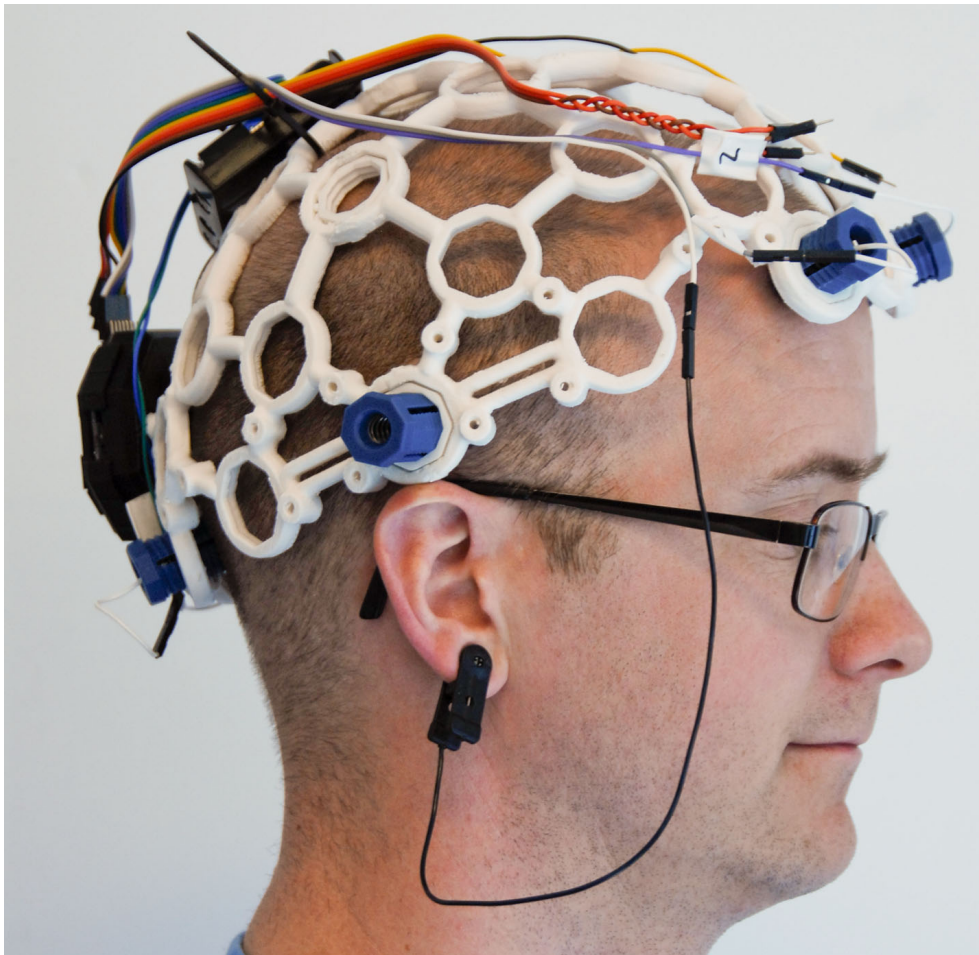




# CHALMERS



## Styrning av robot med hjärnvågor

En förstudie av gränssnitt med öppen källkod

Examensarbete inom högskoleingenjörsprogrammet Elektroteknik

MARTIN JOHANSSON

SARA KÄLLANDER

---

Institutionen för Rymd-, geo- och miljövetenskap  
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA  
Göteborg, Sverige, 2018



EXAMENSARBETE

Styrning av robot med hjärnvågor  
en förstudie av gränssnitt med öppen källkod

Martin Johansson  
Sara Källander

Institutionen för Rymd-, geo- och miljövetenskap  
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA  
Göteborg, Sverige, 2018

Styrning av robot med hjärnvågor  
En förstudie av gränssnitt med öppen källkod

© MARTIN JOHANSSON & SARA KÄLLANDER, 2018

Institutionen för Rymd-, geo- och miljövetenskap

Chalmers Tekniska Högskola  
SE-421 96 Göteborg  
Sverige  
Telefon: +46 (0)31-772 10 00

Omslagsbild: Sara Källander, 2018 Samtliga bilder och figurer används med tillstånd från upphovsrättsinnehavaren eller är skapade av Sara Källander eller Martin Johansson.  
Göteborg, Sverige 2018



# Robot control using brain waves

A study of open source brain-computer interface

Martin Johansson, Sara Källander

Department of Space, Earth and Environment

Chalmers University of Technology

Bachelor's thesis

## Abstract

This report investigates possibilities and difficulties with the OpenBCI Ganglion equipment that allows for monitoring of brain activity through EEG (Electroencephalography) for non professionals. This type of technology has previously been exclusive for researchers and medical professionals and it is therefore interesting to explore new user scenarios such as controlling external devices through BCI (Brain Computer Interface). Due to limitations it is mainly the alpha waves that are examined as they have a large amplitude and are the only type of brain wave that appear to provide a satisfactory signal with regard to both control of brain activity and amplitude of the signal. Two open source pieces of software are used to manage the hardware and signal processing, *OpenBCI GUI* and *BrainBay*. Attempts are made to connect the EEG system with an external device, a Sphero robot. However, problems with the software prevented this from being completed. The conclusion is that it is possible to control external devices with brain activity using this equipment, however, only using one channel and with significant delay. The limitations in both hardware and software, and in the ability to consciously influence the brain's activity make the system difficult to apply in situations where high reliability or precision is required.

The report is written in Swedish.

## Sammanfattning

Arbetet undersöker möjligheter och svårigheter med utrustning från OpenBCI som möjliggör övervakning av hjärnaktivitet via EEG (Elektroencefalografi) för lekmän. Tidigare har detta varit teknik uteslutande för forskare och medicinsk personal, därför är det intressant att se hur denna utrustning kan tänkas användas för kontroll av externa enheter via BCI (Brain Computer Interface). Det är främst alfavågorna i hjärnan som används i undersökningen då de är de enda hjärnvågor som tycks ge en tillfredsställande signal med hänseende på både kontroll av hjärnaktivitet samt amplitud på signalen. I undersökningen används också två olika mjukvaror med öppen källkod, *OpenBCI GUI* och *BrainBay*. Försök görs att koppla samman EEG-systemet med extern hårdvara i form av en liten Sphero robot, problem med mjukvaran hindrade dock detta från att fullbordas. Slutsatsen är att det är möjligt att styra enheter via hjärnaktivitet med hjälp av denna utrustning dock bara med en kanal. Begränsningarna i hårdvaran, utvecklingsmiljön samt den egna förmågan att medvetet påverka hjärnans aktivitet gör dock att systemet är svårt att tillämpa i situationer där hög tillförlitlighet eller precision krävs.

## **Förord**

Vi som skrivit detta arbete heter Sara Källander och Martin Johansson och läser tredje året på Ingenjörsteknologssektionen vid Chalmers tekniska högskola i Göteborg. Utbildningen är ett treårigt program, 180 högskolepoäng, inom elektroteknik. Detta arbete skrivs inom institutionen Rymd-, geo- och miljövetenskap och omfattar totalt 15 högskolepoäng under den sista terminen. Vi är intresserade av bioteknik och när möjligheten att arbeta med utrustning för att mäta hjärnaktivitet fanns tillgänglig hos RISE Interactive fastnade vi för tanken på att undersöka möjligheterna med detta system.

Vi vill även passa på att tacka de som hjälpt oss med arbetet. Arto Heikkilä som varit vår handledare vid institutionen och kommit med mycket bra feedback och tankar. På RISE ska många tackas för det goda mottagandet och en inspirerande miljö. Ett extra tack till Gunnar Oledal samt Niels Swinkels som hjälpt oss med flera problem, Anya Ernest som ordnade med kontakterna för oss och förstås Peter Ljungstrand som lät oss härja runt i hans verkstad. När vi stötte på problem med mjukvaran fick vi också hjälp av Martin Claesson och Hans Nilsson och för detta är vi oerhört tacksamma.



# Innehåll

|                                                      |           |
|------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 Inledning</b>                                   | <b>1</b>  |
| 1.1 Bakgrund . . . . .                               | 1         |
| 1.2 Syfte . . . . .                                  | 1         |
| 1.3 Avgränsningar . . . . .                          | 1         |
| 1.4 Precisering av frågeställning . . . . .          | 2         |
| <b>2 Teoretisk referensram</b>                       | <b>3</b>  |
| 2.1 Biologi . . . . .                                | 3         |
| 2.1.1 Elektroencefalografi . . . . .                 | 3         |
| 2.1.2 Nervsystemet . . . . .                         | 3         |
| 2.1.3 Hjärnan . . . . .                              | 6         |
| 2.1.4 Hjärnvågor . . . . .                           | 7         |
| 2.1.5 Kroppen ur ett elektriskt perspektiv . . . . . | 7         |
| 2.2 Utrustning . . . . .                             | 9         |
| 2.2.1 Hårdvara . . . . .                             | 9         |
| 2.2.2 Elektroder . . . . .                           | 10        |
| 2.2.3 Mjukvara . . . . .                             | 11        |
| 2.2.4 OpenBCI . . . . .                              | 12        |
| 2.2.5 Instrumentförstärkare . . . . .                | 13        |
| 2.2.6 ADC . . . . .                                  | 14        |
| <b>3 Metod</b>                                       | <b>15</b> |
| 3.1 BrainBay . . . . .                               | 16        |
| 3.2 OpenBCI GUI . . . . .                            | 17        |
| 3.3 Utvärdering av mjukvara . . . . .                | 18        |
| 3.4 Alfaaktivitet . . . . .                          | 19        |
| 3.4.1 Betaaktivitet . . . . .                        | 20        |
| <b>4 Resultat</b>                                    | <b>21</b> |
| 4.1 Mätresultat . . . . .                            | 22        |
| <b>5 Slutsats och diskussion</b>                     | <b>24</b> |
| 5.1 Open source utvecklingsmiljö . . . . .           | 25        |
| 5.2 Möjlig fortsättning på arbetet . . . . .         | 25        |

## Referenser

## Bilaga A



# 1 Inledning

## 1.1 Bakgrund

Projektet utförs hos RISE (*Research Institute of Sweden*) Interactive, en fristående avdelning inom forskningsinstitutet RISE. RISE Interactive jobbar experimentellt med bland annat interaktionsdesign, 3D, spelifiering och visualiseringar. Arbetet här handlar mycket om gränslandet mellan människa och teknik, de söker hela tiden efter nya infallsvinklar på både ny och befintlig teknik. Som en del i sitt utforskande av ny teknik på marknaden köpte RISE in ett kit från företaget OpenBCI (*Open source Brain Computer Interface*) med förhoppningen att kunna använda det i något projekt framöver. Tanken med arbetet som behandlas i denna rapport är att undersöka om det är möjligt att nyttja detta system från OpenBCI för styrning av externa enheter och att i denna process också utvärdera systemet med avseende på användarupplevelsen. Möjliga användningsområden för denna typ av utrustning skulle kunna vara att underlätta vardagen för handikappade eller att använda hjärnsignaler som indikator på sömnighet vid riskfyllt arbete som exempelvis för de som kontrollerar tung utrustning eller fordon. Applikationer inom spel eller interaktiva konstverk är även det tänkbart.

## 1.2 Syfte

Projektet syftar till att undersöka vilka möjligheter som finns för att kunna implementera OpenBCIs system för styrning eller kunskapshämtning i framtida projekt hos RISE Interactive. Detta leder till att projektet är rent undersökande och inte fokuserar på att förändra eller bygga om systemet. Då det har elektroder som mäter hjärnaktivitet utan elektrolytgel, även om det finns hår på huvudet, kommer detta undersökas. Främst för att se om det är någon skillnad beroende på mängd och kvalitet på hår och om de ger likavärdiga resultat som guldkoppelektroder med elektrolytgel. Målbilden är att erhålla tillräckligt kvalitativ data för att kunna styra en liten robot att gå framåt samt att svänga höger och vänster.

## 1.3 Avgränsningar

BCI (Brain Computer Interface), hjärnan och elektroder bildar tillsammans ett väldigt brett ämnesområde och för att hålla projektet inom rimliga ramar kommer vi enbart att fokusera på frågeställningarna ovan. Det system som finns tillgängligt hos Interactive innehåller ett så kallat Ganglion-kort från OpenBCI med endast fyra analoga kanaler in vilket begränsar projektet till fyra elektroder. En dialog finns om att beställa ett kort med fler kanaler men av tidsskäl bestäms att projektet genomförs i sin helhet med det mindre kortet. Då det är mycket förarbete med litteraturstudier samt att undersöka systemets begränsningar kommer hjärnans funktion och möjligheter att styra mer komplexa signaler inte att vara i fokus. Projektet avgränsas till de fyra elektroderna och möjligheter att avläsa hjärnaktivitet med dessa. Det kommer också att avgränsas till rent undersökande, förbättringar på systemets hårdvara kommer inte att genomföras. Vår analys av hjärnvågor kommer att begränsas till att detektera skillnaden i amplitud vid vissa givna frekvenser. Mätningarna kommer att utgå ifrån av litteraturen angivna punkter på huvudet och ingen egen analys av var vågor genereras kommer att göras. Det finns möjlighet att utforska även EMG (Elektromyografi) samt EKG (Elektrokardiografi) men detta kommer ej att göras på grund av tidsaspekten. De EMG-sigaler som erhålls på grund av huvudets och nackmuskulaturens placering kommer ej att analyseras eller användas. Undersökningen av de torra elektroderna kommer att ske genom att analysera användarupplevelsen samt till den mån det är möjligt jämföra mätningarnas kvalitet med en guldkoppelektrod.

## 1.4 Precisering av frågeställning

Projektet är en förstudie för att reda ut rimliga användningsområden samt begränsningar med utrustningen. Några grundläggande frågeställningar är:

- *Hur känsligt är systemet för störningar?*
- *Under vilka förutsättningar går det att få ut stabila signaler med torra elektroder?*
- *Vilka signaler kan isoleras, och kan det göras tillförlitligt?*

När de initiala frågeställningarna är besvarade och om de torra elektroden ger tillräckligt bra resultat, fortsätter frågeställningarna enligt nedan:

- *I vilka miljöer ger systemet användbara data?*
- *Kan hjärnvågor i de olika frekvensbanden (alfa, beta, delta, gamma) isoleras i mjukvara?*
- *Om resultaten blir ojämna, kan de torra elektroden förbättras?*
- *Kan en radiostyrd enhet kontrolleras med hjälp av hjärnvågor?*

I det fall då systemet eller elektroden inte ger värdefulla resultat kommer frågeställningarna istället bli:

- *Vad är det som påverkar resultaten?*
- *Kan systemet eller elektroden förbättras?*
- *Kan rimliga resultat nås med andra elektroder?*
- *Kan ett senare projekt komma att kontrollera en radiostyrd bil med hjälp av förbättringar?*



## 2 Teoretisk referensram

Detta avsnitt kommer gå igenom den tekniska och biologiska information som ligger bakom projektet och dess teori. Det kommer bestå av både biologisk teori kring nerver och hjärnvågor samt teknisk specifikation kring den utrustning som använts.

