonnan käytössä olevat menetelmät

Sairaala Novassa EEG-vahvistimien vuosittainen kalibrointi suoritetaan tällä hetkellä tässä järjestyksessä kalibrointiohjeen [12] mukaisesti:

1. Signaaligeneraattorin mono- ja bipolaarikanavat kytketään rinnan ja vahvistimen maadoituspisteet yhdistetään.
2. Tarkistetaan kanavien kytkentä ja näytön koon kalibrointi. Näytön kalibrointi suoritetaan tarkistamalla rullamitala, että näytöllä olevan ruudun leveys (oletusarvoisesti 3 cm) vastaa sen todellista leveyttä. Tyypillisen EEG-filmin kulkunopeus on 3 cm/s.

3. Käynnistetään signaaligeneraattori. Samalla vahvistimeen kytketyltä näyttöpäätteeltä tarkistetaan, että vahvistimen kanavien impedanssit ovat alle sallitun rajan.
4. Kytetään vielä signaaligeneraattori pois päältä ja käynnistetään rekisteröinti. Suoritetaan laitteen sisäinen kalibrointi kanttiaalloilla ja tarkastetaan, että laitteen itsensä tuottama signaali on samassa vaiheessa jokaisella mittauskanavalla.
5. Sisäisen kalibroinnin jälkeen testataan videokuvan, äänen ja signaalin samanlaisuus kopauttamalla vahvistinta kevyesti sormella ja lyömällä kädet yhteen kameran näkökentässä muutaman kerran. Rekisteröidyistä kuva- ja äänitiedoista voidaan yhdistää aikaleimatut tapahtumat hetkiin, joissa vahvistimessa näkyy sormen napautuksen aiheuttama artefakta. Näin suoritetaan videokuvan ja äänen sekä videokuvan ja sähköisen signaalin väliset aikakalibroinnit, mutta varsinaisesti äänen ja sähköisen signaalin kalibrointia ei suoriteta muuten kuin epäsuorasti.
6. Signaalivahvistimen aika- ja taajuuskalibrointi suoritetaan syöttämällä signaaligeneraattorille $200 \mu\text{V}$:n amplitudilla eritaajuisia signaaleita vuorotellen. Signaalien taajuudet on käyty läpi kappaleessa 2.2.1.
7. Mitataan CMRR-taso (Common Mode Rejection Rate) syöttämällä vahvistimelle signaaligeneraattorilta pienintä mahdollista amplitudia ja asettamalla signaaligeneraattorilla CMRR-häiriöjännitteeksi 1 V.

Kalibroinnista saadulle tekstitiedostolle tehdään laadunvalvonta-analyysi (EEGQC, EEG Quality Control) erillisen MATLAB-ympäristöön rakennetun ohjelman avulla. Ohjelma on suunniteltu varta vasten EEG-laitteiston kalibroinnin apuvälineeksi. Ohjelma tekee tiedostolle Fourier-muunnoksen, minkä jälkeen tiedostosta valitaan käyttäjän toimesta analysoitavat taajuusalueet. Analyysissä tarkastellaan kunkin tarkastelujakson amplitudivaihtelua kanavakohtaisesti. Kun näitä tietoja tarkastellaan joka taajuuden osalta, saadaan jokaisen kanavan toiminnasta kattavasti tietoa, sekä pystytään seuraamaan kunkin kanavan mahdollisia muutoksia edellisissä kalibrointiajoissa saatuihin tuloksiin verrattuna.

Merkittävintä hyötyä kalibroinnin kehittämisessä voidaan saavuttaa herätteiden aikatarkkuutta parantamalla, mikä on myös sairaalan laadunvalvontaa suorittavan

henkilöstön toive tämän työn osalta. Laitteiston tämänhetkinen absoluuttinen aikatarkkuus on 40 ms, koska kameran kuvausnopeudeksi on asetettu 25 fps (engl. frames per second, kuvaa sekunnissa). Kuvausnopeuden nostaminen ei ole kuitenkaan mahdollista tallennustilan rajallisuuden vuoksi, joten herätteiden aikatarkkuuden vaatimustasoksi riittää tällä hetkellä alle 40 ms.

4.2 Menetelmien parantaminen

Sairaala Novan nykyisissä kalibroitimenetelmissä käytetään ulkoisen signaalin sijaan vahvistimen sisäistä signaaligeneraattoria suorittamaan ISCEV:n kalibrointi-standardissa [9] suositeltu, kanttiaallolla tehty EEG-vahvistimen kalibrointi, jossa tarkistetaan vahvistimen vaste nopeisiin jännitteenmuutoksiin. Uudella kalibrointilaitteistolla myös kanttiaallon tuottaminen on mahdollista, mikä monipuolistaisi kalibroitinta hiukan. Standardissa suositellaan myös aivosähköisten signaalien simulointia signaaligeneraattorin avulla, mutta tässä työssä käytetyllä laitteistolla sitä ei pystytä toteuttamaan Arduino Unon pienehkön muistitilan vuoksi. Mikro-ohjainta vaihtamalla EEG-signaalien simulointikin voisi olla mahdollista.

Arduinon avulla suoritettuna laadunvalvontaprosessissa parannetaan pääosin EEG-monitorointilaitteiston osien välistä aikakalibrointia. Kun ääni- ja kuvalähteiden aikakalibrointi suoritetaan suoraan EEG-vahvistinta vasten, poistetaan välistä yksi epävarmuutta lisäävä muuttuja. Suurin etu kalibrointilaitteiston kehittämisessä ei kuitenkaan ole siinä, että EEG-monitorointilaitteiston kalibroinnin laadukkuutta ja virhemarginaalia voitaisiin merkittävästi parantaa, vaan se, että kalibrointilaitteistosta kehitetään helposti modifioitava erilaisiin tarkoituksiin, kuten muiden EEG-vahvistinta hyödyntävien laitteistokokonaisuuksien kalibrointiin. Myös EEG-monitorointilaitteiston kalibroinnin mahdolliset muutokset on helpompi toteuttaa, kun käytössä on käyttäjän ohjelmoitavissa oleva, mukautumiskelpoinen laitteisto.

Lisäksi kalibroinnin toteuttaminen vähentää käyttäjältä tarvittavia toimia ja vähentää siten inhimillisten virheiden määrää. Tällä hetkellä kalibroinnin signaalintuotto-osuus vie noin 13 minuuttia, josta kalibrointisignaalin taajuuksien valintaan ja muuhun tekemiseen kuluu noin 3 minuuttia. Aikasäästö on siis melko pieni, mutta suurin säästö työssä syntyy sen kautta, että kalibrointien uusinnat voivat vähentyä inhimillisten virheiden mahdollisuuksien vähenemisen myötä. Toisaalta uuden laitteen käyttö ja mahdolliset tekniset viat voivat myös lisätä virhelähteitä ja virhetulkintoja. Tämän vuoksi huolellinen debuggaus eli virheenjäljitys on tärkeä osa kehitystyötä.

4.3 Uuden menetelmän luotettavuus

Kalibrointilaitteiston signaalilähteen sekä valo- ja ääniherätteiden potentiaaleja voidaan tarkastella oskilloskoopilla ja vertailla signaalien viiveitä. Näin voidaan varmistaa, millaisella viiveellä herätteet ja signaali kytketään päälle. Jos herätteiden tuottamisen ja signaalin päällekytkennän viive on huomattavasti pienempi kuin vaadittu aikataarkkuus, voidaan aikakalibrointia pitää luotettavana. Signaalin amplitudin ja jaksoaikojen pituuksien tarkkuus puolestaan on helpointa selvittää kalibroimalla se sellaista mittalaitetta (esimerkiksi oskilloskooppia) vasten, jonka amplitudin ja taajuuden mittausrvirheet tunnetaan. Lopullinen arviointi tehdään vertaamalla työssä käytetyllä signaalilähteellä tehdyn EEG-laitteen kalibroinnin tietoja sairaalan käytössä olevalla signaalilähteellä tehtyyn, vastaavaan kalibrointiin. Jos signaalin amplitudien ja jaksonaikojen vaihtelu eivät poikkea merkittävästi vanhalla menetelmällä tehdystä, voidaan uutta menetelmää pitää luotettavana.

Debuggauksella pyritään parantamaan laitteiston turvallisuutta ja toimivuutta. Virheherkkä tai helposti jumiin menevä laitteisto myös vähentää laitteen käyttäjän luottoa sen toimivuuteen. Debuggaus on tässä työssä tärkeä osa prosessia, sillä laitteiston suunnittelussa halutaan ennen kaikkea välttyä sellaisilta virheiltä, jotka voisivat edes välillisesti vaikuttaa potilasturvallisuuteen. Tällaisia virheitä voivat olla esimerkiksi virheellinen aikasykronisaatio ääniherätteen ja signaalin välillä, jolloin kalibroinnin perusteella toimivaksi todettu EEG-laitteisto voisi aiheuttaa vääriä diagnooseja.

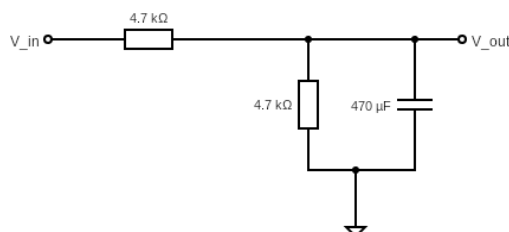
Uuden laitteen käyttöönotto suoritetaan tässä tapauksessa kahdessa vaiheessa:

1. Rakennettua laitetta testataan oskilloskoopin avulla ja tarkastellaan signaalin tasalaatuisuutta ja kohinaa. Lisäksi oskilloskoopin toisella kanavalla mitataan ääni- ja valoherätteiden viivettä signaaliin nähden.
2. Jos laite todetaan soveltuvaksi EEG-laitteiston kalibrointiin, suoritetaan mittaust EEG-laitteistokokonaisuuden avulla ja verrataan sen tuloksia samalle EEG-laitteistolle toisella signaaligeneraattorilla tehtyyn kalibrointiin.

5 Tulokset

Työn edetessä Waveform Clickin käyttö suoraan signaalin tuottoon ei osoittautunut suotuisaksi valinnaksi, sillä sen amplitudia ei saatu digitaalisen potentiometrin avulla riittävän pieneksi. Tämän vuoksi signaalilähdettä jatkokehitettiin käyttäen hyväksi Waveform Clickin piirikaaviota ja komponentteja.

Vaihtoehtoisia etenemistapoja ongelman ratkaisemiseksi olivat joko signaaligeneraattorin uudelleensuunnittelu ja -rakennus siten, että signaalin amplitudi on halutulla tasolla, tai jännitettä pienentävän lisäkomponentin liittäminen signaalilähteen jatkoksi. Koska Waveform Click sisälsi jo valmiiksi hyvin suunnitellun piirin signaaligeneraattorille, totesin järkevämmäksi kehityssuunnaksi lisätä piiriin jännitteenjakaja ja alipäästösuodatin. Näin signaalin amplitudia saataisiin pienennettyä riittävästi.