### 2.1 Biologi

De processer som registreras i projektets mätningar är biokemiska till sin natur. För att förstå vad det är som mäts behövs kunskaper om hur neurologiska signaler genereras samt fortplantar sig i hjärnan och nervsystemet. För den intresserade rekommenderas läsning av böckerna *Medical Instrumentation, application and design* av John G. Webster [1] för tekniska aspekter av kroppen, *Introduktion to the Human Body, the essentials of anatomy and physiology* av Gerard J. Tortora och Bryan Derrickson [2], för biologi, samt elektronikboken *Analog elektronik* av Bengt Molin som använts i rapporten för mer grundläggande elektronik [3].

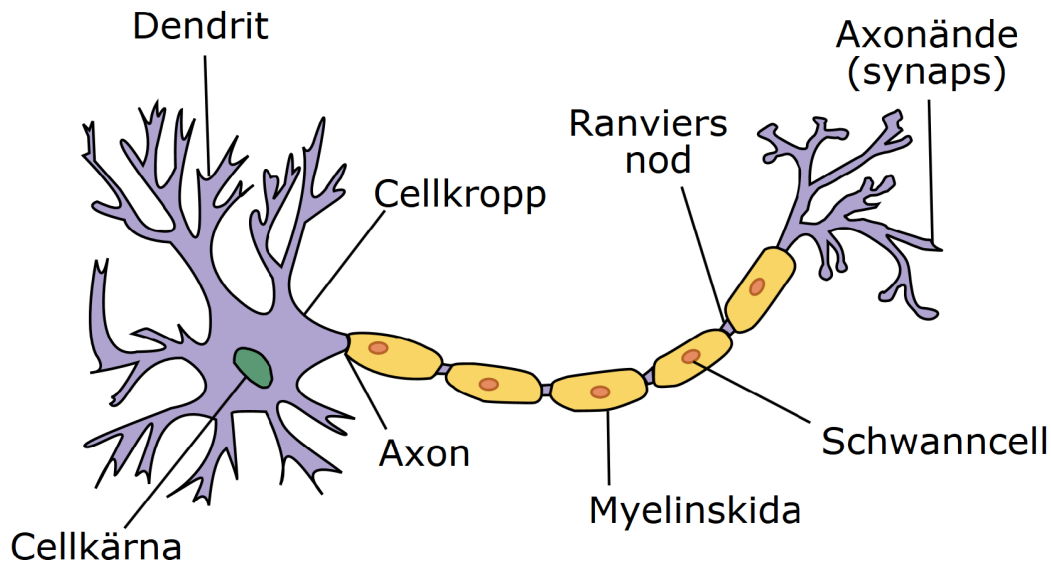
#### 2.1.1 Elektroencefalografi

Elektroencefalografi, som EEG står för, är ett samlingsbegrepp för olika metoder att mäta hjärnaktivitet. Det kan vara både invasivt, med tunna nålar, och icke-invasivt med elektroder utanpå huden. Gemensamt för de olika metoderna är att minst två elektroder används för att på så sätt kunna mäta skillnaden i spänning hos de båda. På så sätt får man ut ett mätresultat som är kopplat till just det område som är av intresse istället för att se hela kroppens potential vid varje ögonblick. Samma metoder används även vid EMG (Elektromyografi) men med fokus på spänningspotential hos nerver vid muskler istället för i hjärnan, samt EKG (Elektrokardiografi) som är en väldigt specifik form av EMG som fokuserar specifikt på hjärtat [2].

#### 2.1.2 Nervsystemet

Det som kan mätas med hjälp av elektroderna är de elektriska impulserna som hjärnan sänder ut till kroppen. Detta sker genom nervceller, vars uppgift är att skicka vidare impulser och signaler. En nervcell (se Figur 1) är uppbyggd på liknande sätt som de flesta celler, med en *cellkropp* som innehåller alla de proteiner som cellen behöver för att kunna göra sitt jobb. Den största skillnaden mot andra celler är att en nervcell har *dendrit*, korta utskott från cellkroppen som ser ut ungefär som träd med många förgreningar. De tar emot signaler från andra nerver och skickar dem vidare till cellkroppen för behandling. En nervcell har också en lång *axon* som skickar informationen från cellkroppen vidare till nästa nervcell i kedjan. Axonen är ibland isolerad med *myelinskidor*, bestående av fetter och proteiner. Mellan skidorna finns avbrott, Ranviers noder. Skidorna och dess avbrott möjliggör för signalen att ”hoppa” mellan noderna för att på så sätt kunna skicka informationen i hastigheter upp till 100 meter i sekunden [4]. Nackdelen med detta blir då att axonen istället tar mer plats än celler utan isolerande hölje.

På ändarna hos dendriterna och axonen sitter *synapser* som hanterar informationsöverföringen mellan cellerna. Synapserna på dendriterna kallas för den postsynaptiska delen, och motsvarande på axonet kallas för den presynaptiska delen [4]. Mellan dessa delar finns synapsklyftan som är ett smalt mellanrum där det finns utrymme för enkelriktad informationsöverföring. Här finns en interstitiell vätska som låter joner färdas mellan olika nervceller.

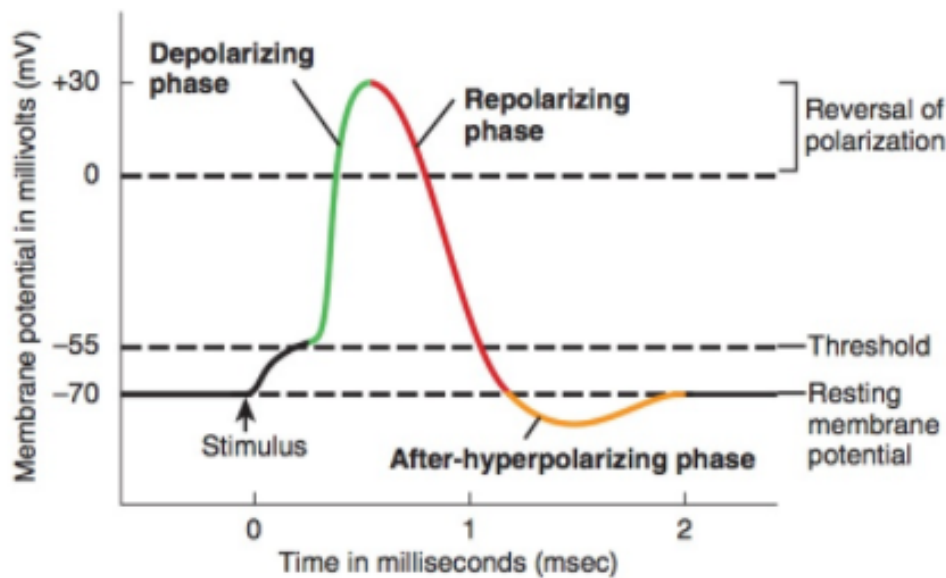


*Figur 1: En nervcell ser, i cellkärnan, ut ungefär på liknande sätt som de flesta andra celler. Utöver detta har den dendriter som med sina synapser tar in information från andra nervceller samt en lång axon som sänder hanterad information vidare till axonändarna med dess synapser som i sin tur sänder informationen vidare till nästa nervcell. Bilden tagen från [5]*

Den information som hanteras i nerverna består av elektro-kemiska impulser av varierande amplitud och frekvens. Dessa kallas aktionspotential och är en snabb urladdning av en spänning mellan nervcellens in- och utsida. Hos celler uppstår denna spänning av en skillnad i koncentration av joner istället för elektroner men effekten är den samma. Dessa joner flödar genom membranet som går runt nerven med hjälp av porer eller kanaler [2]. När dessa kanaler är öppna tillåter de vissa specifika joner att passera vilket gör att positivt laddade joner rör sig mot ett område med fler negativt laddade joner och tvärt om. Detta resulterar i ett flöde som kan förändra membranpotentialen. Om kanalen är öppen eller ej beror på förekomsten av ett visst protein som styrs av spänningsförändringar i membranpotentialen, men det finns även kanaler som läcker lite. Genom de läckande kanalerna färdas främst de positivt laddade kaliumjonerna ( $K^+$ ) som tar sig utåt för att jämna ut dess koncentrationsnivåer [2]. I vilande tillstånd, den så kallade vilopotentialen, är spänningsskillnaden mellan insidan och utsidan av cellen ungefär  $-70$  mV med en negativ laddning innanför membranet. Detta beror på att de negativt laddade jonerna sitter fast vid större proteiner eller andra molekyler och därför inte kan följa med  $K^+$  genom de läckande kanalerna, ut ur cellen. Även natrium ( $Na^+$ ) läcker genom membranet, men med riktning in mot cellen och inte i samma mängd som  $K^+$ . Dessa läckage motverkas av en natrium-kalium pump som ser till att koncentrationen hela tiden är stabil och på så sätt behålls membranets vilopotential.

Om det sker en impuls eller stimuli som är stor nog att starta en aktionspotential, ca  $-55$  mV, kommer först  $Na^+$ -kanalerna att öppnas upp vilket resulterar i fler positivt laddade joner inne i cellen och en potential på upp till  $+30$  mV [2]. Samtidigt som  $Na^+$ -kanalerna stängs igen så öppnas  $K^+$ -kanalerna som låter dessa joner flöda ut ur cellen. Då påbörjas repolariseringsfasen där potentialen återigen sjunker och under en kort period, den så kallade hyperpolariseringsperioden, även blir mer negativ än vilopotentialen. Tillslut stabiliseras jonerna med hjälp av natrium-kalium pumpen, och potentialen återgår till ungefär  $-70$  mV. Under en tid efter det att aktionspotentialen påbörjat en förändring kan inte en ny aktionspotential initieras utan cellen behöver komma tillbaka till sin vilopotential innan en ny impuls kan ske. Figur 2 nedan visar

hur kurvan för en sådan potentialförändring ser ut.



Figur 2: Kurvan visar hur membranpotentialen i en cell förändras under de olika perioderna efter stimuli, så som beskrivet ovan. Under depolariseringsperioden öppnas först kanalerna som släpper in  $\text{Na}^+$  i cellen vilket leder till en positiv potential. Därefter påbörjas repolariseringsperioden,  $\text{Na}^+$ -kanalerna stängs och  $\text{K}^+$ -kanalerna öppnas för att släppa ut  $\text{K}^+$  ur cellen och potentialen sjunker igen. En kort period är den något mer negativ än under vilopotentialen, innan det stabiliseras helt [2].

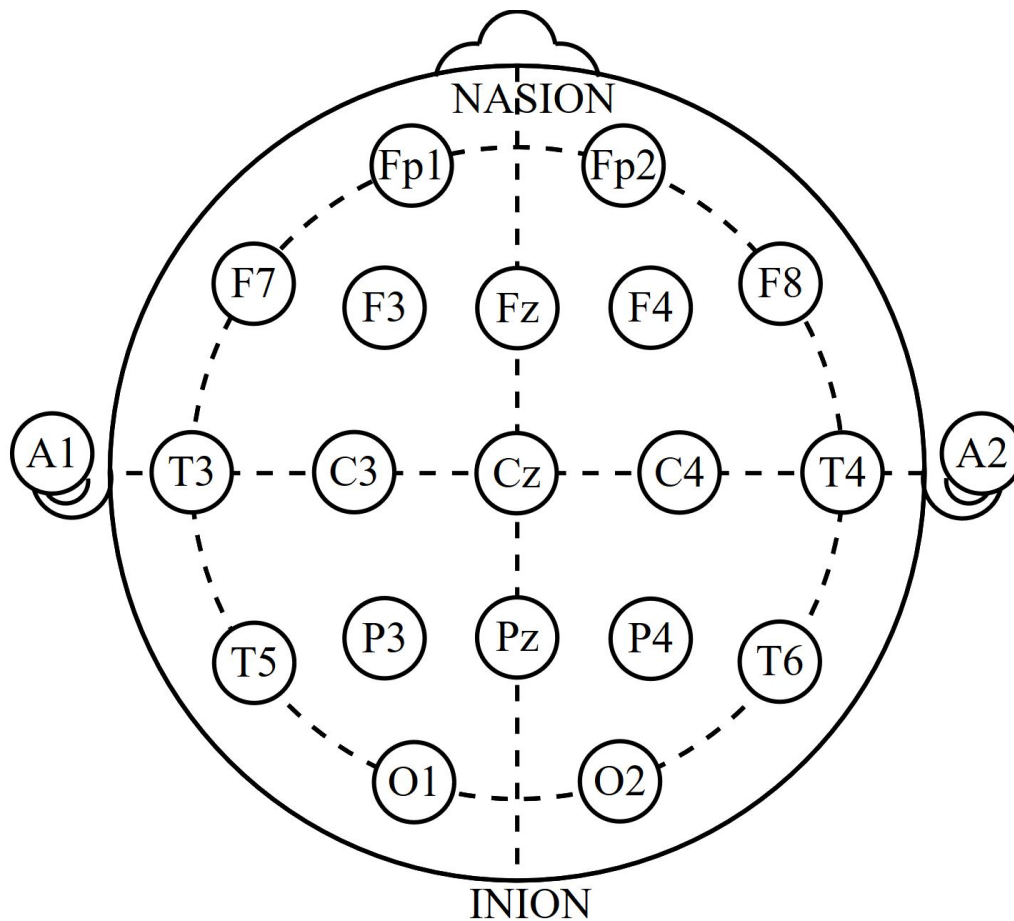
Dessa aktionspotentialer sker antingen till fullo eller inte alls och når alltid samma amplitud. Ett stimuli som är stor nog att nå över tröskeln kommer starta processen beskriven ovan medan ett stimuli som är för svag inte kan påverka processen alls.

För att informationen ska kunna färdas mellan de olika nervcellerna propagerar den via cellens axon vidare till nästa synaps. Depolarisering vid den så kallade axonkäglan, gränsen mellan cellkroppen och axonet, öppnar  $\text{Na}^+$ -kanalerna vilket resulterar i ett flöde som depolariserar närliggande membran som i sin tur öppnar dess  $\text{Na}^+$ -kanaler [2]. Detta fortsätter som en kaskad längs hela axonet. Hos nervceller utan myelinskidor reagerar varje närliggande del av membranet på detta sätt vilket gör att impulsen propagerar relativt långsamt. Hos de celler med myelinskidor propagerar impulsen snabbare då  $\text{Na}^+$ - och  $\text{K}^+$ -kanalerna främst är placerade i det gap mellan skidorna som kallas för Ranviers noder.  $\text{Na}^+$  och  $\text{K}^+$  färdas då mellan noderna i den interstitiella vätska som omger myelinskidan vilket medför att depolariseringsprocessen inte sker lika ofta.

En ensam nerv och dess potentialförändring är så liten att det är svårt att mäta utan att sätta en elektrod direkt på nerven. Ytan som påverkas är så liten att det inte uppfattas av elektroden som mäter en väldigt mycket större yta. När en stor mängd nerver, ungefär 60 miljoner [6], i ett visst område reagerar samtidigt sker förändringen över en tillräckligt stor yta att känsliga elektroder kan mäta detta även utanför huden. För att optimera förhållandet för elektroden, när mätning sker på huden, används ofta en elektrolytgel med joner som hjälper laddningen att lättare nå elektroden.