Kuvio 8. Suodattavan jännitteenjakajan piirikaavio

Rakensin piirin jatkoksi jännitteenjakajan sekä alipäästösuodattimen, jonka rajataajuudeksi f_c haluttiin noin 500 Hz ja vaimennuskertoimeksi $\frac{V_{out}}{V_{in}}$ noin 0,0008, jolloin kalibrointilaitteen jännitealue on noin 10 μV –2,7 mV. Piirikaavio tälle suodattavalle jännitteenjakajalle on esitetty kuviossa 8. Piirin rajataajuus on

$$f_c = \frac{1}{2\pi(R_1 // R_2)C_1} = \frac{1}{2\pi\left(\frac{1}{270\Omega} + \frac{1}{330000\Omega}\right) \cdot 1\mu\text{F}} \approx 589 \text{ Hz} , \quad (7)$$

mikä on riittävän lähellä haluttua rajataajuutta: suodatin vaimentaa tehokkaasti suuria taajuuksia, eikä laske kalibroinnissa käytettyjen taajuuksien amplitudia juuri

lainkaan. Suotimen toimivuutta tutkittiin ennen piirin rakentamista simulaattorin avulla, ja koska simulaation perusteella teoreettinen rajataajuus sekä vaimennus olivat tarkoituksenmukaiset, rakennettiin suodattava jännitteenjakaja osaksi kalibrointilaitteistoa. Kalibrointilaitteiston kokonaisuuteen kuuluivat ensimmäisessä prototyypivaiheessa:

- Tietokone, jolta laitetta ohjataan. Lisäksi tietokone toimii laitteiston virtalähteenä USB-portin kautta.
- Arduino Uno, joka toimii varsinaisen signaaligeneraattorin ja valo- ja ääniherätteiden ohjaimena.
- Waveform Click -signaaligeneraattori.
- KytKentälevy, jossa on valo- ja ääniherätteiden tuottamista varten rakennetut piirit sekä suodattava jännitteenjakaja. Lisäksi levyllä on painonappi, jota voidaan käyttää Arduinon ohjaamiseen.
- Kalibroitava laite tai mittalaite.



Kuvio 9. Valmis kalibrointilaitteisto kotelossaan, jossa on läpiviennit signaalin ulostulolle (kotelon vasemmassa sivussa) ja virtalähteelle (kotelon oikeassa sivussa).

Kuviossa 9 on esitetty kalibrointilaitteisto koteloituna muovilaatikkoon, johon asennettiin tarvittavat läpiviennit ja liitännät EEG-laitteistoon kytkentää varten. Metallikoteloinnilla voitaisiin parantaa laitteistoon vaikuttavien ulkoisten häiriöiden

sietokykyä, sillä kotelo muodostaa laitteiston ympärille Faradayn häkin, joka vaimentaa kotelon sisällä oleviin komponentteihin vaikuttavia sähkö- ja magneettikenttiä [40]. Kuitenkin metallikotelon sijaan prototyypivaiheessa kokeiltiin kotelon ympärille käärittyä alumiinifoliota, jonka pitäisi toimia Faradayn häkkinä metallisen kotelon tapaan, mutta sillä ei todettu olevan laboratorioympäristössä merkittävää vaikutusta kohinatasoon. Tästä voidaan päätellä, että suurin osa laitteesta mitatusta kohinasta muodostuu sen omissa komponenteissa.

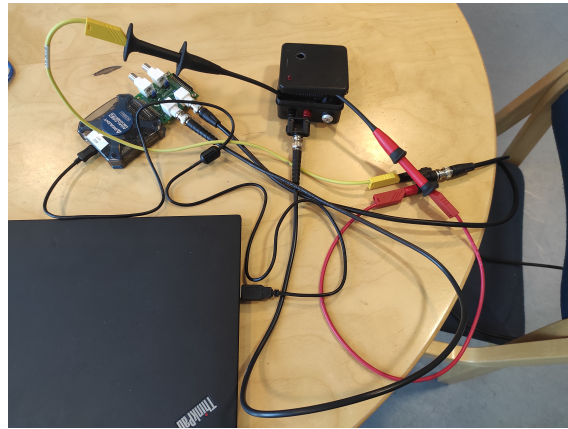
5.1 Mittaukset Digilent Analog Discovery 2 -oskilloskoopilla

Suodattavan jännitteenjakajan toimintaa testattiin mittaamalla signaalia ennen jännitteenjakajaa ja sen jälkeen. Kuva mittaasetelmasta on esitetty kuviossa 10. Kuvioista 11 voidaan havaita, että suodatin vaimentaa signaalin halutun rajataajuuden alueella, mutta vaimennuksen voimakkuudessa on suuria eroja eri lähtöamplitudeilla. Erot vaimennuksessa johtuvat todennäköisesti siitä, että mittaavan oskilloskoopin jännitteen resoluutio ei riittänyt mittaamaan alle 1 mV jännitteitä tarkasti. Tämän vuoksi jännitteen arvot porrastuivat ja vääristivät vaimennuskerrointa. Taulukossa 2 on esitetty digitaalisen potentiometrin arvot kussakin mittauksessa sekä 50 Hz taajuuden kohdalla asetettu korjauskerroin vaimennuksen skaalaamiseksi samalle tasolle teoreettisen vaimennuksen kanssa. Syytä sille, miksi korjauskerroin kasvaa lähtöamplitudin pienentyessä ei pystytty selvittämään, mutta sen oletettiin liittyvän oskilloskoopin ominaisuuksiin mitattaessa pieniä amplitudeja.

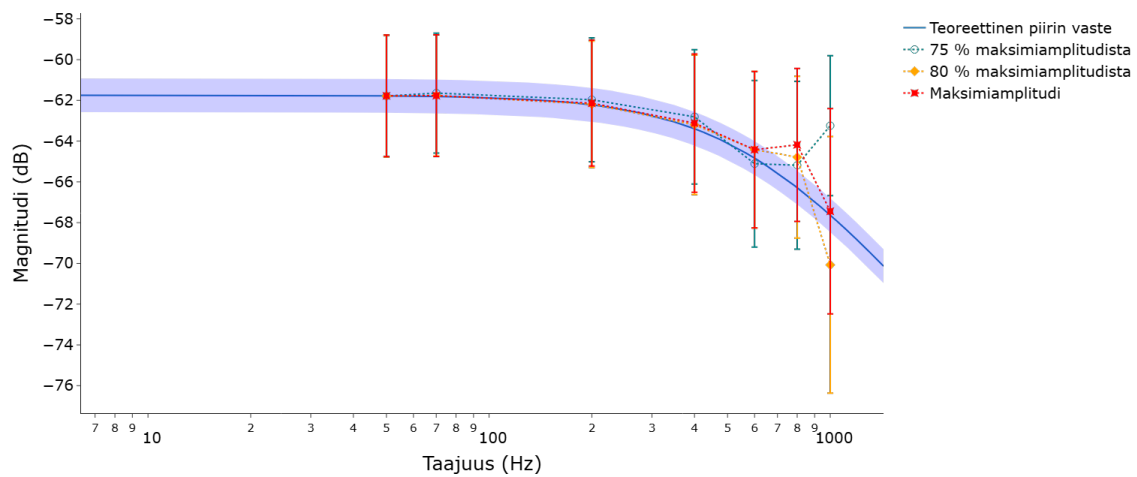
Osuus maksimi-amplitudista	Potentiometrin asetus	Poikkeama 50 Hz:n taajuudella (dB)
100 %	64	+ 0,97
80 %	51	- 0,11
75 %	48	- 1,62

Taulukko 2. Vaimentimen poikkeamat teoreettisesta vaimennuksesta 50 HZ:n taajuudella eri lähtöamplitudeilla.

Mittausten perusteella alipäästösuodin toimii kuitenkin riittävän lähellä haluttua rajataajuutta. Vaimennus on myös kertaluokaltaan oikean suuruinen, noin -61 dB.



Kuvio 10. Kuva kalibrintilaitteistosta signaalin vaimennuksen mittauksen yhteydessä. Signaalin mittaukseen käytettiin digitaalista oskilloskooppia, joka on sijoitettu kuvan vasempaan yläkulmaan. Vaimentamatonta signaalia mitattiin suoraan piirilevytä mittauspäillä ja vaimennettua signaalia banaanipistokkeilla varustetulla BNC-kaapelin adapterilla.



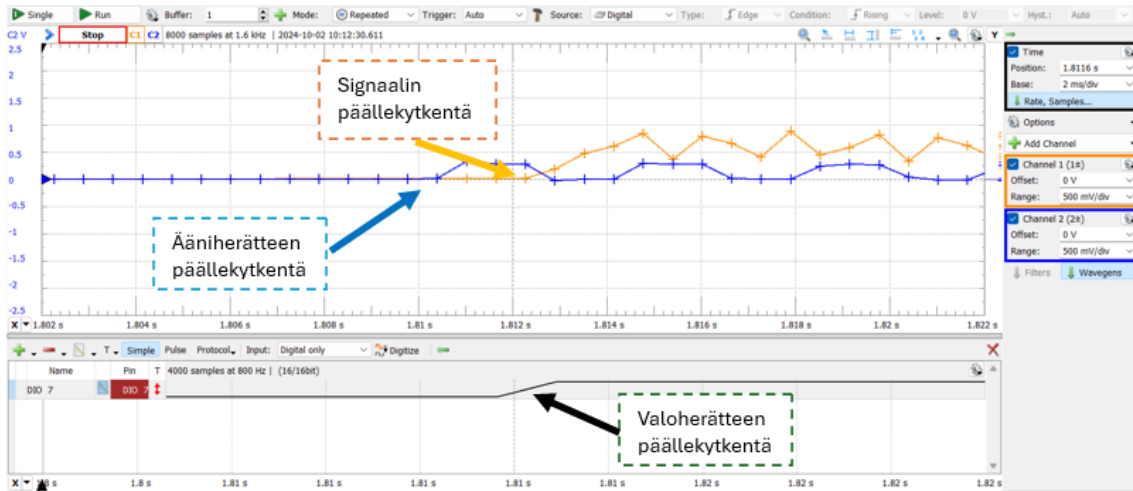
Kuvio 11. Rakennetun suotimen amplitudivaste taajuuden funktiona. Kuvassa on lisäksi mittaustulokset kolmesta mittaussarjasta, joissa mitattiin jännitteenjakajan toimivuutta eri signaalin amplitudeilla. Mittauspisteiden virhearviot kuvaavat oskilloskoopin jänniteresoluution suhdetta vaimennetun signaalin amplitudiin, ja teoreettisessa piirin vasteessa virhearviot on tehty suotimen komponenttien toleransseilla.

Vaimentamattoman ja vaimennetun signaalin mittaustulokset on esitetty liitteessä A, josta havaitaan, että käytetyn signaaligeneraattorin aikatarkkuus on oskilloskoopilla tehdyn mittauksen perusteella riittävän tarkka kullakin taajuudella. Taajuuden puoliarvoveveys oli oskilloskoopilla mitattuna suurimmillaan 0,040 Hz. Liitteessä A esitettyjen amplitudivaihtelujen, jotka on laskettu kappaleessa 2.4 kuvatulla menetelmällä, suurimmaksi keskihajonnaksi vaimentamattomalle signaalille voidaan määrittää amplitudin keskihajonnaksi 42,142 mV keskimääräisen amplitudin ollessa noin 2599,499 mV.

Kun suodattava jännitteenjakaja kytkettiin piiriin, heikkeni ulos tulevan jännitteen mitattavuus käytetyllä digitaalisella oskilloskoopilla huomattavasti. Liitteessä A esitetyistä mittaustuloksista saadaan vaimennetulle signaalille suurimmaksi taajuuden puoliarvoveveydeksi 0,040 Hz ja amplitudin keskihajonnaksi suurimmillaan 0,655 mV keskimääräisen amplitudin ollessa 1,973 mV. Amplitudin keskihajonta oli suurta ja sen keskiarvo vaihteli eri mittauspisteissä, sillä mittaavan oskilloskoopin resoluutio ei riittänyt amplitudiltaan alle 1 mV signaalin mittaamiseen. Mittausalue käytetyssä oskilloskoopissa on kiinteästi ± 25 V, ja mittausrakenteen ollessa 14-bittinen on pienin mitattava jännite $\pm \frac{25}{2^{14}} \text{ V} \approx \pm 1,5$ mV [49]. Kalibrointilaitteen todellista suorituskykyä on tämän vuoksi varsin vaikeaa arvioida Analog Discovery 2 -oskilloskoopilla, mutta suorituskyvyn mittaamiseen EEG-laitteistolla palataan myöhemmin kappaleessa 5.2. EEG-laitteiston voidaan olettaa antavan parempia viitteitä siitä, kuinka tarkasti kalibrointilaitte tuottaa annettuja taajuuksia tai amplitudia, sillä samalla laitteistolla mitattua dataa voidaan verrata toisella signaalilähteellä, Sairaala Novan käytössä olevalla EasyCap SIGGI II:lla, tuotettuun dataan.

Signaalin ja ääniherätteen väliseksi viiveeksi mitattiin oskilloskoopilla noin 3 ms. Signaali havaittiin ääniherätteen päällekytkennän jälkeen (ks. kuvio 12). Myös valoherätteen päällekytkentä havaittiin ennen signaalin havaitsemista oskilloskoopilla niiden välisen viiveen ollessa noin 2 ms. Herätteen aikakalibroinnista saatu oskilloskoopin näkymä on esitetty kuviossa 12. Viiveet mitattiin käyttäen oskilloskoopin eri kanavia, jotka oli kytketty LED-valon ja summerin virtapiiriin. Viivettä ääniherätteisessä tulee kalibrointitilanteessa todennäköisesti hieman mitattua enemmän, sillä summerin tuottaman äänen on kuljettava summerilta mikrofoniin. Tämä viive on kuitenkin myös laitteiston erotuskykyyn nähden pieni: Jos mikrofoni on alle metrin päässä summerista, on äänen nopeuden aiheuttama viive alle 3 ms.

Kalibrointisignaalia mitattiin myöhemmin myös EEG-laitteistolla. Tämä jatko-



Kuvio 12. Kuvankaappaus WaveForms -ohjelman näkymästä, jossa näkyvät oskilloskoopilla mitatut herätteen ja signaalilähdön viiveet. Signaalia ja ääniherätettä mitattiin analogikanavilla ja valoherätettä digitaalikanavalla.

mittaus haluttiin tehdä siksi, että muutkin mahdolliset kehittämiskohteet signaaligeneraattorissa tulisivat ilmi. EEG-vahvistimen häiriönpoisto-ominaisuudet ovat huomattavasti käytettyä oskilloskooppia paremmat, joten halusin lisäksi nähdä, eroavatko vahvistimen kautta mitatut amplitudi- ja jaksonaikavaihtelut oskilloskoopilla mitatuista.

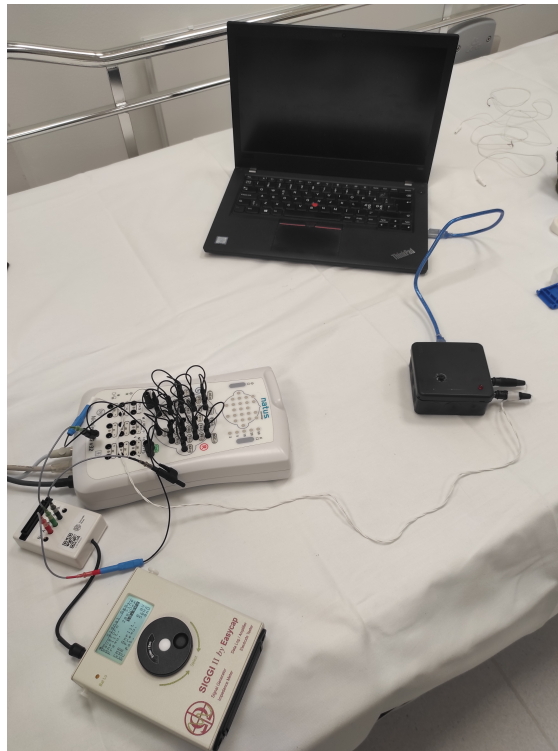
5.2 Mittaukset EEG-laitteistolla

Kalibrointilaitteen laatumittauksia jatkettiin Sairaala Novan oskilloskoopilla ja EEG-mittauslaitteistolla. Sairaalassa käytetyn signaaligeneraattorin, Easycap GmbH:n valmistaman SIGGI II:n kohinatasoa ja signaalin laatua verrattiin työssä rakennetun kalibrointilaitteen kohinatasoon ja laatuun. Sairaalassa käytetyllä oskilloskoopilla (FLUKE 199 C SCOPEMETER COLOR) varmistaen kalibrointilaitteiston signaalin amplitudi säädettiin digitaalisen potentiometrin avulla oskilloskoopin erotuskykyäkin (noin 1 mV) pienemmäksi, jotta voitiin varmistua siitä, ettei laite riko EEG-vahvistinta ennen amplitudin hienosäätöä. Kalibrointilaitteen signaalin kohinataso oli SIGGI II:n kohinaa pienempi ja signaalin amplitudi silmämääräisesti arvioituna hyvin tasainen.

Waveform Clickin signaalitaso todettiin riittävän alhaiseksi ja laadukkaaksi sen kytkemiseksi EEG-vahvistimeen. Nicolet One V32:n vastaanottaman signaalin amplituditaso on suurimmillaan 10 mV, joten pienten häiriöjännitteidenkään ei pitäisi aiheuttaa laitevikoja vahvistimeen. Kalibrointilaitteen signaaligeneraattorilla tuotet-

tiin kalibroitiohjetta (ks. kappale 4.1) vastaavat signaalitaajuudet mahdollisimman lähellä $200 \mu V$ amplitudia ja rekisteröitiin saatu signaali tietokoneelle. Koska kalibrointilaitteen signaalilähteen liitännä ei sopinut suoraan vahvistimen SafetyDIN-liitännään, täytyi näiden välille katkaista kertakäyttöelektrodista sopivan tyyppinen kaapeli.

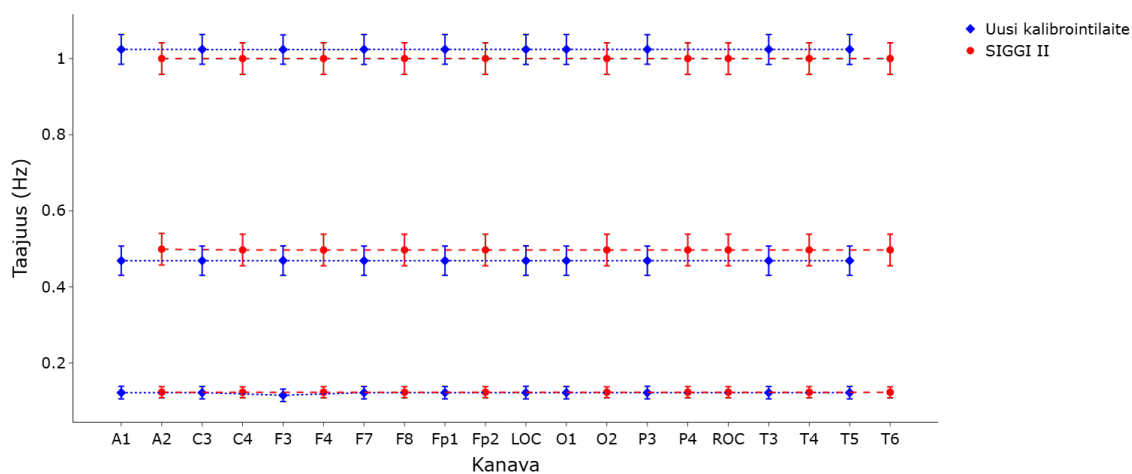
Ensimmäiseksi tarkistettiin EEG-vahvistimen sekä valo- ja ääniherätteiden väliset viiveet. Arduinolla tuotetut valo- ja ääniherätteet vastasivat vahvistimella rekisteröidyn signaalin havaintohetkeä niin hyvin, ettei aikaviivettä voitu EEG-monitorointilaitteistolla silmämääräisesti havaita. Koska mikrofoni ja kamera on integroitu vahvistimen kanssa monitorointilaitteistoon, voidaan aikaleimojen paikkaansapitävyyteen luottaa. Näin ollen aikakalibroinnin osalta kalibrointilaitteiston voidaan todeta olevan tarkoituksenmukainen. Aikasykronoinnin voidaan siis edellisen mittauksen perusteella (ks. kappale 5.1) todeta olevan tarkkuudeltaan noin 3 ms.



Kuvio 13. Kuva SIGGI II:lla (kuvan vasemmassa alareunassa) ja uudella kalibrointilaitteella (oikeassa reunassa) samanaikaisesti suoritetun mittauksen asetelmasta. EEG-vahvistimen parittomat kanavat on kytketty uuteen kalibrointilaitteeseen ja parilliset SIGGI II:een.