### 2.1.3 Hjärnan

Hjärnan är uppdelad i en rad olika områden som varierar i aktivitet beroende på en rad faktorer. Hjärnaktivitet ger upphov till elektriska signaler som beroende på typ av aktivitet kan vara mer eller mindre fokuserad till ett visst område i hjärnan. De elektriska signalerna delas in i olika typer av hjärnvågor beroende på vilka frekvensband de uppehåller sig i. Vid undersökningar av hjärnan med EEG bör hänsyn tas till var specifika typer av signaler genereras så att elektroder kan placeras optimalt. Det system som är standard både inom forskning och bland hobbyister är 10-20 systemet [7], där skalpen delas upp i olika punkter så som i Figur 3 nedan. Utifrån detta blir det enklare att sätta elektroder på samma ställe varje gång samt jämföra olika studier som gjorts då de kan reproduceras.



Figur 3: 10-20 systemet som är standardsystemet för placering av elektroder [8].

A1 och A2 syftar till öronloberna och används främst för jord- eller referenselektroder då det är områden med relativt lite aktivitet.

### 2.1.4 Hjärnvågor

Det finns fem huvudsakliga typer av hjärnvågor som skiljer sig åt i det att de har olika frekvensband, se Tabell 1 nedan.

Tabell 1: Frekvensfördelning för olika typer av hjärnvågor [9],[1].

| Namn               | Frekvensintervall | Typisk amplitud |
|--------------------|-------------------|-----------------|
| Delta ( $\delta$ ) | 1-4 Hz            | -               |
| Theta ( $\Theta$ ) | 4-7 Hz            | -               |
| Alfa ( $\alpha$ )  | 7,5-12,5 Hz       | 20-200 $\mu$ V  |
| Beta ( $\beta$ )   | 13-20 Hz          | -               |
| Gamma ( $\gamma$ ) | 30 Hz och högre   | -               |

- Deltavågor uppstår framförallt i anslutning till djupsömn men kan även genereras i vaket tillstånd. Frekvensområdet för deltavågor är mottagligt för störningar från musklerna i nacke och käkpartiet.
- Thetavågor genereras i hjärnan under sömnigt tillstånd eller meditation.
- Alfavågor uppstår i den occipitala loben under tillstånd av vaken avkoppling utan koncentration [10]. Alfavågen är förhållandevis kraftig med en typisk amplitud på upp till 20-200  $\mu$ V och ger därmed en tydligare signal amplitudmässigt än de andra vågtyperna [11], [1]. Alfavågen kan hos många aktiveras genom att sluta ögonen i ett avslappnat tillstånd och mäts lättast i bakre delen av hjärnan. För att generera ökad alfaaktivitet räcker det att sluta ögonen. Det har visats att alfavågorna kan minska hos personer som lider av ångest eller depression [12].
- Betavågor associeras med aktivt tänkande eller koncentration och genereras i de främre och centrala partierna av hjärnan. Således är de något av en motsats till alfavågor.
- Gammavågor är de hjärnvågor som har en högre frekvens än 30 Hz men det är oftast upp till 45 Hz som anses vara intressant i studier av människor. Gammavågor har en låg amplitud och genereras sällan. Dessa vågor kan användas vid diagnoser av vissa sjukdomar men lämpar sig inte till styrning av föremål.

Det är något av en flytande gräns mellan de olika frekvensbanden för de respektive vågtyperna och beroende på individ kan gränsvärden variera. Litteraturen ger heller ej några definitiva värden för amplituder då dessa är individuella och därför svåra att redovisa. De värden som här redovisas bör ses i ljuset av detta.

### 2.1.5 Kroppen ur ett elektriskt perspektiv

Kroppen och dess uppbyggnad kan beskrivas som en krets bestående av interna impedanser och generatorer men med joner och elektrokemi istället för elektroner. Membranet som omsluter nervcellerna kan ses som en läckande kapacitans då det strukturellt agerar som ett dielektriskt material som dels separerar två olika spänningspotentialer men också släpper igenom en del av de spänningsbärande jonerna [1]. Nerver ger också upphov till spänningar och kan därför ses som små generatorer med mätbar spänning.

Cellens vilopotential, som ibland kallas för *Equilibrium potential*,  $E$ , kan beräknas med Goldman–Hodgkin–Katz ekvation som är ett uttryck för att beräkna en relativt exakt approximation för vilopotentialen. Vid jämförelser har beräkningar med denna ekvation kommit nära de mätresultat som erhållits vid mätningar av vilopotentialen i grodmuskler [1].

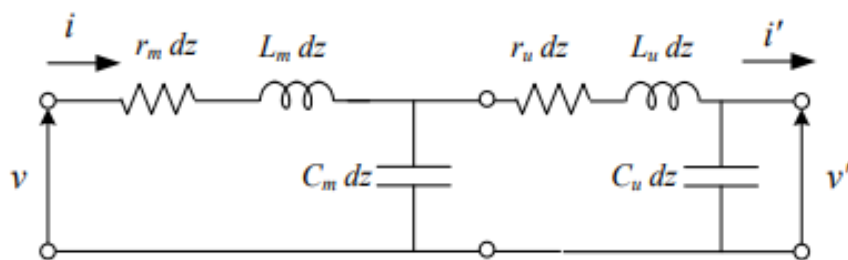
En nervcell kan modelleras med ett ekvivalent schema baserat på de egenskaper som cellen har. I Figur 4 och 5 ses ett ekvivalent schema av en nervcell med myelinskidor samt noderna utan myelin däremellan, där  $r_m$ ,  $L_m$  samt  $C_m$  är kopplade till den myelinerade delen,  $r_u$ ,  $L_u$  samt  $C_u$  är kopplade till den del utan myelin (efter engelskans unmyelinated) och  $dz$  är längden. Gällande är att  $L_m = L_u = L$ ,  $C_m \ll C_u = C$  och  $dz_m \gg dz_u$ , vilket ger att brytfrekvensen  $\omega_c(\text{myelinated}) \gg \omega_c(\text{unmyelinated})$  där den högre brytfrekvensen ger också en högre bandbredd [13]. Om  $L$  och  $C$  istället skulle vara angivna per meter hade även utbredningshastigheten kunnat beräknas som  $v = \frac{1}{\sqrt{LC}}$ , vilket visar att myelinskidor leder till högre signalutbredningsfart.



(a) Elektrofysikalisk modell av ett axon utan myelinskidor.

(b) Elektrofysikalisk modell av ett axon med myelinskidor.

Figur 4: Modeller av axoner, där  $p$  är Poyntingvektorn som visar på energiflödet, samt storheterna  $a$  och  $b$  är ledarens (axonets) radie.

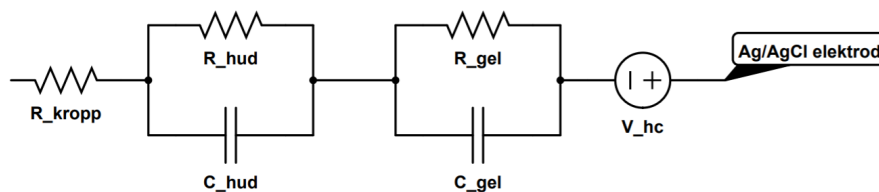


Figur 5: Ekvivalent schema av ett axon med längd  $dz$  som är isolerad med myelinskidor, där båda delarna med och utan myelin är representerade.  $r_m$ ,  $L_m$  samt  $C_m$  är här egenskaper kopplade till den myelinerade delen, medan  $r_u$ ,  $L_u$  samt  $C_u$  är kopplade till den del utan myelin.

Figurerna 4a, 4b samt 5 ovan är tagna från artikeln *Electrophysical Modelling and Analysis of Electrical Transmission in Axons* skriven av Yumi Takizawa och Atsushi Fukasawa [13], där även en härledning av modellen kan hittas.

Även resten av den mänskliga kroppen kan modelleras på liknande sätt, för att visa på hur en spänning färdas från nerv och ut mot huden där den kan mätas med icke-invasiva elektroder. Denna spänningsförändring mäts då som en skillnad mellan två elektroder genom huden, där varje nytt lager ger upphov till ytterligare resistans samt en kapacitans i kontakten. De olika lagren av hud, elektrolytgel samt till sist elektrod kan ritas upp som en resistans parallellt med en kapacitans, som i Figur 6. Mellan elektroden och elektrolytgelen skapas också små spänningar som kommer från en så kallad halvcellspotential som skapas av kemiska reaktioner i kontakten mellan de olika ytorna [1], [14].

Vid invasiva mätningar behöver inte huden och elektrolytgelen räknas med då mätinstrumenten antingen ligger under huden eller direkt på nerverna. För att få ett så bra mätresultat som möjligt vid icke-invasiva mätningar kan ibland det yttre skiktet av huden skrubbas bort med fint slippapper eller liknande. Detta är för att det yttre skiktet endast består av döda celler som isolerar. Även håret fungerar som isolering vid mätningar på skalpen på grund av att dess struktur



Figur 6: Kretsschema över nervsignalens väg från nerv till elektrod.  $R_{kropp}$  motsvarar här resistansen i kroppen och dess olika vävnader,  $R_{hud}$  och  $C_{hud}$  är parametrar kopplade till hudlagret (stratum corneum), och  $R_{gel}$  samt  $C_{gel}$  är kopplade till elektrolytgelen.  $V_{hc}$  står för halvcellspotentialen som skapas i kopplingen mellan elektrolytgel och elektrod.

innehåller mycket luft. Enligt vissa källor [15] bör impedansen vid elektroden vara högst 5 k $\Omega$ . Huruvida detta är strikt nödvändigt för godtagbara resultat är diskuterbart då utrustningen har utvecklats sedan dessa riktlinjer skrevs. Utrustningen har nu en högre inimpedans och är därför inte lika känslig för impedans mellan hud och elektrod [15] och för kliniska studier anges 40 k $\Omega$  som en rimlig gräns. Samma studie menar att risk för infektion gör att fördelarna med att slipa huden för att erhålla lägre impedans inte kan rättfärdigas då dessa fördelar är marginella med ny utrustning.

## 2.2 Utrustning

Den utrustning som används i projektet kan delas upp i hård- och mjukvara. Hårdvaran är inköpt från OpenBCI.com av RISE Interactive och lägger grundförutsättningarna för arbetet. Vilken mjukvara som används för signalbehandling är något som ingår i studien av utvecklingsmiljön. Det kommer också att vara ett resultat av utvecklingsprocessen och de behov och svårigheter som denna innefattar.

### 2.2.1 Hårdvara

Utöver OpenBCI-kitet, som beskrivs i större detalj här nedan, användes datorer med bluetoothanslutningar samt en bluetoothansluten leksak av modell Sphero 2. Hjälp till att fixera elektroderna skrevs ut i ABS-plast med hjälp av 3D-skrivaren hos Interactive. Se Figur 10a samt 10b i metod, för mer information om hämtning av ritningar samt utskrift. Hjälp till att fästa elektroderna samt ett fäste för kortet. OpenBCI-kitet består av en Ganglion Board (Figur 7), elektroder, anslutningskablar, batterihållare samt en bluetooth dongle.

Tekniska specifikationer för Ganglion:

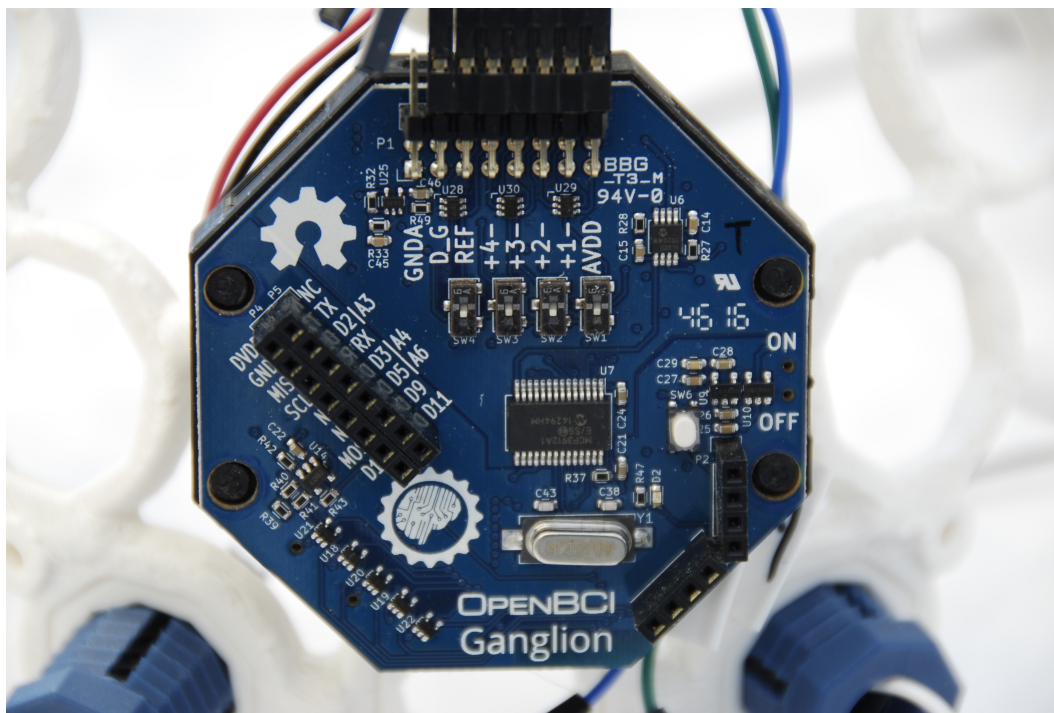
- 4 högimpedansingångar med differentialförstärkare.
- Matspänning 3,3-12 V uteslutande från batteri.
- 14-15 mA strömförbrukning.
- Simblee arduino kompatibel radiomodul.
- Treaxlig accelerometer.

Högimpedansingångarna är anslutna till en Microchip, MCP3912 integrerad krets, med 24-bitars AD-omvandlare (Analog till Digital-omvandlare). Utöver de analoga ingångarna finns även 12 digitala I/O-portar (In/Out) som är programmerbara. Det finns även portar för jord,



$V_{DD}$  (positiv spänningsförsörjning), reset för bluetooth kopplad till en manuell switch, samt tre portar för synkron seriekommunikation [16]. De analoga inportarna är kopplade till en AD8237 instrumentförstärkare med ett minsta CMRR (Common Mode Rejection Ratio) på 106 dB och varierbar förstärkning mellan 1-1000 (V/V).

All hårdvara på hjälmen drivs av tre stycken 1,5V AA-batterier. Detta tillsammans med bluetoothöverföring av mätdata ger en galvanisk isolering mellan utrustning som är i direkt anslutning till mätsubjektet och annan utrustning för signalbehandling, så som datorer som riskerar vara kopplade till elnätet. Denna funktion är därför viktig för att garantera säker användning.



Figur 7: Ganglion monterad på hjälm.

### 2.2.2 Elektroder

De torra elektroder som använts kommer från Wan Shun Electronics och är av typen Ag-AgCl (Silver-Silverklorid). OpenBCI anger att denna typ av elektrod ej behöver elektrolytgel för att generera tillförlitliga EEG-mätningar tillsammans med Ganglion-systemet. De är heller inte gjorda för att användas med gel utan tar snarare skada av detta då de är svåra att få rent. Elektroderna är monterade på en fjädrande fot som syftar till att säkerställa god kontakt, se Figur 8b. De elektroder som placeras i områden på huvudet där håret försvårar god kontakt är utformade med en mängd små piggar som tränger sig igenom håret och lättare gör kontakt med skalpen. För elektroder i pannan används en liknande typ utan piggar. I en undersökning från 2014 där en rad olika torra EEG-elektroder utvärderas är slutsatsen att denna typ av elektroder lider av hög impedans på grund av kopplingen mellan hud och elektrod, samt problem med rörelseartefakter [6]. Den tänkta fördelen med torra elektroder av denna typ är att de är mindre invasiva och risk för infektioner eller irritation av hud är liten. Det är också tänkt att de ska vara lättare att ta av och på.

Även guldkoppslektroder, se Figur 9, har använts. Dessa mer vanliga elektroder användes som en referens för att utvärdera de torra elektroder. De fästs direkt på huden med elektrolytgel och kan vid behov hållas på plats med ett elastiskt band. I denna undersökning användes elektrolytgelten Ten20, som är en vattenlöslig konduktiv pasta.





(a) Till höger elektrod för panna och annan hårfri del av huvudet. Till vänster den piggförsedda elektroden för håriga delar av huvudet.



(b) Elektrod samt infästning till hjälmen, in-takt överst och i beståndsdelar nedanför.

Figur 8: De torra elektroderna som använts i projektet.

Det är värt att nämna att mycket händer inom detta hårdvaruområde och om det är intressant så går det att läsa mer om andra tekniska lösningar för mätning av EEG i bland annat *Intsy: a low-cost, open-source, wireless multi-channel bioamplifier system* [17] och *Open Ephys electroencephalography (Open Ephys+EEG): a modular, low-cost, open-source solution to human neural recording* [18].



Figur 9: guldkoppselektroder.

### 2.2.3 Mjukvara

Under projektet har tre olika varianter av mjukvara använts. För att kunna koppla hårdvaran (Ganglion) till mjukvaran behövs en HUB (*OpenBCI HUB*) som fungerar som interface. Om inte denna process är igång kan inte mjukvaran hitta eller koppla upp sig mot hårdvaran.

OpenBCIs egen mjukvara, *OpenBCI GUI*, finns både som ett stand-alone program och som en mer öppen variant. Båda körs genom utvecklingsmiljön *Processing* och är utvecklade av OpenBCI för enklare användning av deras olika hårdvarulösningar. Stand-alone programmet

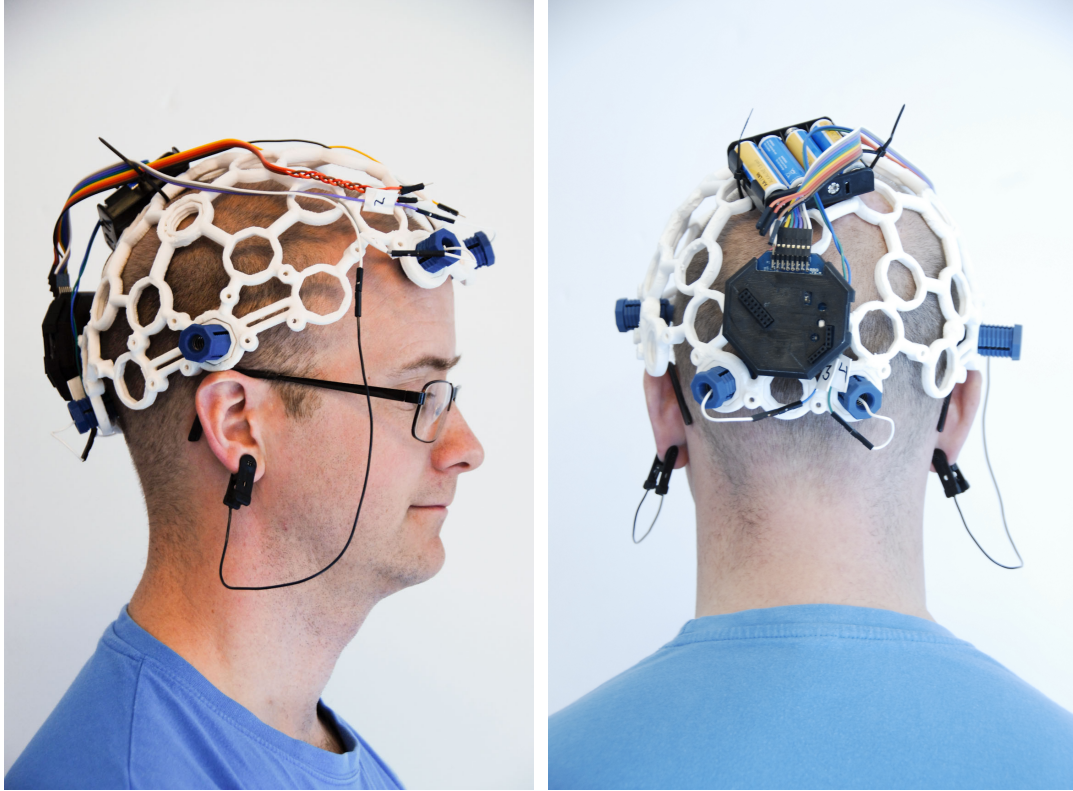
är användbart för att se att systemet fungerar och att kontakt kan etableras mellan dator och EEG-utrustning. Möjligheten till filtrering och detektering av signaler är dock för begränsade i grundutförandet av denna mjukvara. *OpenBCI GUI Processing*, som den mer öppna programversionen kallas, resulterar i samma program som nämnt ovan men då det öppnas genom utvecklingsmiljön Processing samt att alla kodfiler kommer med i installationen, kan koden läsas och ändras. Detta är gjort för att förenkla programmeringen av OpenBCIs hårdvara och bearbeta den för att passa de behov som finns i olika projekt, dock krävs kunskaper inom Java. OpenBCI uppmuntrar till modifiering av detta program och tillhandahåller det med en open source licens.

En mjukvara som inte kräver samma kunskaper i programmering för att enkelt kunna modifiera datan från hårdvaran är *BrainBay*, som även det är ett open source program. Det riktar sig mot snabb signalbehandling och visualisering av EEG-signaler. *BrainBay* är ett visuellt programmeringsspråk som möjliggör simpel blockprogrammering för att kunna filtrera eller behandla input för att få ut önskvärd data. Det är även möjligt att kombinera med kod skriven i Matlab samt att skicka ut datan till externa enheter. Tyvärr är det svårare att skicka vidare informationen till externa enheter med hjälp av *BrainBay* än det är med *OpenBCI GUI*. Detta då det kräver ytterligare mjukvara i form av en drivrutin, *Neuroserver* [19] som tyvärr inte fungerade.

#### 2.2.4 OpenBCI

Systemet med elektroder och kretskort som används i projektet är inköpt från ett kickstarterprojekt från företaget *OpenBCI*. Detta företag har som ett av sina mål att sprida möjligheten för allmänheten att utforska hjärn- och muskelaktivitet. De menar att kunskapen om vad som gör oss till vad vi är inte kan komma från endast ett forskningsfält utan att den även borde komma från öppna forum där kunskapen delas fritt. De arbetar för att sprida kunskap och öka på takten med vilken förståelsen sprids. Allt de gör är öppet för vem som helst att ta del av, läsa om eller göra själva. OpenBCI-forumet är en mötesplats för alla som är intresserade att läsa om projekt eller diskutera olika problem. Det finns även en mängd projekt på Github.com samt på diverse bloggar så som EEGhacker.blogspot.com.

De elektroder som kom med Ganglion utrustningen går att byta ut mot andra elektroder då det är en standardiserad koppling till kortet. Systemet är även kompatibelt med Arduino-system, som även det är open source. Den hjälm som 3D-printats för projektet är en direkt, oförändrad, utskrift från en ritning hämtad från Github [20].



(a) Hjälms från sidan.

(b) Hjälms bakifrån.

Figur 10: Överblick av systemet på försöksperson under provtagning.

### 2.2.5 Instrumentförstärkare

Instrumentförstärkare är en viktig del av utrustningen. De sitter integrerade i MCP3912-paketet där varje analog kanal har en egen instrumentförstärkare. Dessa mäter spänningsskillnaden mellan signal från elektrod och referens, förstärkningsgraden är dessutom ställbar [21].

Instrumentförstärkare för mätningar av EEG behöver typiskt en mycket hög CMRR (*common mode rejection ratio*) då signalerna som ska mätas är väldigt mycket mindre än de störningar som typiskt uppkommer vid mätningar. Som en jämförelse kan nämnas att signalamplituden vid EEG-mätningar med elektroder av den typ som här används är mellan 20-200  $\mu\text{V}$  som mest, medan CM-brus kan vara uppemot 100 mV [2]. CMRR definieras i ekvation 1.

$$CMRR(dB) = 20\log\left(\frac{\Delta U_{UT}}{\Delta U_{CM}}\right) \quad (1)$$

Detta kan även skrivas som

$$CMRR(dB) = 20\log\left(\frac{F_{NM}}{F_{CM}}\right) \quad (2)$$

Angivet CMRR för MCP3912 är -100 dB vilket bör ge resultat goda nog för det användningsområde som detta projekt behandlar. Uttrycket för instrumentförstärkaren kan skrivas som ekvation 5.

Ekvationer för instrumentförstärkarens utsignal och förstärkning av differentialsignalen (normal mod,  $F_{NM}$ ) samt common mod ( $F_{CM}$ ) för instrumentförstärkaren ges i ekvation 5, 3 och 4

[22], [1]. Det framgår att förstärkningen kan ändras genom att resistansen  $R_f$  varieras. Common modförstärkningen kan beräknas med ekvation 4.

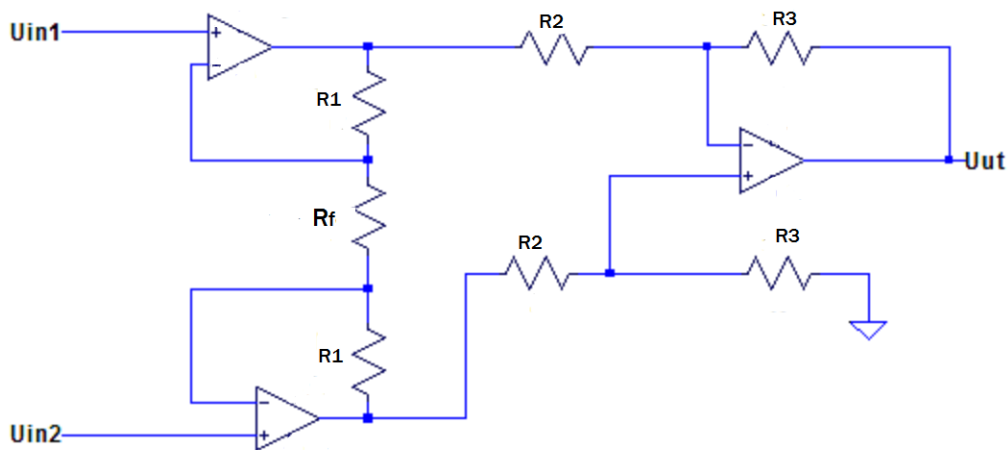
$$F_{NM} = \frac{U_{UT}}{\Delta U_{IN}} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_f}\right) \frac{R_3}{R_2} \quad (3)$$

$$F_{CM} = \frac{U_{UT} - (F_{NM}U_{NM})}{U_{CM}} \quad (4)$$

$$U_{UT} = F_{NM}U_{NM} + F_{CM}U_{CM} \quad (5)$$

Här är  $U_{NM} = \Delta U_{IN}$

I Figur 11 syns förstärkningsresistans,  $R_f$  och dess position i förhållande till resten av kretsen.



Figur 11: Kretsschema för en instrumentförstärkare.

### 2.2.6 ADC

Signalomvandlingen hanteras av Microchips MCP3912 analoga front end paket. MCP3912 omvandlar de fyra analoga ingångarna med en upplösning på 24-bitar. Omvandling sker utifrån Delta-Sigma ( $\Delta - \Sigma$ ) principen och görs synkront [21], [22].

### 3 Metod

På grund av arbetets natur kommer de delar av resultatet som påverkat metoden att redovisas under metoddelen.

Den inledande delen av projektet bestod av en litteraturstudier i de berörda ämnena, huvudsakligen rörande biologin kring potentialförändringar och hjärnan samt hur elektroden och systemet från OpenBCI fungerar. Tidigare projekt som gjorts med liknande utrustning granskades, framstående bland dessa projekt var de gjorda av Chip Audette som driver bloggen EEG Hacker [23]. Denna projektgranskning har gett information om vilka möjligheter som finns och problem som kan förekomma. Även OpenBCIs egna forum och FAQ har lästs igenom då där finns väldigt mycket information om både hårdvaran och mjukvaran samt hur dessa installeras, ansluts och kan användas [24].

I forumet GitHub hittades en lämplig ritning för en hjälmkonstruktion med fästen för elektroder och Ganglion-kort [20]. 3D-skrivaren hos RISE Interactive användes för att skapa hjälmen. Tester på den större skrivaren visade att den inte fungerade tillförlitligt, vilket ledde till att hjälmen behövde skrivas ut i två delar för att få plats i den mindre skrivaren. Hjälmen samt tillhörande delar för att montera utrustning skrevs ut i ABS, en hållfast plastsort som är vanligt förekommande i 3D-printing. Delarna friktionssvetsades därefter ihop med samma material. Det ansågs viktigt att hjälmkonstruktionen skulle kunna placera elektroden på ett reproducerbart sätt så att mätningar lättare skulle gå att jämföra. Den valda hjälmkonstruktionen tillåter detta samtidigt som den gav oss möjligheten att experimentera med placeringen av elektroden i de olika fästpunkterna.

När hjälm och fäste för kortet monterats kunde elektroden fästas. Det gjordes enligt 10-20 systemet med två av de planare elektroden vid pannan, Fp1 och Fp2, samt två av elektroden med taggar för det hårigare området i nacken, O1 och O2, se Figur 3.

Elektroder för referens samt jord fästes vid vardera öronlob, A1 och A2, under varje mätning som gjordes. I början mättes enbart med elektroden på position O2 för att se att systemet fungerade samt som bas för att kunna utforska mjukvaran. Då användes även OpenBCIs egen mjukvara *OpenBCI GUI* som stand-alone program. Det upptäcktes dock snart att den inte gav någon möjlighet att göra annat än att på ett väldigt begränsat sätt avläsa datan. Istället användes *BrainBay* och med hjälp av detta program undersöktes effekter av olika filtreringar och metoder för att optimera kontakten mellan elektroden och skalpen. Både *BrainBay* och *OpenBCI GUI* har en funktion som visar impedansen hos de olika ingångarna, vilket kan ses som ett sätt att mäta kvaliteten i kontakten hos elektroden. Detta har använts i processen för att kunna jämföra kvaliteten i data mätt på huvuden med olika mycket hår.