Vertailun vuoksi lopullinen EEG-laitteiston testauskalibrointi suoritettiin käyttäen kahta signaaligeneraattoria samanaikaisesti. Parittomat, eli vahvistimen vasemmalla puolella olevat mittauskanavat kytkettiin uuteen kalibrointilaitteeseen ja parilliset, oikealla puolella olevat kanavat kytkettiin SIGGI II:n ulostuloon. Kuva mittausasetelmasta on esitetty kuviossa 13. Kanavien todettiin edellisen kalibroinnin perusteella olevan keskenään identtisiä, joten kanavien valinnalla ei oletettu olevan vaikutusta kalibroinnin tuloksiin.

Kalibrointilaitteella tuotetun signaalin amplitudivaihteluksi saatiin EEGQC-analyysillä liitteen D mukaisesti suurimmillaan $7,79 \mu\text{V}$ (5,07 % keskimääräisestä amplitudista). Vastaavasti SIGGI II:llä tuotetun signaalin jaksonaikojen vaihteluksi saatiin liitteen E mukaisesti EEGQC-analyysillä suurimmillaan $9,92 \mu\text{V}$ (5,31 %). EEGQC-analyysillä ei tarkastella signaalin jaksonaikoja, joten niiden vaihtelua yritettiin havainnoida manuaalisella tarkastelulla, mutta vaihtelua ei kyetty havaitsemaan. Ainoastaan signaaligeneraattorien tuottamien taajuuksien hienoiset erot pystyttiin havaitsemaan silmämääräisessä tarkastelussa.

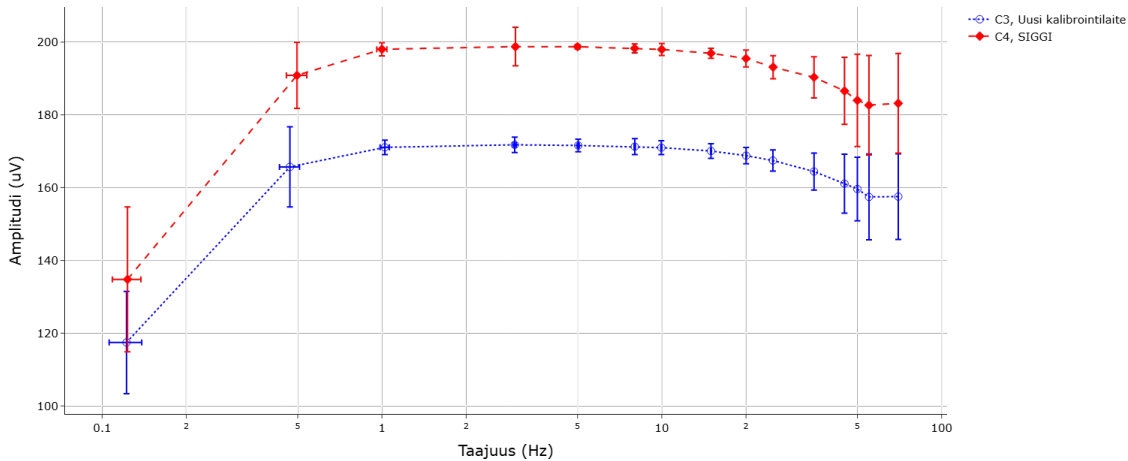


Kuvio 14. Kolmen pienimmän taajuuden mittaustulokset kanavakohtaisesti. Virhemarginaalit osoittavat kunkin taajuuden puoliarvoveyden, joka on laskettu signaalinäytteen FFT:stä.

Mitatuista signaaleista määritellyt taajuuskohtaiset amplitudien keskihajonnat ja taajuuksien puoliarvoveydet mittauksessa käytetyille kanaville on esitetty liitteessä C, josta havaitaan, että uuden kalibrintilaitteen tuottaman signaalin kaikilla taajuuksilla puoliarvoveyden on kalibrintivaatimusten mukaisten rajojen sisällä: suurin taajuuden puoliarvoveyden oli 0,040 Hz, jolloin taajuuden keskihajonta oli noin 0,017 Hz (ks. kappale 2.4). Mittauksen tulokset SIGGI II:llä kalibroiduille kanaville on esitetty liitteessä B, jossa SIGGI II:n tuottaman ja EEG-vahvistimella mitatun signaalin taajuuden puoliarvoveydeksi mitattiin suurimmillaan 0,047 Hz taajuudella 0,123 Hz. Tämä vastaa 0,020 Hz:n keskihajontaa.

Kuviossa 14 on esitetty kanavakohtaisesti SIGGI II:n ja uuden kalibrintilaitteen tuottamien signaalien taajuudet ja niille lasketut puoliarvoveydet kolmelle pienimmälle taajuudelle. Loput, vastaavalla tavalla visualisoidut taajuudet on esitetty liitteessä F. Kuvioista 14 voidaan havaita, että uuden kalibrintilaitteiston tuottamat taajuudet poikkeavat jonkin verran SIGGI II:n tuottamista, mikä saattaa johtua AD9833:n ominaisuuksista. Koska taajuusrekisteri on digitaalinen, on sen eri arvojen välillä aina jonkin suuruinen "porras", joka aiheuttaa epäjatkuvuuden signaaligeneraattorin taajuuksien tuottamisessa. Koska AD9833 soveltuu myös hyvin korkeiden taajuuksien tuottamiseen (jopa 12,5 MHz [14]), saattaa sen optimointi matalille taajuuksille olla hieman heikompaa kuin varta vasten tähän tarkoitukseen

kehitettyillä laitteilla, kuten SIGGI II:lla. Kuitenkin taajuuden virheet ovat verrattain pieniä (alle 0,05 Hz), joten taajuuksien hieman epätarkka tuottaminen ei yksistään poissulje uuden laitteiston käyttöä EEG-laitteistojen kalibroinnissa.



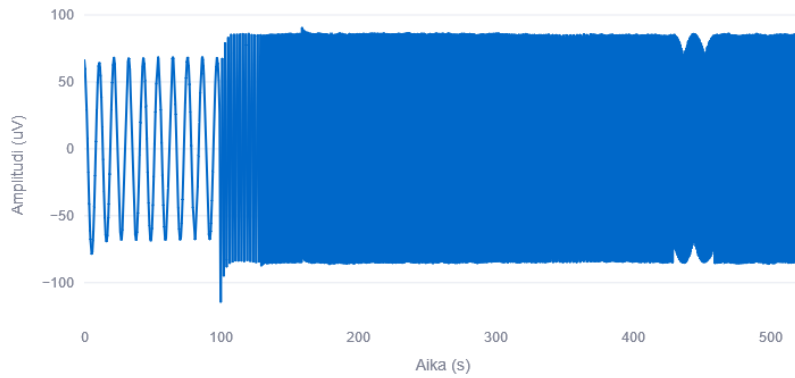
Kuvio 15. EEG-vahvistimella mitatut ja datasta määritetyt amplitudien keskiarvot uudella kalibrointilaitteella ja SIGGI II:llä tuotetuille signaaleille mitauskanavissa C3 ja C4. Pystyakselin virhemarginaalilla kuvataan amplitudin keskihajontaa ja vaaka-akselin virhemarginaalilla taajuuden puoliarvoleveyttä.

Amplitudin keskihajonnan osalta suurin vaihtelu kalibrointilaitteen tuottamissa amplitudeissa mitattiin kanavassa Fp1, jossa suurin keskihajonta oli taajuudella 0,122 Hz $14,364 \mu\text{V}$ keskimääräisen amplitudin ollessa vain $116,117 \mu\text{V}$, kun suuremmilla taajuuksilla keskimääräinen amplitudi oli noin $171 \mu\text{V}$. Amplitudin säätäminen lähelle tavoitearvoa ($200 \mu\text{V}$) oli haastavaa, sillä potentiometrin portaittainen säätö aiheuttaa sen, ettei signaalin voimakkuutta voida säätää tietyn suuruista askelta (noin $40 \mu\text{V}$) pienemmillä väleillä. Pienillä taajuuksilla amplitudin pieneneminen havaittiin myös SIGGI II:lla tehdyissä mittauksissa, jotka on esitetty liitteessä B. Tästä voidaan vahvistaa vaimenemisen johtuvan EEG-vahvistimen sisäisestä ylipäästösuodattimesta, jonka olemassaolo ja mahdolliset vaikutukset olivat jo etukäteen tiedossa. SIGGI II:n amplitudin keskihajonnaksi saatiin suurimmillaan kanavassa A2 $20,885 \mu\text{V}$ amplitudin ollessa keskimäärin $135,939 \mu\text{V}$. Suuremmilla taajuuksilla keskimääräinen amplitudi oli noin $195 \mu\text{V}$.

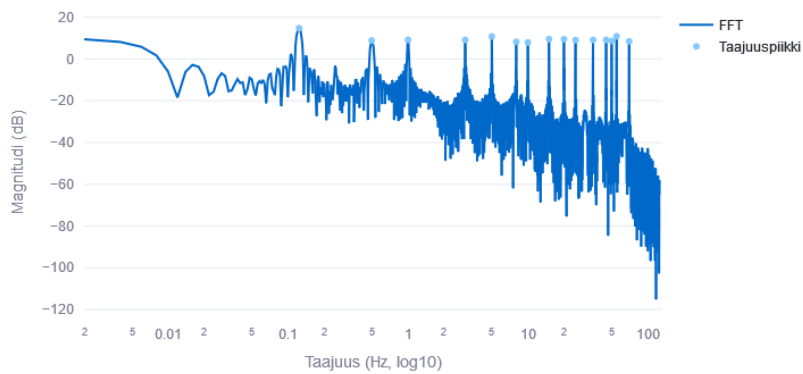
Amplitudin vaimentuminen pienillä taajuuksilla johtuu vahvistimeen sisäänrakennetusta ylipäästösuodattimesta, jolla tasavirran ja hyvin pienten taajuuksien aiheuttamat häiriöt voidaan sulkea pois. Suurilla taajuuksilla puolestaan amplitudin pienenemi-

nen johtuu näytteistystaajuudesta ja uudessa analyysissä käytetystä menetelmästä keskimääräisen amplitudin laskemiseen. Kuvioista 15 ja 16a voidaan havaita ylipäästösuotimen vaikutus etenkin 0.1 Hz taajuudella tuotettuun signaaliin. Lisäksi kuvioista 16 nähdään, että SIGGI II:n amplitudi vaihteli taajuuksien välillä jonkin verran, mikä näkyy FFT:ssä (kuvio 16b) piikkien korkeuden vaihteluna. Vastaavaa vaihtelua ei havaittu uudella kalibrointilaitteella.