Då kvaliteten i kontakten varierade mellan projektmedlemmarna gjordes en del tester för att försöka utesluta orsaker och hitta möjliga lösningar. Eftersom mätningarna till en början gjordes vid mät punkt O2, se Figur 3, för att kunna hitta och isolera alfavågor misstänktes att det var skillnaden i mängden hår som orsakade den kvalitativa skillnaden och tester gjordes för att finna en lösning på detta. Det upptäcktes tidigt att för att åstadkomma en tillräckligt kvalitativ koppling för elektroden behövde dessa sitta hårt mot skalpen, vilket gjorde att fjädringen i fästena skulle kunna vara hårdare. Impedansen förändrades marginellt av att använda elektrolytgel för att öka kvaliteten. Den största effekt som sågs av detta försök var att elektroden var väldigt svåra att göra rent. De skulle istället snarare ta skada av detta på grund av bakterier och kemiska reaktioner med den gel som är kvar. I de fall då elektroden sattes lösare och fjädringen tilläts jobba mer upptäcktes att systemet istället blev väldigt känsligt för störningar orsakade av

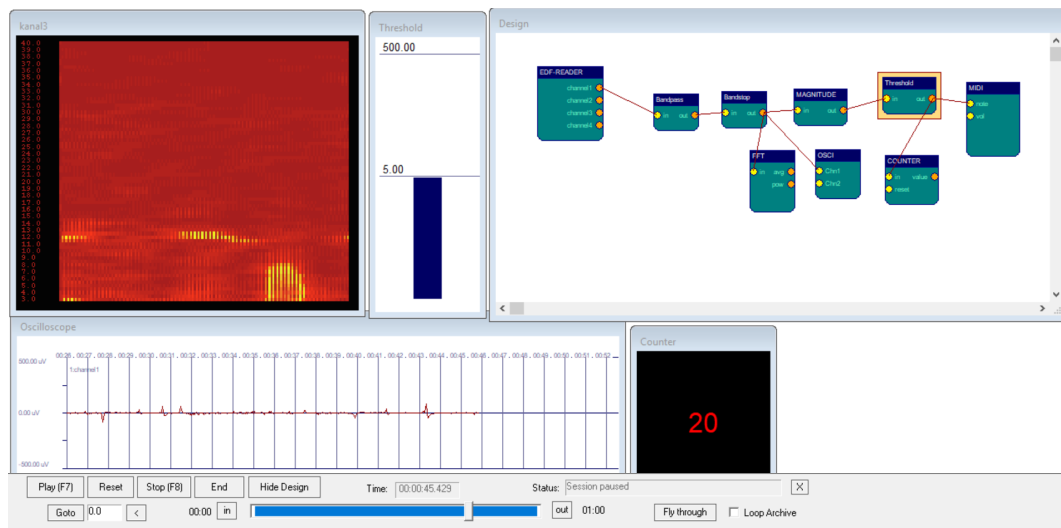
rörelser, samt att impedansen blev väldigt hög. Det upptäcktes också att mätning på huvud med hår underlättades något om håret var fuktigt, troligtvis då det då blir mindre luft som isolerar mellan skalp och elektrod. Kvaliteten var dock fortfarande inte lika bra som vid mätning på ett huvud utan hår, med samma elektroder.

En arbetshypotes var att det är skillnaden i mängd hår, samt fuktigheten i densamma, som skapar skillnaden i mätresultat men det kan också bero på skillnad i mental hälsa, då det visats att alfavågorna minskar hos personer som lider av ångest eller depression [12]. För att utesluta vad som gör att mätningarna skiljer så mycket mellan projektmedlemmarna gjordes tester på ytterligare tre personer, två med tjockt hår och en utan. Även på dessa personer blev mätningarna jämförbart försämrade i relation till hårmängd.

### 3.1 BrainBay

Den signalbehandling som användes i *BrainBay* filtrerade först signalen med ett 8e gradens bandpassfilter mellan 0,1 - 60 Hz som är det intressanta frekvensintervallet, samt ett 8e gradens bandstoppsfilter mellan 48 - 52 Hz för att få bort brus från kringliggande elnät. Dessa två filtreringar gjordes på alla de programversioner som användes för att få så rena signaler in som möjligt. Utsignalen från den elektrod som användes i ett första försök skickades till ett oscilloskop samt ett FFT (Fast Fourier Transform) spektrogram för att undersöka hur signalen betedde sig, samt ett block i mjukvaran som filtrerar ut ett valbart intervall. Detta block fungerar som ett bandpassfilter men där en centrumfrekvens samt bandbredd kan väljas. Här valdes intervallet mellan 9 - 15 Hz med en centrumfrekvens på 12 Hz. Tester gjordes sedan för att kunna räkna antalet amplitudtoppar i frekvensspannet med hjälp av ett threshold-block som beräknar medelvärde över en period och sedan jämför detta med min- och maxvärden. På så sätt kan en räknare triggas som visar hur många gånger amplituden varit inom spannet. Resultatet kopplades också till en ljudspelare som ändrade tonläge varje gång amplituden gick över eller under minimumvärdet. Det var svårt att få det att stämma helt överens med de metodiska mätningar som gjorts. Filen som kördes genom programmet skapades i en strukturerad mätning med styrda perioder av stängda ögon, räknaren antydde dock att det var något fler sådana perioder. Detta kan bero på att amplituden varierar även inom dessa perioder och avkall får ges på antingen räkneverket eller hur snabbt det reagerar. Om medelvärde tas från en längre period kan en mer jämn amplitud och ett mer precist svar från räkneverket erhållas, dock kommer det då ta några sekunder från det att personen under mätning blundar tills dess att systemet reagerar på alfavågorna. Om det istället tas från en kortare period kommer amplituden i en period av alfaaktivitet att variera mer vilket ger fler övergångar över tröskelvärde. I en realiserad styrning skulle detta resultera i antingen ett hackigt beteende eller en trög styrning. I Figur 12 syns mjukvarans interface med ett par olika delar som använts i det första program som skapades. Överst till vänster i denna bild syns en något ökad amplitud kring 12 Hz vilket tyder på alfaaktivitet. Det syns också ökade amplituder i spannet upp till 8 Hz vilket med stor sannolikhet beror på störningar skapade av rörelse.

Eftersom *BrainBay* tillåter snabba justeringar i programmen och har många möjligheter till bearbetning av data, har detta grundläggande program justerats för att bättre visa på den aktivitet som eftersökts. Bland annat har filter samt spektrum lagts till för alla fyra kanaler. Dessutom har filter justerats för att endast släppa igenom aktivitet inom de frekvensspann som varit aktuella för försöken. Inställningarna för filtreringarna nås genom ett högerklick i det aktuella programblocket och kan därför snabbt ändras från 0,1-60 Hz till 8-15 Hz för att endast få fram frekvensspannet för alfaaktivitet. Det går dessutom lika snabbt att ändra visualiseringen av FFT mellan ett spektrogram, som visar amplituden i förhållande till både tid och frekvens, till ett stapeldiagram som endast visar amplituden i förhållande till frekvensen men som istället är mer känslig och detaljerad.



Figur 12: Överst till höger syns det blockprogram som skapades för att kunna isolera alfavågorna. Överst till vänster ligger spektrogrammet från FFT-analysen (Fast Fourier Transform) där frekvensen ligger på y-axeln, tiden i x-axeln och amplituden syns i kontrasten av färgerna. Överst i mitten ligger stapeln som visar amplituden i det filtrerade spannet 9-11 Hz i förhållande till de min- och maxgränser som satts. Nederst till vänster syns oscilloskopet samt till höger syns räkneverket för antalet gånger amplituden stigit över den satta minimigränsen.

### 3.2 OpenBCI GUI

I *OpenBCI GUI* är möjligheten att bearbeta datan begränsad. Det finns ett par olika val av filter samt möjlighet att påverka i hur många samples som datan ska analyseras. Det går heller inte att spara mätningar i filer eller att öppna filer med tidigare gjorda mätningar. För att kunna göra mer än vad programmet erbjuder i sitt grundutförande krävs att en ny *widget* skrivs in i programkoden.

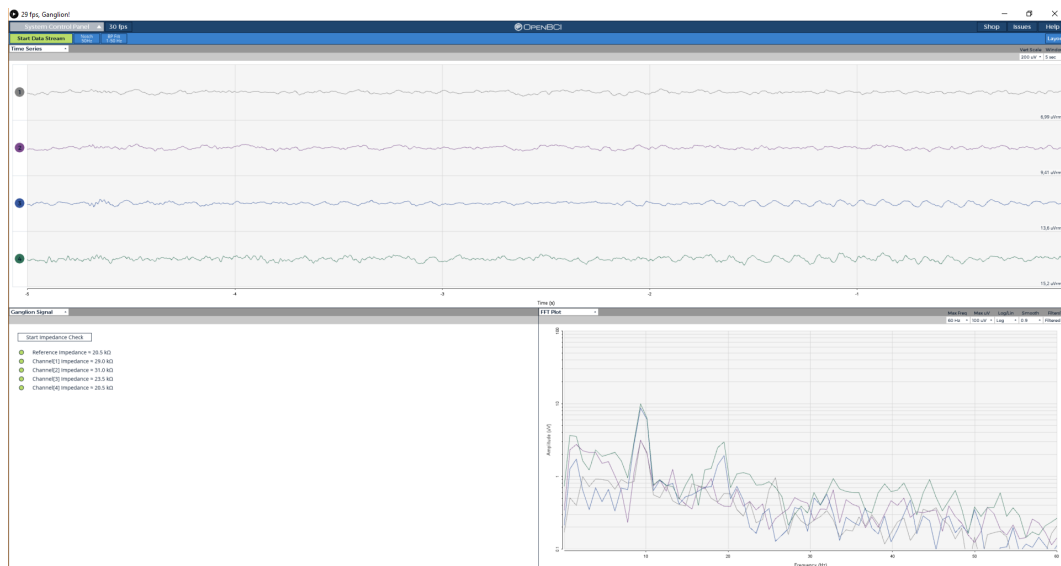
Det som gjordes i analysen av data var att filtren sattes till ett notchfilter för 50 Hz samt ett bandpass mellan 0,1-50 Hz. I Figur 13 syns mjukvarans interface, med de två filtervalen överst till vänster. Av de tre fönstren är det ett oscilloskop överst som visar amplituderna på datan från de fyra elektroderna. Underst till vänster visas impedansen i kopplingen mellan skalp och elektrod, från den senaste mätningen. Detta sker endast vid val av mätning och ej kontinuerligt. Underst till höger finns FFT spektrumet. Här kan också ses tecken på alfaaktivitet. För en tydligare bild samt mer information kring detta, se avsnittet om mätresultat samt Figur 15.

De olika elektroderna motsvaras av olika färger:

- Elektrod 1 är positionerad på höger sida av pannan, Fp2, och motsvaras av en grå färg i graferna.
- Elektrod 2 som sitter på vänster sida om pannan, Fp1, har en lila färg i graferna.
- Elektrod 3 sitter på vänster sida i nacken, O1, och motsvaras av en blå färg.
- Elektrod 4 sitter på höger sida i nacken, O2, och motsvaras av en grön färg i graferna.

Dessa positioneringar och färger är samma genom hela arbetet oavsett vilket program eller typ av elektrod som använts.





Figur 13: OpenBCI GUI's interface. I den blå menyn överst finns ett par möjliga val kring filter. Av fönstren som syns finns ett oscilloskop överst. Nederst till vänster syns resultat av impedansmätningar på elektroderna samt till höger ett FFT spektrum.

### 3.3 Utvärdering av mjukvara

Efter att en lämplig signal erhöles i form av en tydlig amplitudökning i alfaspektrat påbörjades försöken att kunna skicka ut ett kommando till ett annat program eller extern enhet. Det visade sig svårare att göra detta med *BrainBay* än vad som först antagits. För att möjliggöra kommunikation mellan *BrainBay* och andra program eller enheter krävs en annan drivrutin, *Neuroserver*, som endast kraschade vid de försök som gjordes. Det verkade som att drivrutinen inte fungerade som den skulle och de försök som gjordes för att lösa problemet var utan resultat. Efter att ha försökt lösa problemen en tid så lämnades *BrainBay*. Stöttning från tidigare projekt hos RISE samt att det verkade vara mer anpassat för att få ut informationen resulterade i att tester utfördes med *OpenBCI GUI Processing* istället. Målet var att hitta en mjukvarulösning för att kunna styra en Sphero, en blåtandsansluten sfärisk leksak. Ett testprogram för Spheron skrivet i Processing, som hittades på GitHub, testades och visades fungera. En anslutning till Sphero kunde åstadkommas och det gick att styra den från datorn genom Processing. Dock så verkade det inte vara anpassat för att koppla det programmet med *OpenBCI GUI*. Efter gedigna försök, även med erfaren hjälp utifrån, fick idén om en koppling mellan enheterna släppas om inte ett helt nytt program skulle skapas. Det fanns varken tid eller kunskap för att lyckas med detta i projektet. Eftersom det var smidigare att på ett snabbt sätt justera och analysera data i *BrainBay* återgick hanteringen till denna mjukvara, med understöd av *OpenBCI GUI*. Framför allt användes *OpenBCI GUI* i början av mätningar då det ger en mer exakt data på impedansen och därmed kvaliteten, på kopplingen.



### 3.4 Alfaaktivitet

När en god kontakt mellan elektroder och hjässa skapats blev det möjligt att se och isolera en tydlig alfavåg. Det visades att dessa vågor var olika tydliga hos de två primära testpersonerna. Det var dock fullt möjligt att få ut en användbar alfasignal hos båda testpersonerna. Denna undersökning av alfavågor gjordes med hjälp av ett program i *BrainBay*, se Figur 12, och resultaten återskapades även i *OpenBCI GUI*. Orsaken till skillnaden i amplitud undersöktes genom försök på ytterligare tre testpersoner för att se om det berodde på variationer i hjärnan eller om det är håret som försämrar kontakten. Denna undersökning tydde på att det är håret som dämpar amplituden.

Att registrera aktivitet i hjärnan försvåras av att de väldigt svaga signalerna lätt drunknar i störningar. Hjärnan är också full av aktivitet som ibland kan ge falska indikationer på en specifik typ av aktivitet beroende på hur signaldetektionen görs. För att isolera alfavågor undersöks ett givet frekvensområde mellan 8 till 15 Hz. Förväntningen är att det ska gå att detektera en ökning av signalstyrkan någonstans inom detta band. Det första steget för att kunna detektera ökad aktivitet inom alfabandet blir därför att hitta ett visuellt verktyg för att kunna se en ökning för att sedan försöka hitta ett tröskelvärde där det kan anses att alfaaktivitet existerar.

Ökningen i amplituden är uppbyggd av toppar och dalar som varierar betydande även vid tydlig alfaaktivitet. Att detektera alfaaktivitet genom att implementera ett enkelt tröskelvärde kommer därför med stor sannolikhet att leda till endera många falska positiva detektioner om värdet sätts för lågt eller missade detektioner om tröskelvärdet sätts för högt. Även om det skulle vara optimalt placerat skulle felaktiga resultat erhållas på grund av fluktuationer. Ett annat problem med denna metod är att den är känslig för falska positiva detektioner i de fall hjärnaktivitet eller störningar genererar signaler i det angivna frekvensområdet för alfavågor.

Ett enkelt sätt att komma runt problemet är att ta ett genomsnittligt värde av signalstyrkan inom frekvensbandet över en mindre tidsperiod och se om det når upp till tröskelvärdet. På detta vis kan extremvärden som annars ger allt för godtyckliga och "hoppiga" detektioner jämnas ut. Att ta ett genomsnitt leder dock till att svarstiden mellan ökad aktivitet i hjärnan och faktisk trigging kommer att öka i proportion till det intervall över vilket genomsnittet tas.