Niillä taajuuksilla, joilla ylipäästösuotimen vaikutus ei merkittävästi näkynyt, saatiin uudelle kalibrointilaitteelle suurimmaksi amplitudin keskihajonnaksi 55 Hz taajuudella kanavassa T5 $11,827 \mu\text{V}$ keskimääräisen amplitudin ollessa $157,418 \mu\text{V}$. Kaikilla niillä taajuuksilla, joilla EEG-vahvistimen ylipäästösuodin ei vaimentanut signaalia, saavutettiin sekä uudella kalibrointilaitteella että SIGGI II:lla kalibrointiohjeen vaatima raja (alle 10 %).



(a) SIGGI II:llä tuotettu ja EEG-vahvistimella mitattu signaali.



(b) EEG-vahvistimella mitattu kalibroidata Fourier-muunnoksen jälkeen. Havaitut piikit on nimikoitu sinisillä palloilla.

Kuvio 16. Ote kalibroidatusta C4-kanavalla. Signaali on tuotettu SIGGI II:llä ja mitattu EEG-vahvistimella.

6 Päätäntö

Liitteessä A on esitetty kalibrointilaitteen signaaligeneraattorin amplitudi- ja taajuusvaihtelut Digilent Analog Discovery 2 -oskilloskoopilla mitattuna. Suurimmillaan kalibrointilaitteen vaimennetun signaalin amplitudivaihtelun keskihajonnaksi mitattiin uuden analyysikoodin avulla 0,655 mV, mikä vastaa keskimääräiseen amplitudiin suhteutettuna 33 %:n keskihajontaa. Keskihajonta on huomattavan suurta kaikilla taajuuksilla, mikä johtuu signaalia mittaavan oskilloskoopin jännitemittarin resoluutiosta. Oskilloskoopin herkkyys ei riitä pieniamplitudisen signaalin tarkkaan mittaamiseen, minkä vuoksi tulos ei ole kovinkaan luotettava. Vaimentamattomalle signaalille puolestaan amplitudin keskihajonnaksi mitattiin 42,142 mV, mikä vastaa keskimääräiseen amplitudiin suhteutettuna noin 1,6 %-yksikön keskihajontaa. Vaimentamattomalle signaalille laskettua amplitudivaihtelua voidaan paremman jänniteresoluution vuoksi pitää luotettavampana arviona kalibrointilaitteen signaaligeneraattorin, AD9833:n, kyvykkyydestä. Taajuuden puoliarvovevyydeksi mitattiin sekä vaimentamattomalle että vaimennetulle signaalille suurimmillaan 0,040 Hz, mikä vastaa 0,017 Hz:n keskihajontaa.

Vastaavasti EEG-vahvistimella mitatusta kalibrointilaitteen signaalista saatiin uuden analyysin avulla taajuuden keskihajonnaksi kappaleen 5.2 mukaisesti suurimmillaan 0,017 Hz ja amplitudin keskihajonnaksi suurimmillaan 14,364 μ V. Yhtäaikaisesti mitatusta SIGGI II:n signaalista puolestaan saatiin taajuuden keskihajonnaksi 0,020 Hz ja amplitudin keskihajonnaksi 20,885 μ V. Sairaalan käytössä olevan MATLAB-analyysinkin perusteella uuden kalibrointilaitteen amplitudivaihtelut olivat SIGGI II:tä pienempiä (ks. liitteet D ja E). Tämän perusteella uusi kalibrointilaitte on vakaudeltaan jopa parempi kuin SIGGI II.

Signaalin, ääniherätteen ja valoherätteen välinen aikasykronisaatio pystyttiin toteuttamaan työssä rakennetulla laitteistolla riittävän tarkasti. Kalibrointilaitteen herätteiden tarkkuus on alle 3 ms, mikä on huomattavasti EEG-monitorointilaitteiston havainnointitarkkuutta parempi. Kameran kuvausnopeutta kasvattamalla voitaisiin herätteiden aikatarkkuudesta varmistua nykyistä huomattavasti paremmin, mutta kliinisessä käytössä olevalla laitteistolla videokameran kuvausnopeutta joudutaan

rajoittamaan käytössä olevan tallennustilan mukaiseksi.

Kalibrointilaitteiston jatkokehitysvaiheessa voitaisiin toteuttaa melko helposti kalibrointilaitteen osien yhdistäminen yhdelle piirilevylle. Piirilevysuunnittelulla ja oikealla komponenttien valinnalla laitetta olisi mahdollista kehittää niinkin kompaktiksi, että suurin yksittäinen komponentti olisi tietokoneyhteyttä varten tarvittava USB-portti. Lisäksi laitteen modaaliteetteja voisi kehittää ja monipuolistaa esimerkiksi visuaalisen herätepotentiaalin tai kuuloherätepotentiaalin kalibrointiin. Jatkokehitystä laitteelle voisi suunnata myös käyttöliittymän kehittämiseen. Tällä hetkellä laitteessa on vain yksi nappi, jolla laitetta ohjataan. Lisäämällä laitteeseen esimerkiksi näyttö ja useampi nappi voisi käyttäjä valita esimerkiksi käytettävät taajuudet, amplitudin tai muita kalibroinnin parametreja.

Koska kalibrointilaitteen tuottama signaali on vakautensa puolesta riittävän laadukasta ja valo- ja ääniherätteiden aikasynkronointi riittävän tarkka, voi laitteistoa käyttää tässä työssä tehtyjen mittausten perusteella EEG-monitorointilaitteiston kalibrointiin ilman, että potilasturvallisuus vaarantuu. Vaikka taajuudet poikkeavatkin hieman tavoitetaajuuksista, poikkeamat johtuvat taajuusrekisteristä, joka ei Waveform Clickin laajasta taajuusalueesta johtuen kykene tuottamaan tarkasti pieniä taajuuksia (ks. kappale 3.1). Tavoitetaajuuden poikkeama on kuitenkin toistettava, minkä vuoksi kanavien välisiä eroja voidaan tarkastella luotettavasti. Kalibrointiohjeen raja (0,1 % tai 0,1 Hz) taajuuksien mittaustarkkuudelle perustuu Turun yliopistollisen sairaalan vanhaan kalibrointiohjeeseen, jota on mukailtu laadittaessa Keski-Suomen hyvinvointialueelle omaa kalibrointiohjetta. ISCEV:n standardissa [9] mainitaan signaalin amplitudi- ja jaksonaikavaihteluksi raja, joka vaikuttaa kliinisesti merkittävästi tuloksiin. Toisaalta ACNS:n mukaan kanavien välisen epätarkkuuden tulisi olla alle 5 % [11], mutta absoluuttisesta taajuuden tai amplitudin mittaustarkkuudesta ei tässäkään standardissa ole mainintaa. Keskustelin Sairaala Novan henkilöstön kanssa EEG-vahvistimen jaksonaikojen mittauksen riittävästä tarkkuudesta, ja kalibrointiohjeen hyväksyntärajaa päädyttiin keskustelun perusteella muuttamaan siten, että vaatimuksena ei ole 0,1 % taajuudesta vaan 0,1 Hz, sillä FFT-analyysin perusteella 0,1 %:n hyväksyntärajaan ei oltu päästy edes SIGGI II:lla. Aikatarkkuuden parantaminen herätteiden välillä todettiin merkittäväksi eduksi vanhaan menetelmään verrattuna, joten kalibrointilaitteisto hyväksyttiin käytettäväksi sairaalan sisäisessä kalibroinnissa.

Kalibroitissignaalin analysointiin jäi kehitettävää. Amplitudin analysoinnissa pelkästään sen keskihajonnan tarkastelu on haavoittuvainen häiriöille, sillä mahdolliset häiriöiden aiheuttamat heilahdukset vaikuttavat suoraan amplitudin keskihajontaan. Lisäksi esimerkiksi johtoihin koskemisen vuoksi signaalin perusviiva (engl. baseline) muuttuu, mikä voi vääristää analyysin tuloksia. Jos perusviivan muutos tapahtuu tarkasteltavan aikaikkunan sisällä, se vaikuttaa suoraan amplitudin keskihajontaan. Lisäksi näytteistystaajuus vaikutti amplitudin keskiarvon laskentaan siten, että suurimpien taajuuksien amplitudi näytti keskiarvon perusteella pienenevän, vaikka todellisuudessa näin ei tapahtunut.

Amplitudin analysoinnissa jokin hienostuneempi menetelmä, kuten liikkuvan FFT-ikkunan avulla laskettavan amplitudin analysointi, voisi parantaa sen keskihajonnan määrittelyä. FFT-ikkunassa amplitudi voitaisiin laskea halutun taajuuden kohdalla, eikä esimerkiksi 50 Hz:n häiriösignaali vaikuttaisi siihen muiden taajuuksien kohdalla. Lisäksi taajuuspiikkien tunnistamiseen olisi voinut käyttää esimerkiksi taajuuspiikkiin sovitettua gaussista funktiota, jolloin piikin huippu olisi voitu määrittää tarkemmin. Suoraan FFT:stä saatuja taajuuspiikkejäkin voi kuitenkin sellaisenaan käyttää signaaligeneraattorin kalibroinnissa [50]. Etenkin pienillä taajuuksilla funktion sovittaminen olisi voinut tuoda lisätarkkuutta analyysiin, mutta sen toteuttaminen vaatisi vielä lisätutkimusta.

Varsinaisen kalibroitilaitteen rakentaminen onnistui odotusten mukaisesti. Lisäksi työn sivutuotteena toteutettu analyysi toi jonkin verran lisätietoa käytettyjen signaaligeneraattoreiden ominaisuuksista ja vähensi kalibrointiin tarvittavaa työpanosta. Tutkimuksen tuloksena syntynyt kalibroitilaite tuotti myös lisätutkimuksen ja jatkokehittämisen aiheita: Analyysin kehittäminen, laitteen monipuolistaminen ja uudet sovellusmahdollisuudet toivat laitteelle tuotekehitysrahoituksen, jonka turvin jatkoin laitteen prototyyppien kehittämistä itsenäisesti. Työn tutkimuskysymyksiin ja sairaala Novan tarpeisiin kyettiin vastaamaan tarjotuilla resursseilla. Tutkimuksen merkittävin anti on alkusysäyksen luonti sille, että vastaavien ja sovellettujen kalibroitilaitteiden tuottaminen laajemmallekin asiakaskunnalle tuottaa paljon lisätutkimuksen aiheita ja jopa mahdollisen yritysideoita.

Lähteet

- [1] Epilepsialiitto. *Tietoa epilepsiasta*. 2024. URL: <https://www.epilepsia.fi/tietoa-epilepsiasta/> (viitattu 19.09.2024).
- [2] Terveyskylä.fi. *Epilepsian diagnosointi*. 2024. URL: <https://www.terveyskyla.fi/aivotalo/aivosairaudet/epilepsia/epilepsian-diagnosointi> (viitattu 24.09.2024).
- [3] E. Mervaala ym. *Klininen neurofysiologia*. Toim. S. Rusanen. 1. painos. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 2019.
- [4] E. C. Wirrell ym. "Methodology for classification and definition of epilepsy syndromes with list of syndromes: Report of the ILAE Task Force on Nosology and Definitions". *Epilepsia* 63 (2022), s. 1333–1348. DOI: 10.1111/epi.17237.
- [5] G. D. Cascino. "Video-EEG monitoring in adults". *Epilepsia* 43 suppl 3 (2002), s. 80–93.
- [6] X. Zhao ym. "Classification of sleep apnea based on EEG sub-band signal characteristics". *Scientific Reports* 11 (2021), s. 5824. DOI: 10.1038/s41598-021-85138-0.
- [7] H. Korkalainen ym. "Accurate deep learning-based sleep staging in a clinical population with suspected obstructive sleep apnea". *IEEE journal of biomedical and health informatics* 24.7 (2019), s. 2073–2081.
- [8] A.-L. Satomaa. *Neurophysiological Features of Sleep in Infants: Visual and Computational Approach*. English. Tampere University Dissertations - Tampereen yliopiston väitöskirjat. Tampere University, 2021. ISBN: 978-952-03-2020-1.
- [9] D. McCulloch, M. Bach ja A. Robson. "ISCEV guidelines for calibration and verification of stimuli and recording instruments (2023 update)". *Doc Ophthalmol* 146 (2023), s. 199–210. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10633-023-09932-z>.

- [10] M. R. Nuwer ym. "IFCN standards for digital recording of clinical EEG. International Federation of Clinical Neurophysiology." *Electroencephalography and clinical neurophysiology* (1998).
- [11] J. J. Halford ym. "American Clinical Neurophysiology Society Guideline 4: Recording Clinical EEG on Digital Media." *Journal of Clinical Neurophysiology* 33(4) (2016), s. 317–319. DOI: 10.1097/WNP.0000000000000318.
- [12] K.-S. Hyvinvointialue. *EEG-laitteen kalibrointi: NicOne V32*. 2020.
- [13] *Arduino Uno R3. Product Reference Manual*. Arduino. 2024. URL: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf> (viitattu 07.10.2024).
- [14] A. D. Inc. *AD9833 Datasheet and Product Info*. URL: <https://www.analog.com/en/products/ad9833.html> (viitattu 22.03.2024).
- [15] A. D. Inc. *AD5227 Datasheet and Product Info*. URL: <https://www.analog.com/en/products/ad5227.html> (viitattu 29.05.2024).
- [16] R. Kälviäinen ja T. Keränen. "Epilepsia". Teoksessa: *Neurologia*. Vol. 31. Duodecim, 2015.
- [17] S. Vanhatalo ja S. Soinila. "Elektroenkefalografia". Teoksessa: *Neurologia*. Vol. 31. Duodecim, 2015.
- [18] M. G. Sumithra, toim. *Brain-computer interface : using deep learning applications*. John Wiley & Sons, 2023, s. 323. URL: <https://finna.fi/Record/jamk.993753043906251>.
- [19] S. Smith. "EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy". *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 76.suppl 2 (2005), s. ii2–ii7. ISSN: 0022-3050. DOI: 10.1136/jnnp.2005.069245.
- [20] N. Spurston. "Pyramidal neurons: Dendritic structure and synaptic integration". *Nature Reviews Neuroscience* 9 (3 2008), s. 206–211. DOI: 10.1038/nrn2286. URL: <https://doi.org/10.1038/nrn2286>.
- [21] S. Beniczky ja D. L. Schomer. "Electroencephalography: basic biophysical and technological aspects important for clinical applications". *Epileptic Disorders* 22.6 (), s. 697–715. DOI: <https://doi.org/10.1684/epd.2020.1217>.
- [22] D. Beeman. "Introduction to Realistic Neural Modeling". *Brains, Minds and Media* 2 (2005).

- [23] A. M. Feyissa ja W. O. Tatum. "Adult EEG." *Handbook of clinical neurology* 160 (2019), s. 103–124. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00007-2>.
- [24] J. X. Tao ym. "Intracranial EEG substrates of scalp EEG interictal spikes." *Epilepsia* 46 (2005), s. 669–676.
- [25] M. Seeck ym. "The standardized EEG electrode array of the IFCN." *Clin Neurophysiol.* 128 (2017), s. 2070–2077. DOI: 10.1016/j.clinph.2017.06.254.
- [26] R. B. Berry ym. "Rules for scoring respiratory events in sleep: update of the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events: deliberations of the sleep apnea definitions task force of the American Academy of Sleep Medicine". *Journal of clinical sleep medicine* 8.5 (2012), s. 597–619.
- [27] K. E. Misulis ym. *Atlas of EEG, seizure semiology, and management*. Oxford University Press, 2022.
- [28] S. Saeid. *EEG signal processing*. Toim. C. Jonathon. Chichester, England ; Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2007. URL: <http://www.loc.gov/catdir/toc/ecip0718/2007019900.html>.
- [29] J. J. Alix ym. "An introduction to neonatal EEG". *Paediatrics and Child Health* 27.3 (2017), s. 135–142.
- [30] S. S. Javidi ym. "Edge-wise analysis reveals white matter connectivity associated with focal to bilateral tonic-clonic seizures". *Epilepsia* 65 (6 2024), s. 1756–1767. DOI: <https://doi-org.ezproxy.jyu.fi/10.1111/epi.17960>.
- [31] X. Wang, T. Kärkkäinen ja F. Cong. "Seizure Prediction Using EEG Channel Selection Method". *MLSP 2022 : IEEE 32nd International Workshop on Machine Learning for Signal Processing*. (2022). DOI: <https://doi.org/10.1109/MLSP55214.2022.9943413>.
- [32] M. Al-Sa'd. "Time-frequency analysis : application to electroencephalogram signal processing". Artikkeliväitöskirjan yhteenveto-osa ja 4 eripainosta. Väitöskirja. Tampere: Tampere University, 2022. URL: <https://urn.fi/URN:ISBN:978-952-03-2503-9>.

- [33] M. Jones, J. Gaskell ja A. Lehn. "Differentiating psychogenic nonepileptic seizures from epileptic seizures: An observational study of patients undergoing video-electroencephalography (VEEG) in Australia". *Epilepsy & behavior* 114 (Pt A) (2021), s. 107542. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.yebeh.2020.107542>.
- [34] W. O. 4. Tatum. "Mesial temporal lobe epilepsy". *J Clin Neurophysiol* 29 (5) (2012), s. 356–65.
- [35] H. Huttunen. *Signaalinkäsittelyn perusteet*. Opetusmoniste / Tampereen teknillinen yliopisto, signaalinkäsittelyn laitos. Tampere: Tampereen teknillinen yliopisto, 2014. URL: <https://jyu.finna.fi/Record/jykdok.1492797>.
- [36] J. W. Cooley ja J. W. Tukey. "An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series". *Math. Comput* 19 (90) (1965), s. 297–301. DOI: 10.2307/2003354.
- [37] A. P. Bagshaw ym. "Analysis of the EEG–fMRI response to prolonged bursts of interictal epileptiform activity". *Neuroimage* 24.4 (2005), s. 1099–1112.
- [38] Y. Tran. *EEG Signal Processing for Biomedical Applications*. Vol. 22. MDPI, 2022, s. 9754. DOI: 10.3390/s22249754.
- [39] S. Debyo, B. Wahyudi ja B. Irawan. "Design of EEG Signal Acquisition System Using Arduino MEGA1280 and EEGAnalyzer." *MATEC Web of Conferences* 75 (2016), s. 1–3. URL: <https://doi.org/10.1051/mateconf/20167504003>.
- [40] K. Silvonen. *Elektroniikka ja sähkötekniikka*. Helsinki: Otatieto, 2018. URL: <https://jyu.finna.fi/Record/jykdok.1990081>.
- [41] M. d.o.o. *Waveform click: Technical Specifications*. URL: https://www.mikroe.com/waveform-click?srsltid=AfmB00rez_9HT5hNY81UoRx2bnHbAfW7%5C%5C%20X5VJfXEkDfQx0rrls0ruymRu (viitattu 04. 11. 2024).
- [42] L. S. R. Consortium ym. "LED Luminaire Reliability: Impact of Color Shift". *Next Generation Lighting Industry Alliance: Duluth, GA, USA* (2017).
- [43] H. Wang ym. "A portable time-domain LED fluorimeter for nanosecond fluorescence lifetime measurements". *Review of Scientific Instruments* 85.5 (2014).
- [44] S. Jirungnimitsakul ym. "Electrical Signal of Piezoelectric Buzzer by Impact Testing". *Integrated Ferroelectrics* 195.1 (2019), s. 178–186. DOI: 10.1080/10584587.2019.1570031.

- [45] Atmel. *ATmega328P Datasheet*. URL: https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf (viitattu 10.09.2024).
- [46] Motorola. "System design and layout techniques for noise reduction in MCU-based systems". *Microprocessors and Microsystems* 20.5 (1996), s. 303–309. ISSN: 0141-9331. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0141-9331\(96\)90003-4](https://doi.org/10.1016/S0141-9331(96)90003-4).
- [47] D. Slee ym. "Introduction to printed circuit board failures". Teoksessa: *2009 IEEE Symposium on Product Compliance Engineering*. 2009, s. 1–8. DOI: 10.1109/PSES.2009.5356012.
- [48] N. Storey. *Electronics : a systems approach*. Sixth edition. Harlow: Pearson Education, 2017, s. 282, 22.
- [49] Digilent. *Analog Discovery 2, Product information*. URL: <https://digilent.com/shop/analog-discovery-2-100ms-s-usb-oscilloscope-logic-analyzer-and-variable-power-supply/?srsltid=AfmBOopyTx3Z7R1NPwS6xa--Fn3DGBCcHpy33iNvLDFmGdkiEek3SCM-> (viitattu 29.10.2024).
- [50] M. Hudlicka, M. A. Azpúrua ja M. Celep. "Practical aspects of a pulse generator calibration". *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine* 23.2 (2020), s. 13–20. DOI: 10.1109/MIM.2020.9062683.