Ett lämpligt tröskelvärde prövades fram med hjälp av en inspelning av en testserie på totalt en minut, där ögonen slöts och öppnades var femte sekund. Ett resultat av detta test kan ses i Tabell 2. Vid detta försök behandlades genomsnittsamplituden av 250 samplingar för att ge en jämnare signal ut. Detta resulterar i att det tar längre tid, en sekund, innan en förändring av hjärnaktivitet syns som utsignal i programmet. Värt att notera är hur det högre tröskelvärdet 25  $\mu\text{V}$  ger fler falska detektioner då gränsen ligger precis i det spann där de små variationerna i intensitet ger avbrott i mitten av en period med alfaaktivitet. Tröskelvärdet måste också anpassas något till varje test då amplituden kommer att variera från person till person och beroende på hur bra kontakt elektroderna har.

Tabell 2: Överblick över resultat för olika tröskelvärden.

| Tröskelvärde, $\mu\text{V}$ | Detektioner, st | Missade Detektioner, st | Falska Detektioner, st |
|-----------------------------|-----------------|-------------------------|------------------------|
| 10                          | 4               | 2                       | 0                      |
| 15                          | 4               | 2                       | 0                      |
| 20                          | 6               | 0                       | 0                      |
| 25                          | 8               | 0                       | 2                      |

Efter att ha genomfört tester på båda projektmedlemmarna med de två planare elektroderna fram och de taggiga elektroderna bak i nacken byttes elektroderna ut för att kunna jämföra resultatet. Först gjordes ett par mätningar med planare elektroder även i nacken, på försöksperson

utan hår. Sedan byttes hjälmen ut mot gulkoppsdelektroder som sattes fast med elektrolytgel samt ett gummiband om huvudet för att hålla dem ytterligare på plats. Ett par metodiska inspelningar gjordes med fokus på att hitta alfavågor. Dessa dokumenterades med vilken impedans kopplingen hade, utrustning som använts samt andra förutsättningar. Här bestämdes även ett visst antal perioder, av en viss längd, med öppna och stängda ögon för att senare kunna använda dessa mätningar i de olika försöken att isolera signalerna från alfaaktiviteten samt att jämföra med de sparade mätningar som gjorts med de torra elektroderna.

#### **3.4.1 Betaaktivitet**

Tester gjordes även i ett försök att hitta betaaktivitet, med både torra elektroder samt guld-koppselektroder. I enlighet med försök gjorda av andra, i andra projekt, gjordes detta genom att försökspersonen fick läsa en komplicerad text och avläsningar gjordes i både *BrainBay* och *OpenBCI GUI* i ett försök att hitta tydliga resultat. De avläsningar som gjordes, tillsammans med den information som lästs tidigare, gjorde dock att fokus inte låg på att försöka isolera signaler från betaaktivitet utan mer på att förstå vad som händer. Eftersom betaaktivitet syns mer som ett brus under ett bredare frekvensspann och med betydligt lägre amplitud än alfaaktivitet är det svårt att isolera dessa signaler. De försök som utfördes gav inget hopp om att det inom ramen för detta projekt skulle gå att använda betavågor för styrning. Testresultat från några av undersökningarna finns redovisade i bilaga A Figur A.8-11 samt A.18-21.

## 4 Resultat

Testerna med OpenBCI Ganglion genererade varierande resultat. Tester gjordes med fem försökspersoner, tre med mycket hår och två med väldigt lite hår. Resultatet av mätningar på de försökspersoner som hade mer hår var att de var mycket svåra att tyda. Det var ej möjligt att få tillräckligt låg impedans med de torra elektroderna för att tillförlitliga mätningar skulle kunna göras med denna utrustning på personer med långt hår. Mätningar på försökspersoner med mindre hår kunde göras med mindre impedans mellan elektroder och skalp och dessa mätningar gav också tydligare resultat i form av alfavågor med högre amplitud. Det sågs dock en klar förbättring av mätresultaten med elektroder av guldkopptyp samt elektrolytgel.

Gällande komfort kan nämnas att mätutrustningen blir obekvä, om inte direkt smärtsam, att använda. Den är inte invasiv men användning efterlämnar märken där elektroderna suttit, se Figur 14 nedan. Detta är på grund av att elektroderna behöver en väldigt tydlig kontakt för att ge kvalitativa mätningar samt undvika rörelsestörningar och därför måste spännas åt hårt. Även om det kan vara kletigt att applicera elektrolytgel så är den allmänna komforten bättre med guldkoppselektroder. Bilaga A Figur A.5 visar hur signalen försämrats om elektroderna ej skruvas åt hårt.



*Figur 14: Resultatet av 20 minuters användning. Bilden är tagen 5 minuter efter det att elektroderna avlägsnades.*

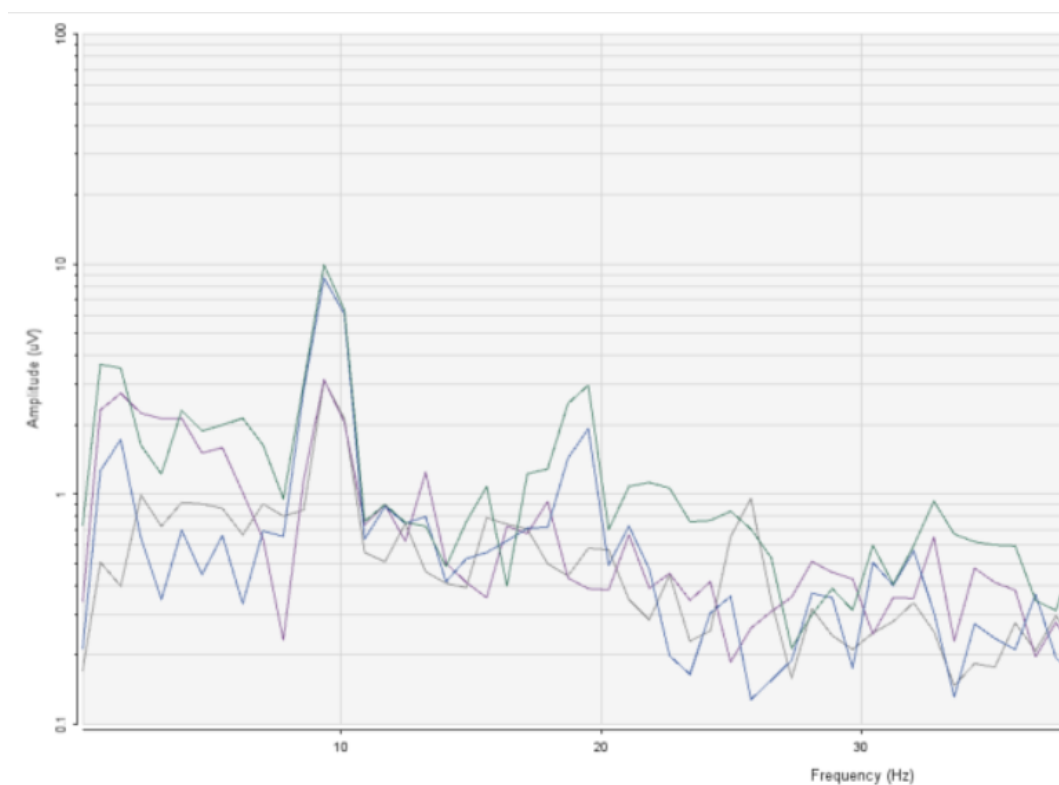
Mätningar gjordes med en rad olika mjukvaror och inställningar. I detta avsnitt redovisas de mätningar som är representativa och relevanta. Detektion av alfavågor kunde göras på ett relativt tillförlitligt sätt med de torra elektroderna. Dock så var det svårare än först trott att koppla samman de olika mjukvarorna för att kunna styra Spheron. Detta på grund av att mjukvaran som lämpade sig bäst för att programmera isoleringen av data (*BrainBay*) inte var tillräckligt kompatibel med övrig mjukvara. *OpenBCI GUI* var istället enklare att koppla ihop med Spheron men krävde mer kunskaper inom Java än vad som var möjligt att anskaffa inom tillgänglig tid. Istället har de båda mjukvarorna använts parallellt för att nyttja deras olika möjligheter på ett kompletterande vis. *BrainBay* har använts för att visualisera resultat med olika spektrogram, isolera signaler samt undersöka om möjligheten fanns att isolera betaaktivitet. *OpenBCI GUI* gav stöd i mer detaljerade resultat kring kopplingarnas impedanser samt ett FFT spektrum som vi-

sualiserade resultatet på ett annat sätt än det i *BrainBay*. Resultaten kommer därför att jämföras mellan de olika mjukvarorna i ett försök att bättre förstå helheten.

#### 4.1 Mätresultat

Triggning på uppnått gränsvärde programmerades i *BrainBay* och resultatet var tillfredsställande, dock med en fördröjning på ca en sekund. Vid försök att koppla samman en liknande triggning från *OpenBCI GUI* med ett annat program för styrning av Spheroroboten stötte vi dock på problem. Systemen fungerade var för sig och triggningen fungerade i linje med tidigare resultat men på grund av okänd anledning gick det inte att få de bägge tillsynes kompatibla programmen att fungera tillsammans. Detta resulterade i att målet att styra roboten inte kunde uppnås.

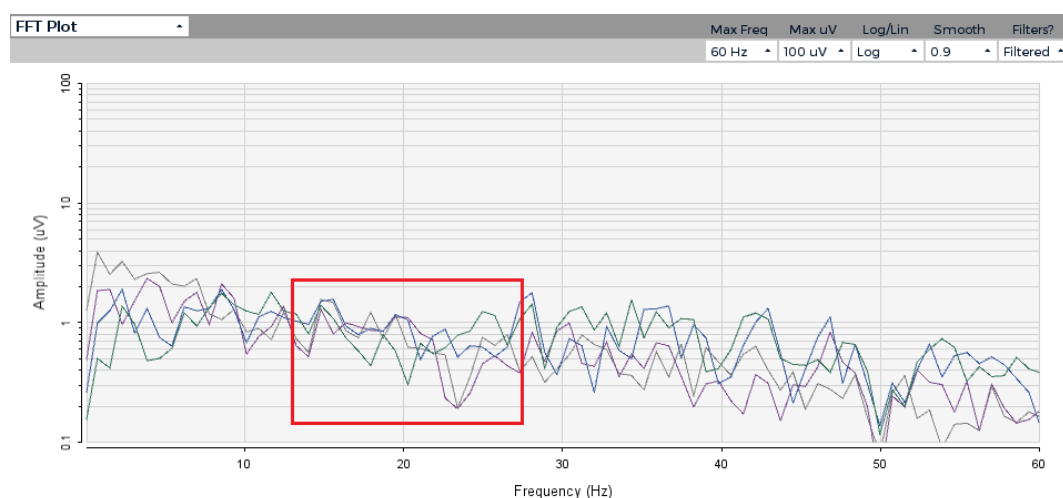
I Figur 15 syns mätresultatet från ett försök att se alfaaktivitet i *OpenBCI GUI*, hos försöksperson utan hår och med de torra elektroderna något nedblöta för att öka kvaliteten på mätresultaten. Här syns en tydlig topp vid 10 Hz för både elektroderna som sitter i pannan (blå och lila) och för dem i nacken (grå och grön). Att amplituden från mätningarna i nacken är högre beror på att det är där bak som syncentrum sitter i hjärnan, vilket då påverkas och blir smått rastlöst, när försökspersonen blundar. Det syns även en topp vid ca 20 Hz som beror på störningar, förmodligen att försökspersonen rörde på huvudet och därav använde nackmuskulaturen.



Figur 15: FFT representation av alfavågssignal i *OpenBCI GUI*. I denna mätning användes de torra elektroderna, dock med vatten för att fukta mätytan och därmed minska impedansen. Toppen vid 10 Hz är det som indikerar förstärkt alfaaktivitet. Här syns också skillnaden i amplitud mellan elektroderna som placeras i pannan (3  $\mu\text{V}$ ) och dem i nacken (10  $\mu\text{V}$ ). Även vid 20 Hz syns en topp, denna beror på motoriska störningar, med stor sannolikhet på grund av att försökspersonen rörde huvudet eftersom toppen är som störst från de elektroder som sitter i närheten av muskelfästet i nacken.

För detektion av betavågor är amplitudökningen mindre och utspridd över ett större frekvensområde. Detta gör det mycket svårare att isolera signalen då de ständigt närvarande fluktuationerna i hjärnaktivitet samt andra störningar lätt ger falska resultat. I Figur 16 syns ett försök att se betaaktivitet som tyvärr inte visar på någonting mer än vad som lika gärna skulle kunna vara brus. Denna bild återfinns även i bilaga A Figur A.9 i ett något större format, i bilaga A Figur A.10 visas samma mätning men i *BrainBay* som kan ge en bild över förändringen i amplitud över tid. Inspiration hämtades av Chip Audette och bloggen EEGhacker [23] där resultat finns från liknande tester där en viss betaaktivitet kan urskiljas. De elektroder som använts nu var dock inte känsliga nog att med tillämpad filtrering kunna urskilja betavågor även om försök lades upp på liknande sätt som dem gjorda av Chip. Grafer som visar på försöken med registrering av betaaktivitet kan ses i bilaga A Figur A.8-11 samt A.18-21.

I bilaga A finns även fler bilder från de mätningar som gjorts i försök att få fram alfa eller beta med elektroderna i olika förhållanden, med olika försökspersoner.



*Figur 16: Försök att få fram tydliga signaler på betaaktivitet. Trots stark fokusering samt användning av guldkoppelektroder som gett bäst kvalitet på resultat innan, syns ingen amplitudökning mer än något otydligt som skulle kunna vara brus, mellan ca 13-20 Hz.*

## 5 Slutsats och diskussion

Målet att konstruera en fungerande styrning av en robot kunde inte realiseras inom ramen för detta arbete. Anledningen till detta är att utvecklingen av en fungerande prototyp tog längre tid än förväntat på grund av svårigheter att hitta öppen källkod som klarade av kompatibilitetskraven. För personer utan djupare erfarenhet och översikt av de mjukvarumiljöer som behövs i ett projekt uppstår oundvikligen svårigheter. Ofta går det att hitta lösningar men på bekostnad av tid.

Själva utrustningen kan sägas fungera men det finns en rad begränsningar. Den enda tydliga hjärnvåg som vi lyckades isolera var alfavågen och det kunde bara göras tillförlitligt i de fall försökspersonen hade lite hår och elektroderna skruvats fast så hårt att det var direkt smärtsamt. Förhoppningar om att kunna isolera andra mindre tydliga hjärnvågor gick ej att realisera.