A Kalibrintilaitteen signaalin mittaustulokset Analog Discovery 2 -oskilloskoopilla

Channel	Frequency (Hz)	FWHM (Hz)	Amplitude STDEV (uV)	Mean amplitude (uV)
CH1	0,094	0,012	655,430	1973,373
CH1	0,466	0,038	636,410	2012,230
CH1	1,027	0,038	634,049	1954,920
CH1	2,983	0,040	642,377	1937,493
CH1	5,028	0,039	601,957	1810,003
CH1	8,008	0,040	621,679	1942,117
CH1	9,967	0,039	590,603	1997,990
CH1	14,994	0,040	556,632	2088,516
CH1	20,025	0,040	554,606	2102,619
CH1	24,961	0,040	503,825	2209,779
CH1	35,017	0,040	536,650	2182,723
CH1	44,981	0,039	493,899	2262,434
CH1	50,013	0,040	475,133	2280,078
CH1	55,042	0,040	479,129	2282,891
CH1	70,039	0,040	459,702	2302,796
CH2	0,094	0,012	40579,097	1834999,302
CH2	0,467	0,039	42131,458	2340000,700
CH2	1,022	0,040	36494,852	2606210,286
CH2	2,980	0,040	40658,074	2607916,035
CH2	5,030	0,040	42120,845	2599684,036
CH2	8,009	0,040	42129,932	2599486,557
CH2	9,966	0,040	42142,477	2599499,020
CH2	14,994	0,040	42103,335	2599459,871
CH2	20,023	0,040	41887,080	2599294,145
CH2	24,959	0,040	41610,261	2598921,795
CH2	35,019	0,040	40870,425	2598216,705
CH2	44,984	0,040	39959,688	2597268,379
CH2	50,013	0,040	39415,496	2596712,635
CH2	55,042	0,040	38878,420	2596161,364
CH2	70,036	0,040	36898,394	2594111,314

CH1=Vaimennettu signaali, CH2=Vaimentamaton signaali

B SIGGI II:n signaalin mittaustulokset EEG-vahvistimella

Channel	Frequency (Hz)	FWHM (Hz)	Amplitude STDEV (uV)	Mean amplitude (uV)
Fp2	0,123	0,014	19,936	135,752
Fp2	0,497	0,042	9,180	191,314
Fp2	1,000	0,041	3,163	197,606
Fp2	3,000	0,042	5,316	199,042
Fp2	5,000	0,034	0,811	198,821
Fp2	8,002	0,046	1,396	198,437
Fp2	10,002	0,047	1,941	198,111
Fp2	15,000	0,039	1,397	197,096
Fp2	20,004	0,040	2,271	195,658
Fp2	25,004	0,041	3,173	193,230
Fp2	35,006	0,041	5,634	190,428
Fp2	45,006	0,041	9,230	186,714
Fp2	50,010	0,043	12,152	184,129
Fp2	55,008	0,034	13,678	182,779
Fp2	70,010	0,045	13,739	183,269
F4	0,123	0,014	18,971	134,672
F4	0,497	0,041	9,321	190,355
F4	1,000	0,041	2,031	197,368
F4	3,000	0,042	5,245	198,412
F4	5,000	0,034	0,799	198,372
F4	8,002	0,046	1,067	197,957
F4	10,002	0,047	1,372	197,586
F4	15,000	0,039	1,315	196,579
F4	20,004	0,040	2,200	195,114
F4	25,004	0,041	3,213	192,763
F4	35,006	0,041	5,619	189,959
F4	45,006	0,041	9,196	186,222
F4	50,010	0,043	12,519	183,653
F4	55,008	0,034	13,611	182,279
F4	70,010	0,045	13,676	182,760
C4	0,123	0,014	19,901	134,793
C4	0,497	0,041	9,078	190,890
C4	1,000	0,041	1,821	198,042
C4	3,000	0,042	5,270	198,789
C4	5,000	0,034	0,576	198,747
C4	8,002	0,046	1,220	198,294
C4	10,002	0,047	1,665	197,999
C4	15,000	0,039	1,365	196,938
C4	20,004	0,040	2,314	195,518
C4	25,004	0,042	3,166	193,127
C4	35,006	0,041	5,654	190,335
C4	45,006	0,041	9,227	186,606
C4	50,010	0,043	12,693	184,031
C4	55,008	0,034	13,671	182,677
C4	70,010	0,045	13,716	183,200
P4	0,123	0,014	20,118	135,068
P4	0,497	0,041	9,941	190,416
P4	1,000	0,041	2,075	197,780
P4	3,000	0,042	5,266	198,912
P4	5,000	0,034	0,717	198,802
P4	8,002	0,046	1,116	198,346
P4	10,002	0,047	1,583	197,997
P4	15,000	0,039	1,306	196,989
P4	20,004	0,040	2,311	195,565
P4	25,004	0,041	3,204	193,168
P4	35,006	0,041	5,632	190,366
P4	45,006	0,041	9,234	186,653
P4	50,010	0,043	12,368	184,095
P4	55,008	0,034	13,658	182,756
P4	70,010	0,045	13,708	183,282
O2	0,123	0,014	19,569	136,089
O2	0,497	0,041	8,652	191,032
O2	1,000	0,042	2,112	197,839
O2	3,000	0,042	4,994	198,797
O2	5,000	0,034	1,060	198,763

O2	8,002	0,046	1,169	198,293
O2	10,002	0,047	1,509	197,910
O2	15,000	0,039	1,438	196,917
O2	20,004	0,040	2,192	195,528
O2	25,004	0,041	3,266	193,118
O2	35,006	0,041	5,700	190,350
O2	45,006	0,041	9,218	186,617
O2	50,010	0,043	12,608	184,023
O2	55,008	0,034	13,664	182,667
O2	70,010	0,045	13,723	183,166
F8	0,123	0,014	20,015	135,078
F8	0,497	0,041	9,010	191,381
F8	1,000	0,041	2,364	197,928
F8	3,000	0,042	5,323	198,982
F8	5,000	0,034	0,856	198,906
F8	8,002	0,046	1,100	198,400
F8	10,002	0,047	1,739	198,026
F8	15,000	0,039	1,278	197,015
F8	20,004	0,040	2,109	195,595
F8	25,004	0,041	3,173	193,207
F8	35,006	0,041	5,679	190,386
F8	45,006	0,041	9,222	186,677
F8	50,010	0,043	12,104	184,084
F8	55,008	0,034	13,654	182,731
F8	70,010	0,045	13,705	183,233
T4	0,123	0,014	19,989	134,901
T4	0,497	0,041	7,484	192,075
T4	1,000	0,041	2,952	197,563
T4	3,000	0,042	5,057	198,947
T4	5,000	0,034	0,810	198,847
T4	8,002	0,046	1,196	198,379
T4	10,002	0,047	1,586	198,039
T4	15,000	0,039	1,273	197,019
T4	20,004	0,040	2,173	195,578
T4	25,004	0,041	3,166	193,209
T4	35,006	0,041	5,634	190,405
T4	45,006	0,041	9,212	186,686
T4	50,010	0,043	12,361	184,111
T4	55,008	0,034	13,681	182,757
T4	70,010	0,045	13,734	183,258
T6	0,123	0,014	19,864	135,555
T6	0,497	0,041	8,224	191,818
T6	1,000	0,041	2,946	197,647
T6	3,000	0,042	5,358	198,806
T6	5,000	0,034	0,854	198,876
T6	8,002	0,046	1,141	198,417
T6	10,002	0,047	1,704	198,065
T6	15,000	0,039	1,222	197,016
T6	20,004	0,040	2,315	195,579
T6	25,004	0,041	3,227	193,207
T6	35,006	0,041	5,646	190,418
T6	45,006	0,041	9,160	186,762
T6	50,010	0,043	12,362	184,207
T6	55,008	0,034	13,661	182,839
T6	70,010	0,045	13,752	183,339
A2	0,123	0,014	20,885	135,939
A2	0,499	0,041	8,214	191,642
A2	1,000	0,041	3,063	197,547
A2	3,000	0,042	5,297	198,992
A2	5,000	0,034	0,997	198,834
A2	8,002	0,046	1,097	198,374
A2	10,002	0,047	1,721	198,085
A2	15,000	0,039	1,419	197,061
A2	20,004	0,040	2,183	195,604
A2	25,004	0,041	3,183	193,200
A2	35,006	0,041	5,633	190,430

A2	45,006	0,041	9,170	186,752
A2	50,010	0,043	12,667	184,212
A2	55,008	0,034	13,668	182,834
A2	70,010	0,045	13,713	183,353
ROC	0,123	0,014	19,445	134,763
ROC	0,497	0,042	9,742	190,710
ROC	1,000	0,041	2,657	197,607
ROC	3,000	0,042	5,186	198,680
ROC	5,000	0,034	0,635	198,659
ROC	8,002	0,046	1,018	198,176
ROC	10,002	0,047	1,608	197,836
ROC	15,000	0,039	1,343	196,819
ROC	20,004	0,040	2,134	195,417
ROC	25,004	0,041	3,110	193,005
ROC	35,006	0,041	5,610	190,252
ROC	45,006	0,041	9,188	186,520
ROC	50,010	0,043	12,791	183,982
ROC	55,008	0,034	13,638	182,590
ROC	70,010	0,045	13,717	183,108

C Kalibrointilaitteen signaalin mittaustulokset EEG-vahvistimella

Channel	Frequency (Hz)	FWHM (Hz)	Amplitude STDEV (uV)	Mean amplitude (uV)
Fp1	0,122	0,016	14,364	116,117
Fp1	0,469	0,039	11,734	165,057
Fp1	1,024	0,039	2,167	171,095
Fp1	2,982	0,040	2,098	171,899
Fp1	5,028	0,040	1,756	171,683
Fp1	8,010	0,040	1,732	171,376
Fp1	9,966	0,040	2,142	171,082
Fp1	14,994	0,040	1,752	170,218
Fp1	20,024	0,040	2,216	168,942
Fp1	24,960	0,040	3,040	167,585
Fp1	35,018	0,040	5,079	164,524
Fp1	44,984	0,040	8,094	161,216
Fp1	50,012	0,040	9,272	159,689
Fp1	55,042	0,040	11,827	157,514
Fp1	70,038	0,040	11,811	157,591
F3	0,115	0,016	11,800	118,475
F3	0,469	0,039	6,780	165,542
F3	1,024	0,039	2,188	170,334
F3	2,978	0,040	1,646	171,531
F3	5,030	0,040	1,580	171,407
F3	8,010	0,040	1,634	171,004
F3	9,964	0,040	1,990	170,705
F3	14,994	0,040	1,936	169,837
F3	20,024	0,040	2,346	168,555
F3	24,960	0,040	2,976	167,211
F3	35,018	0,040	5,026	164,205
F3	44,984	0,040	8,027	160,870
F3	50,012	0,040	9,956	158,772
F3	55,042	0,040	11,808	157,217
F3	70,038	0,040	11,752	157,274
C3	0,122	0,016	14,060	117,442
C3	0,469	0,039	11,022	165,713
C3	1,024	0,039	1,968	171,085
C3	2,982	0,040	2,130	171,786
C3	5,028	0,040	1,737	171,591
C3	8,010	0,040	2,190	171,270
C3	9,966	0,040	1,923	171,001
C3	14,994	0,040	2,009	170,074
C3	20,024	0,040	2,253	168,808
C3	24,960	0,040	2,916	167,464
C3	35,018	0,040	5,091	164,439
C3	44,984	0,040	8,111	161,090
C3	50,012	0,040	8,758	159,636
C3	55,042	0,040	11,789	157,461
C3	70,038	0,040	11,779	157,545
P3	0,122	0,016	14,321	117,959
P3	0,469	0,039	11,275	165,227
P3	1,024	0,039	2,107	170,809
P3	2,982	0,040	2,291	172,005
P3	5,028	0,040	1,587	171,679
P3	8,010	0,040	1,940	171,341
P3	9,966	0,040	1,881	171,077
P3	14,994	0,040	2,149	170,193
P3	20,024	0,040	2,147	168,940
P3	24,960	0,040	2,801	167,585
P3	35,018	0,040	5,101	164,565
P3	44,984	0,040	8,038	161,246
P3	50,012	0,040	9,515	159,746
P3	55,042	0,040	11,816	157,592
P3	70,038	0,040	11,791	157,659
O1	0,122	0,016	13,819	116,182
O1	0,469	0,039	10,742	165,584
O1	1,024	0,039	2,148	170,987
O1	2,982	0,040	2,270	171,853
O1	5,028	0,040	1,818	171,629