Rörande kvalitet på hårdvaran och mätresultaten samt användandet av de torra elektroderna så var detta mer rättframt. Elektroderna var verkligen inte bekväma och att de skulle vara enkla att använda samt fungera trots hår på huvudet är en sanning med modifikation. Testresultaten med guldkoppselektroder blev dessutom bättre och mätningar kunde utföras längre och med bättre komfort. De torra elektroderna gick i praktiken endast att använda stationärt, då varje liten rörelse gav upphov till omfattande störningar. Att blöta ned huvudet lite innan hjälmen med elektroder sattes på hjässan gav ett något bättre resultat då detta sänkte impedansen. Produkten är inget som bara tas på och används hur som helst utan bekymmer, även om hjälmen och de torra elektroderna kan ge intryck av detta. Elektroderna behöver en hel del inställning för god kontakt och signalbehandlingen skulle behöva finjusteras för enskilda individer för optimala resultat. Den hjälm som användes för de torra elektroderna passar inte alla men kan skrivas ut i olika storlekar. Att använda systemet i annat än ett stilla tillstånd förstör alla chanser till rena signaler utan omfattande störningar, så som rörelseartefakter. De lättare guldkopps elektroderna var mindre känsliga för störningar vid rörelse men stillasittande användning var fortfarande att föredra. Att fästa kablarna på kroppen, med tejp eller liknande, skulle kunna minska denna känslighet.

Mätresultaten är goda nog för att kunna användas till att styra enklare externa processer med alfavågor men faktorer som hår, rörelse och störningar kommer att göra det svårt att inte tappa signaler eller få för många aktiveringar. Den enda typen av hjärnvåg som kunde isoleras för trigging var alfavågor, andra typer av vågor skulle kräva mindre störningar och en mer avancerad signalbehandling. Styrningen kommer att vara lite sen med att svara då det existerar en fördröjning både i tiden tills dess alfavågor börjar registreras och det att ett antal samples hunnit utvärderas. Räkna med en sekund från det att ögonen sluts till att aktivering sker. Det bör tilläggas att det bara är en signal som kunde kontrolleras så start och stopp är den mån av reglering som skulle uppnås. Det är svårt att se en praktisk lösning på något så komplicerat som att styra en bil om bara en typ av hjärnsignal kan användas. Det skulle med mer arbete och andra tekniker kanske kunna gå att använda exempelvis visuella stimuli för att generera svar i form av hjärnvågor med en viss frekvens. Denna metod anser vi dock gå utanför ramen för detta arbete.

Att använda denna typ av utrustning under längre tid är obekvämt och för att kunna användas för exempelvis kommunikation för handikappade så skulle systemet behöva modifieras. Bättre och mindre smärtsamma elektroder är nödvändigt. Att hjälmen är så obekväm är ett allvarligt hinder för långvarig användning. Denna undersökning gjordes på ett ytterst frivilligt sätt och försökspersonerna var alla direkt inblandade i och informerade om försökens obekväma natur. Om studier skulle göras på mer utomstående individer krävs tydlig information om att obehag

kommer att uppstå. System som fungerar bättre och är bättre lämpade för dagligt bruk skulle kunna användas för att hjälpa dem som inte helt klarar av fysiska vardagliga moment. Då kan en diskussion tas om huruvida det är lämpligt att kunna kontrollera allt mer teknik med endast tankekraft, samt om alla de möjligheter som liknande system erbjuder verkligen är lämpliga. För den som är intresserad av att läsa mer i ämnet rekommenderas artikeln *Ethical aspects of brain computer interfaces: a scoping review* skriven av S. Burwell, M. Sample och E. Racine [25]. Vidare kan frågan ställas kring hur hållbart det är med den plast som hjälm, fästen samt höljen är gjorda av.

## 5.1 Open source utvecklingsmiljö

Detta projekt undersöker möjligheterna för de utanför den medicinska professionen att använda EEG-teknik och mer specifikt OpenBCIs Ganglion-kit. Som en del av detta har uteslutande kostnadsfri mjukvara använts. Olika program har testats och använts med större eller mindre framgång. Det har inte varit möjligt att hitta någon enskild mjukvara som kunnat hantera alla steg i registrering, filtrering, analys och extern kommunikation som varit nödvändiga för detta projekt. En stor del av arbetet har legat i att försöka hitta de kombinationer av olika mjukvaror som kompletterar varandra och som är förmögna att kommunicera med varandra. Mycket av mjukvaran som testats och använts är utvecklad av enskilda individer eller mindre grupper och ofta saknas dokumentation och stöd för nya hård- och mjukvaror. För att kunna arbeta effektivt med dessa program, göra de nödvändiga ändringarna i källkoden samt för att få allt att fungera tillsammans behövs således breda kunskaper i framförallt programmering, implementering av hårdvara samt förståelse för de tekniker som används vid EEG-mätningar. I vårt arbete blev fokus därför till stor del en övning i att förstå nya utvecklingsmiljöer och programspråk medan signalbehandling och faktiska mätningar utgjort en mindre del av projektet än planerat.

Trots att stor möda lagts vid mjukvarudelen har denna varit ett hinder i utvecklingen av en fungerande prototyp för att visa på styrning med hjälp av EEG. Problemet som inte kunnat lösas är att koppla samman mjukvara för styrning av Sphero-roboten med mjukvaran för hantering av EEG. Trots hjälp från mer erfarna programmerare med kunskaper inom *processing* och *Java* så har det varit omöjligt att inom ramen för detta projekt färdigställa en fungerande teknisk demonstration. Slutsatsen utav detta är inte att det är omöjligt att göra utan snarare att mer omfattande kunskaper kring programmering är nödvändig för att effektivt kunna arbeta med denna utrustning. Vi har inom ramen för detta arbete inte kunnat utforska mer än en liten del av möjliga lösningar för styrning av extern utrustning. Det är troligt att lösningar kan hittas med andra kombinationer av mjukvara varför allt vi kan säga om detta är att den som använder sig av denna typ av öppen källkod ska vara medveten om svårigheterna.

## 5.2 Möjlig fortsättning på arbetet

Denna studie av utrustningens möjligheter och begränsningar skulle kunna vara vägledande i det fall någon ämnar använda den samma eller en liknande typ av BCI. En direkt fortsättning av projektet skulle kunna bestå i att lokalisera de mjukvaruproblem som stötts på och försöka lösa dem. Om man vill kunna göra mer än att bara skicka ut en enkel av- eller på-signal så kan man göra djupare studier med försök att hitta andra typer av hjärnvågor. Detta bör i så fall ske med en annan typ av elektroder och möjligtvis med en utrustning med fler kanaler. Filtrering av signaler skulle kunna göras mer avancerat för att möjligtvis kunna nå bättre resultat i mätningar av exempelvis betavågor. En annan möjlighet är att använda visuella stimuli för att generera hjärnvågor och på så vis genom att betrakta exempelvis en lampa som blinkar med en given frekvens skapa en motsvarande frekvens i hjärnaktiviteten. Förslagsvis används guldkoppslek-

troder i projekt då dessa var bekvämare och gav bättre mätresultat även om de har den lilla nackdelen att håret blir kladdigt av elektrolytgel.

Arbete med ett system med ett större antal elektroder skulle kunna möjliggöra mer avancerade former av signalbehandling och brusreducering och detta skulle kunna vara intressant att utforska. OpenBCI säljer för närvarande ett system med möjlighet att koppla in 16 elektroder. Att utforska andra typer av hjärnvågor än alfa och beta samt att göra mer uttömmande undersökningar av filtrering av betaaktivitet vore även det intressant i en framtida studie. Användning av maskininlärning för att träna upp ett program att förstå givna mönster i hjärnaktiviteten skulle kunna vara en lösning på filtreringsproblematiken och vore intressant att se undersökt i en fortsättning på projektet.



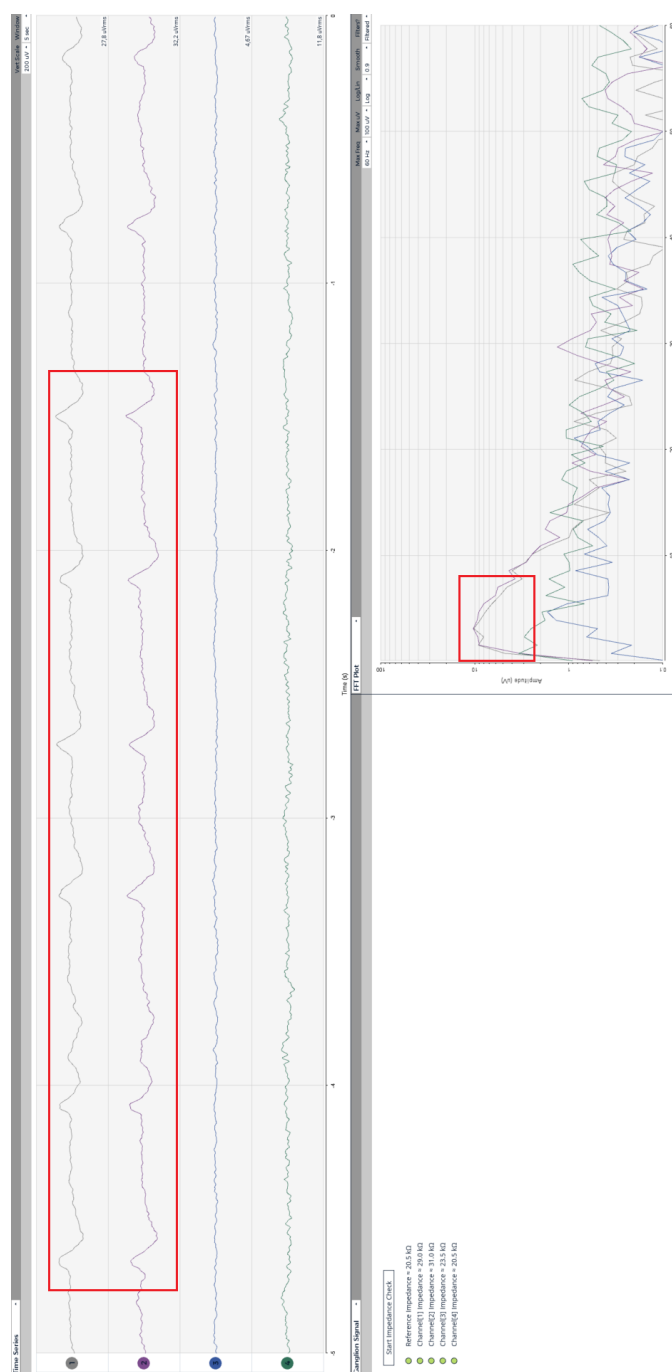
## Referenser

- [1] J. G. Webster, *Medical Instrumentation, Application and Design*, Fourth Edition. John Wiley & Sons, inc, 2009.
- [2] G. J. Tortora och B. H. Derrickson, *Introduction to the human body: The essentials of anatomy and physiology*, Tenth edition. Wiley, 2014.
- [3] B. Molin, *Analog elektronik*, Andra upplagan. Studentlitteratur, 2009.
- [4] L. Olson och A. J. et al., *Hjärnan*, Andra upplagan. Karolinska Institutet University Press, 2012.
- [5] Wikimedia Commons, *figur av nervcell*, Hämtad: 2018-05-30. URL: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Neuron\\_sv.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Neuron_sv.svg).
- [6] M. Lopez-Gordo, D. Sanchez-Morillo och F. P. Valle, "Dry EEG Electrodes", *Sensors*, vol. 14, s. 12847, juni 2014. DOI: 10.3390/s140712847.
- [7] TransCranial Technologies, *10/20 system positioning, Manual*, 2012, Hämtad: 2018-05-16. URL: [https://www.trans-cranial.com/local/manuals/10\\_20\\_pos\\_man\\_v1\\_0\\_pdf.pdf](https://www.trans-cranial.com/local/manuals/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf).
- [8] Wikimedia Commons, *Figur, 21 electrodes of International 10-20 system for EEG.svg - Wikimedia Commons*, Hämtad: 2018-03-12. URL: [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/70/21\\_electrodes\\_of\\_International\\_10-20\\_system\\_for\\_EEG.svg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/70/21_electrodes_of_International_10-20_system_for_EEG.svg).
- [9] P. Gerrard och R. Malcolm, "Mechanisms of modafinil: A review of current research", *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, vol. 3(3), s. 349–364, 2007. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2654794/>.
- [10] S. Sanei, *Adaptive Processing of Brain Signals*, 1st ed. John Wiley & Sons, Incorporated, 2013.
- [11] *EEG- effects of visual activity on alpha waves*, Hämtad: 2018-05-18. URL: [http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed\\_signals/eeg\\_raw.htm](http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_raw.htm).
- [12] D. P. X. Kan och P. F. Lee, "Decrease alpha waves in depression: An electroencephalogram (EEG) study", *International Conference on BioSignal Analysis, Processing and Systems (ICBAPS)*, s. 156, 2015. DOI: 10.1109/ICBAPS.2015.7292237.
- [13] Y. Takizawa och A. Fukasawa, "Electrophysical Modelling and Analysis of Electrical Transmission in Axons", *International Journal of Medical Physiology*, vol. 2, nr 14, s. 14-20, juni 2017.
- [14] Y. M. Chi, T.-P. Jung och G. Cauwenberghs, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review", *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol 3, okt., s. 108, 2010. DOI: 10.1109/RBME.2010.2084078.
- [15] T. C. Ferree, P. Luu, G. S. Russell och D. M. Tucker, "Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality", *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, s. 536, 2001. DOI: 10.1016/S1388-2457(00)00533-2.
- [16] OpenBCI, *OpenBCI Ganglion*, Hämtad: 2018-02-10. URL: <http://docs.openbci.com/Hardware/07-Ganglion>.
- [17] J. C. Erickson, J. A. Hayes, M. Bustamante, R. Joshi, A. Rwagaju, N. Paskaranandavadivel och T. R. Angeli, "Intsy: a low-cost, open-source, wireless multi-channel bioamplifier system", *Physiological Measurement*, vol. 39, nr 3, s. 035008, mars 2018. DOI: 10.1088/1361-6579/aaad51.
- [18] C. Black, J. Voigts, U. Agrawal, M. Ladow, J. Santoyo, C. Moore och S. Jones, "Open Ephys electroencephalography (Open Ephys+EEG): a modular, low-cost, open-source solution to human neural recording", *Journal of Neural Engineering*, vol. 14, nr 3, s. 035002, mars 2017. DOI: 10.1088/1741-2552/aa651f.
- [19] *NeuroServer software*, Hämtad: 2018-06-08. URL: <http://openeeg.sourceforge.net/doc/sw/NeuroServer/>.
- [20] *3D-ritning för hjälmen*, Hämtad: 2018-02-10. URL: [https://github.com/OpenBCI/Docs/tree/master/assets/MarkIV/STL\\_Directory/Mark\\_IV\\_Frame/Marl\\_IV\\_Frame\\_Halves](https://github.com/OpenBCI/Docs/tree/master/assets/MarkIV/STL_Directory/Mark_IV_Frame/Marl_IV_Frame_Halves).
- [21] Microchip Technology Inc, *MCP3912 Data Sheet - 20005348A.pdf*, Hämtad: 2018-05-02. URL: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20005348A.pdf>.
- [22] L. Bengtsson, *Elektriska mätsystem och mätmetoder*, Andra upplagan. Studentlitteratur, 2012.
- [23] C. Audette, *EEG Hacker*, Hämtad: 2018-03-01. URL: <http://eeghacker.blogspot.se/>.