O1	8,010	0,040	1,482	171,294
O1	9,966	0,040	1,734	170,957
O1	14,994	0,040	1,737	170,046
O1	20,024	0,040	2,286	168,862
O1	24,960	0,040	2,900	167,490
O1	35,018	0,040	5,071	164,449
O1	44,984	0,040	8,062	161,118
O1	50,012	0,040	8,947	159,587
O1	55,042	0,040	11,834	157,442
O1	70,038	0,040	11,759	157,521
F7	0,122	0,016	13,872	117,166
F7	0,469	0,039	12,378	164,307
F7	1,024	0,039	2,135	170,925
F7	2,982	0,040	1,849	171,776
F7	5,028	0,040	1,884	171,649
F7	8,010	0,040	1,805	171,285
F7	9,966	0,040	1,778	170,967
F7	14,994	0,040	1,895	170,038
F7	20,024	0,040	2,219	168,855
F7	24,960	0,040	3,170	167,475
F7	35,018	0,040	5,057	164,446
F7	44,984	0,040	8,061	161,108
F7	50,012	0,040	9,106	159,598
F7	55,042	0,040	11,800	157,471
F7	70,038	0,040	11,766	157,544
T3	0,122	0,016	13,841	117,833
T3	0,469	0,039	11,270	165,084
T3	1,024	0,039	2,446	170,709
T3	2,982	0,040	2,224	171,885
T3	5,028	0,040	1,867	171,710
T3	8,010	0,040	1,990	171,317
T3	9,966	0,040	1,412	171,031
T3	14,994	0,040	2,121	170,138
T3	20,024	0,040	2,401	168,883
T3	24,960	0,040	2,744	167,567
T3	35,018	0,040	5,100	164,491
T3	44,984	0,040	8,109	161,181
T3	50,012	0,040	9,167	159,648
T3	55,042	0,040	11,795	157,498
T3	70,038	0,040	11,822	157,528
T5	0,122	0,016	13,326	117,254
T5	0,469	0,039	10,269	166,117
T5	1,024	0,039	2,317	170,799
T5	2,982	0,040	2,013	171,746
T5	5,028	0,040	1,941	171,548
T5	8,010	0,040	1,874	171,218
T5	9,966	0,040	1,705	170,914
T5	14,994	0,040	1,892	169,943
T5	20,024	0,040	2,340	168,761
T5	24,960	0,040	3,192	167,398
T5	35,018	0,040	4,934	164,403
T5	44,984	0,040	8,024	161,078
T5	50,012	0,040	8,576	159,603
T5	55,042	0,040	11,827	157,418
T5	70,038	0,040	11,797	157,531
A1	0,122	0,016	13,961	117,683
A1	0,469	0,039	10,656	166,054
A1	1,024	0,039	1,993	171,130
A1	2,982	0,040	2,084	171,879
A1	5,028	0,040	1,900	171,701
A1	8,010	0,040	1,884	171,348
A1	9,966	0,040	1,896	171,056
A1	14,994	0,040	1,853	170,128
A1	20,024	0,040	2,038	168,866
A1	24,960	0,040	3,102	167,555
A1	35,018	0,040	5,010	164,517

A1	44,984	0,040	8,067	161,184
A1	50,012	0,040	8,794	159,697
A1	55,042	0,040	11,809	157,541
A1	70,038	0,040	11,817	157,623
LOC	0,122	0,016	13,480	115,953
LOC	0,469	0,039	11,699	164,442
LOC	1,024	0,039	2,362	170,169
LOC	2,982	0,040	1,639	171,492
LOC	5,028	0,040	1,880	171,376
LOC	8,010	0,040	1,617	170,977
LOC	9,966	0,040	1,612	170,699
LOC	14,994	0,040	1,955	169,781
LOC	20,024	0,040	1,906	168,521
LOC	24,960	0,040	2,939	167,196
LOC	35,018	0,040	5,025	164,179
LOC	44,984	0,040	8,094	160,851
LOC	50,012	0,040	9,094	159,358
LOC	55,042	0,040	11,798	157,185
LOC	70,038	0,040	11,761	157,254

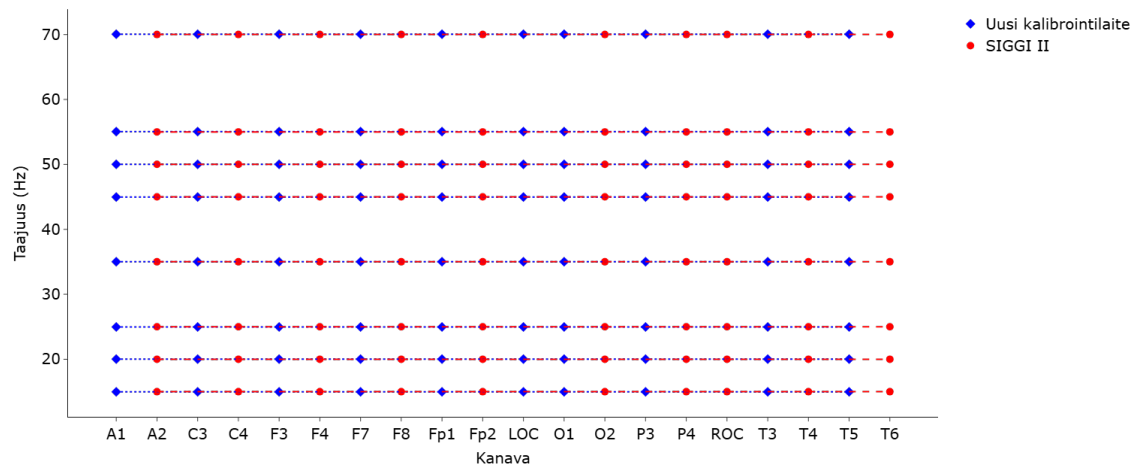
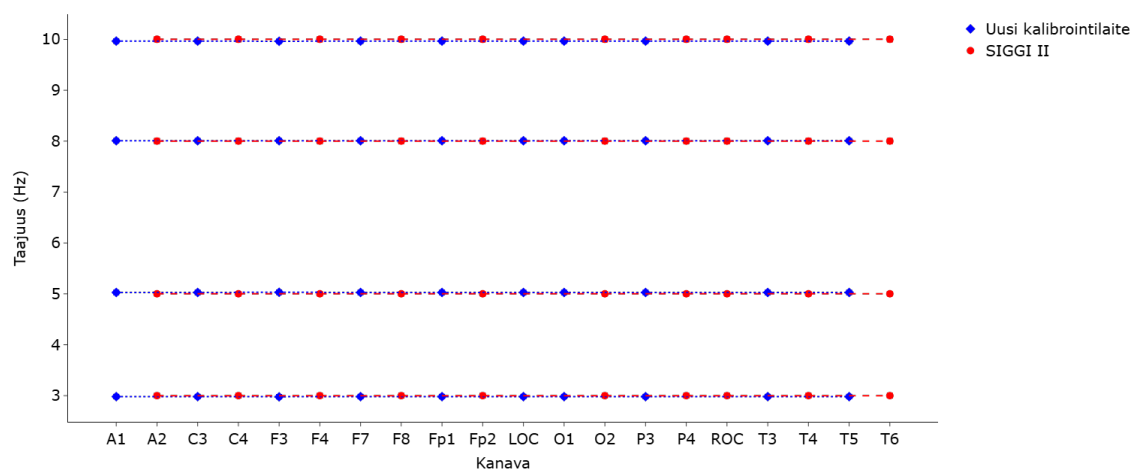
D EEGQC-analyysin tulokset uudelle kalibrointi- laitteelle

~Frequency (Hz)	EEG max (μV)	EEG min (μV)	Bipolar max (μV)	Bipolar min (μV)
0,10	138,70	131,83	0,00	0,00
0,50	171,36	167,54	0,00	0,00
1,00	172,88	171,35	0,00	0,00
3,00	173,03	171,51	0,00	0,00
5,00	173,03	171,81	0,00	0,00
8,00	173,19	171,50	0,00	0,00
10,00	173,19	171,36	0,00	0,00
15,00	172,27	171,20	0,00	0,00
19,99	171,82	170,60	0,00	0,00
24,99	171,21	170,14	0,00	0,00
34,99	171,20	169,98	0,00	0,00
44,99	171,36	170,13	0,00	0,00
49,99	166,63	158,84	0,00	0,00
55,07	171,97	170,89	0,00	0,00
70,06	172,42	170,59	0,00	0,00

E EEGQC-analyysin tulokset SIGGI II:lle

~Frequency (Hz)	EEG max (μV)	EEG min (μV)	Bipolar max (μV)	Bipolar min (μV)
0,10	162,81	157,47	0,00	0,00
0,50	198,67	196,53	0,00	0,00
1,00	200,35	198,51	0,00	0,00
3,00	200,35	198,98	0,00	0,00
5,00	200,35	198,82	0,00	0,00
8,00	199,89	198,36	0,00	0,00
10,00	202,03	198,21	0,00	0,00
15,00	199,74	198,21	0,00	0,00
19,99	199,13	197,60	0,00	0,00
24,99	198,52	193,18	0,00	0,00
34,99	198,06	196,68	0,00	0,00
44,99	198,67	196,83	0,00	0,00
49,99	191,50	181,58	0,00	0,00
54,98	199,74	198,06	0,00	0,00
69,98	200,35	198,36	0,00	0,00

F EEG-vahvistimella mitatut taajuudet kanava-kohtaisesti



G EEG-vahvistimella mitatut amplitudit taajuuskittain