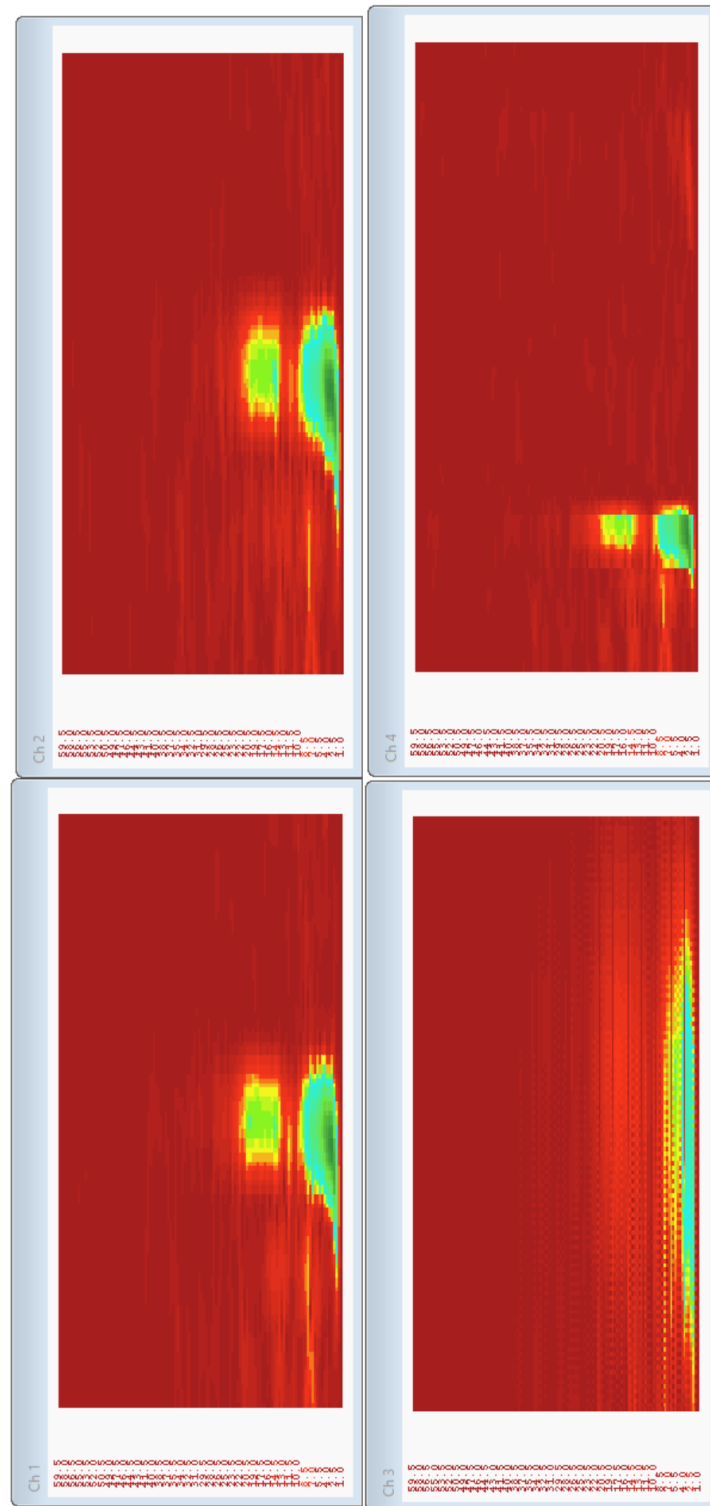
- [24] OpenBCI, *OpenBCI Ganglion*, Hämtad: 2018-02-02. URL: <http://docs.openbci.com>.
- [25] S. Burwell, M. Sample och E. Racine, "Ethical aspects of brain computer interfaces: a scoping review", *BMC Medical Ethics*, 18(1):60, 2017. DOI: 10.1186/s12910-017-0220-y.

## Bilaga A

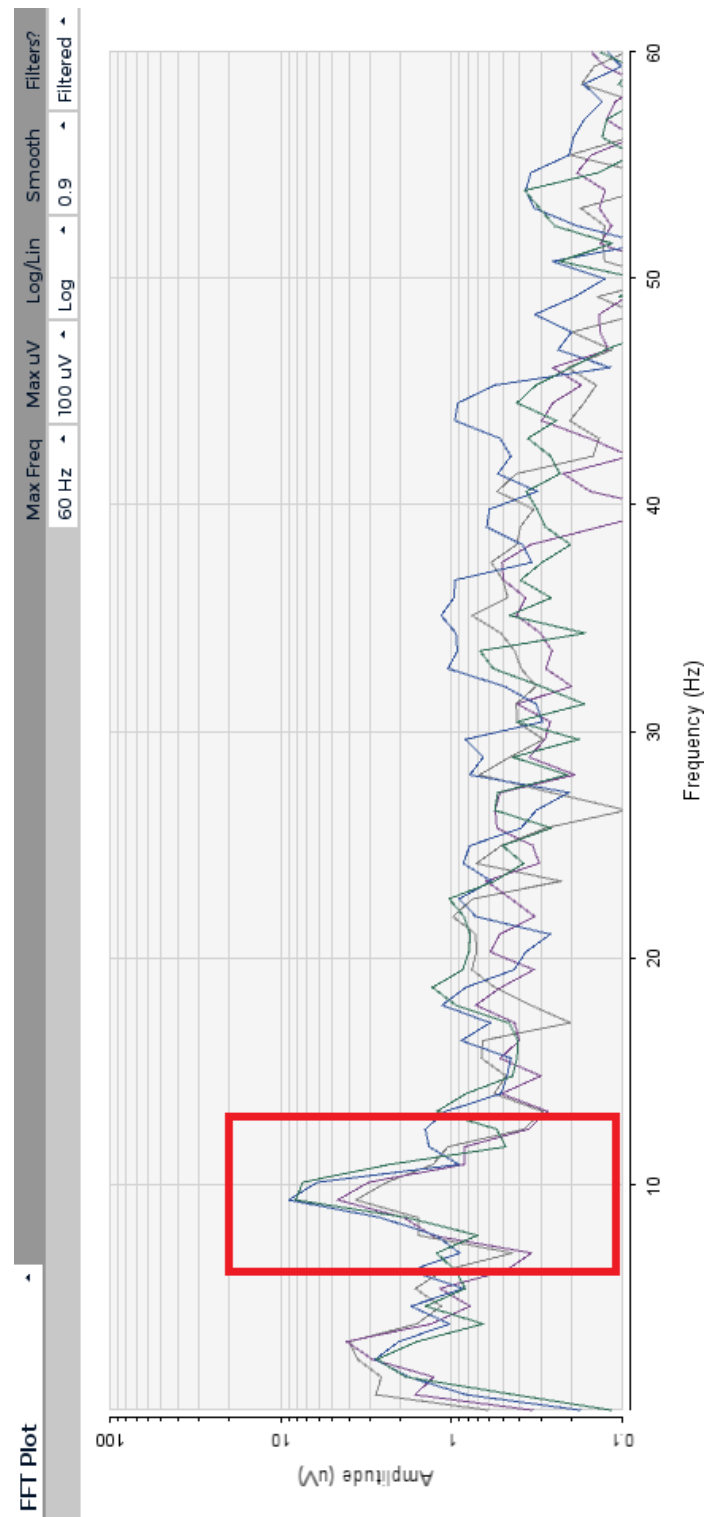
Bilaga A innehåller testdata hämtad från *OpenBCI GUI* och *BrainBay*.



Figur A.1: Försöksperson 1, utan hår: De röda markeringarna visar hur en serie av sex normala blinkningar tydligt registreras på elektrod 1 (Fp1) och 2 (Fp2). I oscilloskopet (överst) visas mätdatan över tid där hela intervallet representerar 5 sekunder. Den nedre (högra) FFT-kurvan visar amplitud inom frekvensområdet 0 - 60 Hz.



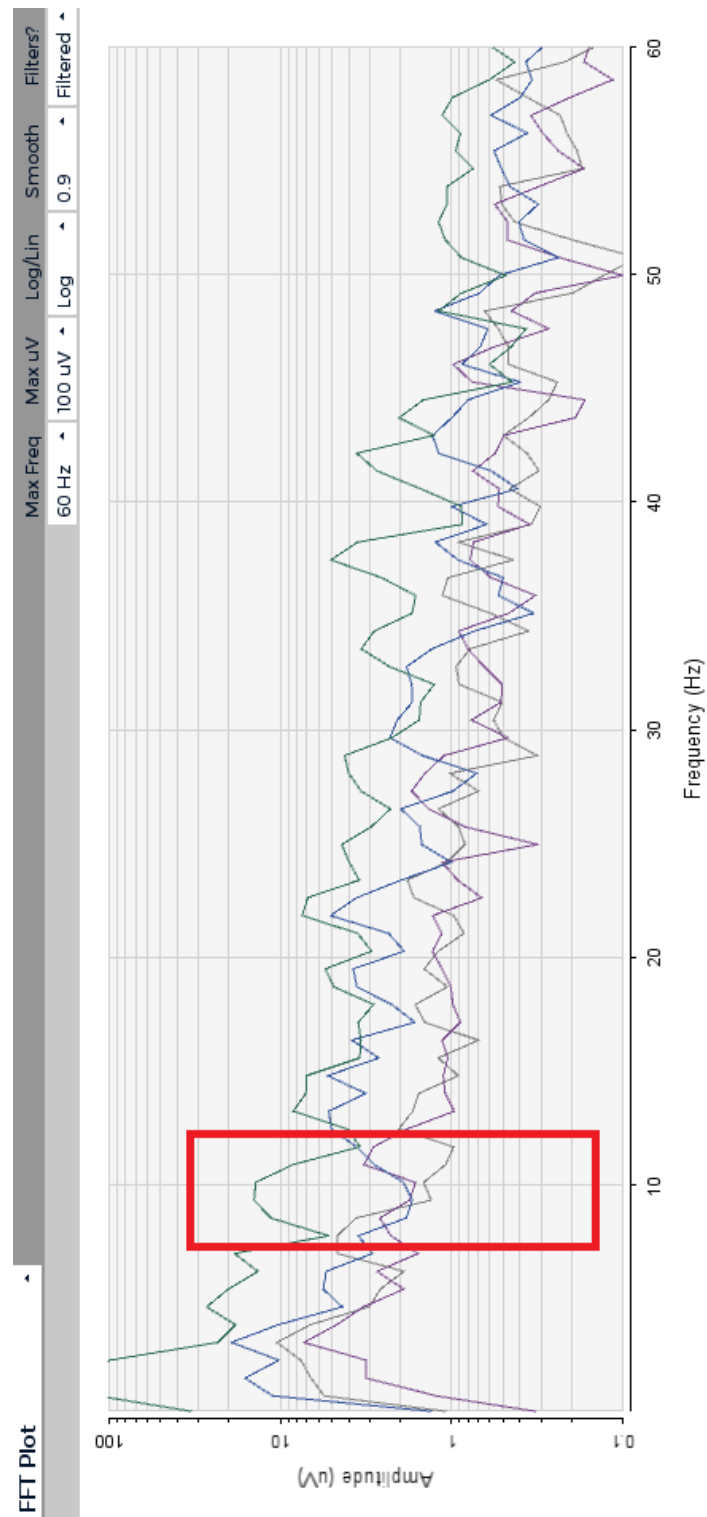
Figur A.2: Försöksperson 1, utan hår: Exempel på rörelseartefakter, för att förtydliga hur känsligt systemet är samt att visa på hur det kan se ut med ökad amplitud i programmet. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare och färger som går mot blått visar högre amplitud. Frekvens är noterad på kortsidan av graferna (Y-axeln).



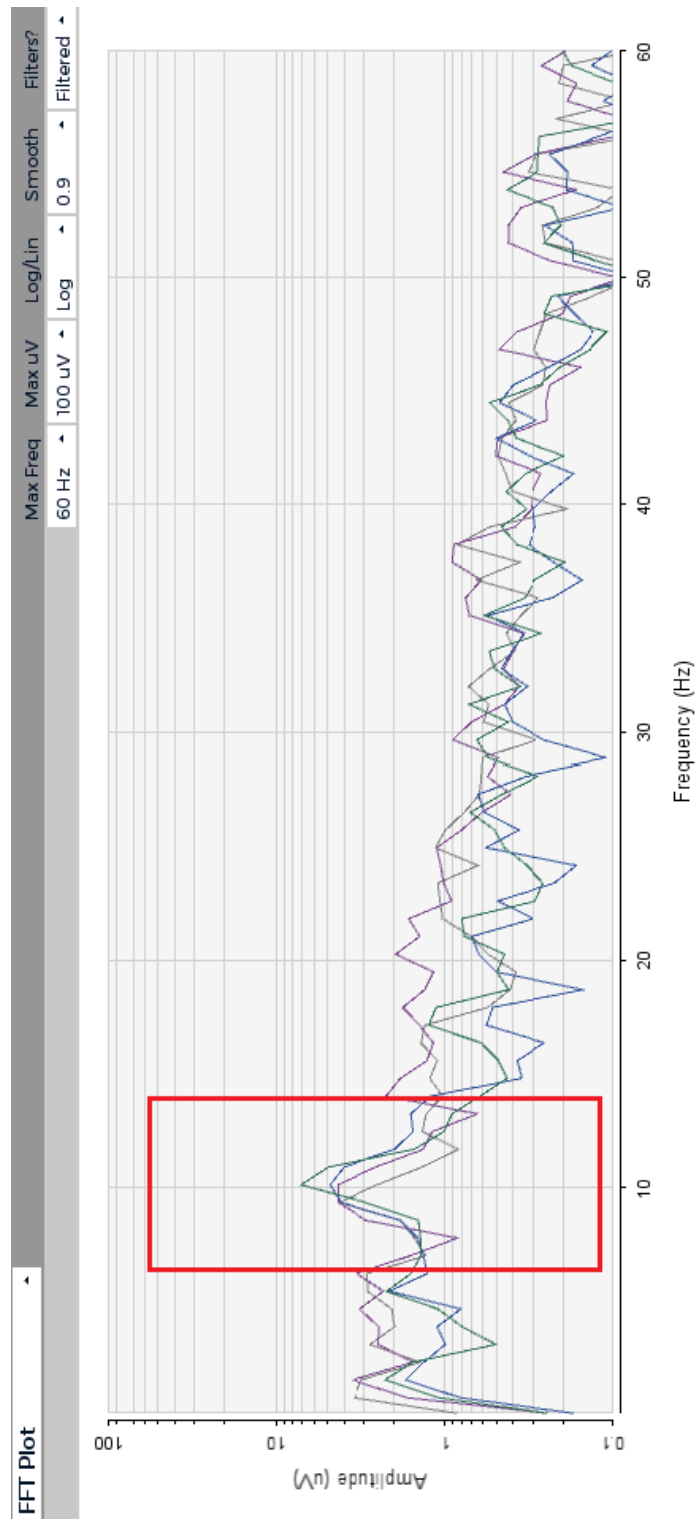
Figur A.3: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder. Röd markering visar en tydlig amplitudökning. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Långsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.



Figur A.4: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder. Svart markering visar en tydlig amplitudökning över tid. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



Figur A.5: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder som inte skruvats åt mer än att det fortfarande är någorlunda bekvämt för försökspersonen. Amplitudökning kunde ses på kanal 4 (Grön, O2) vars impedans var mycket lägre än kanal 3 (Blå, O1) vid denna mätning. Försöket visar behovet av god kontakt mellan huvud och elektroder. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu\text{V}$ . Långsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.

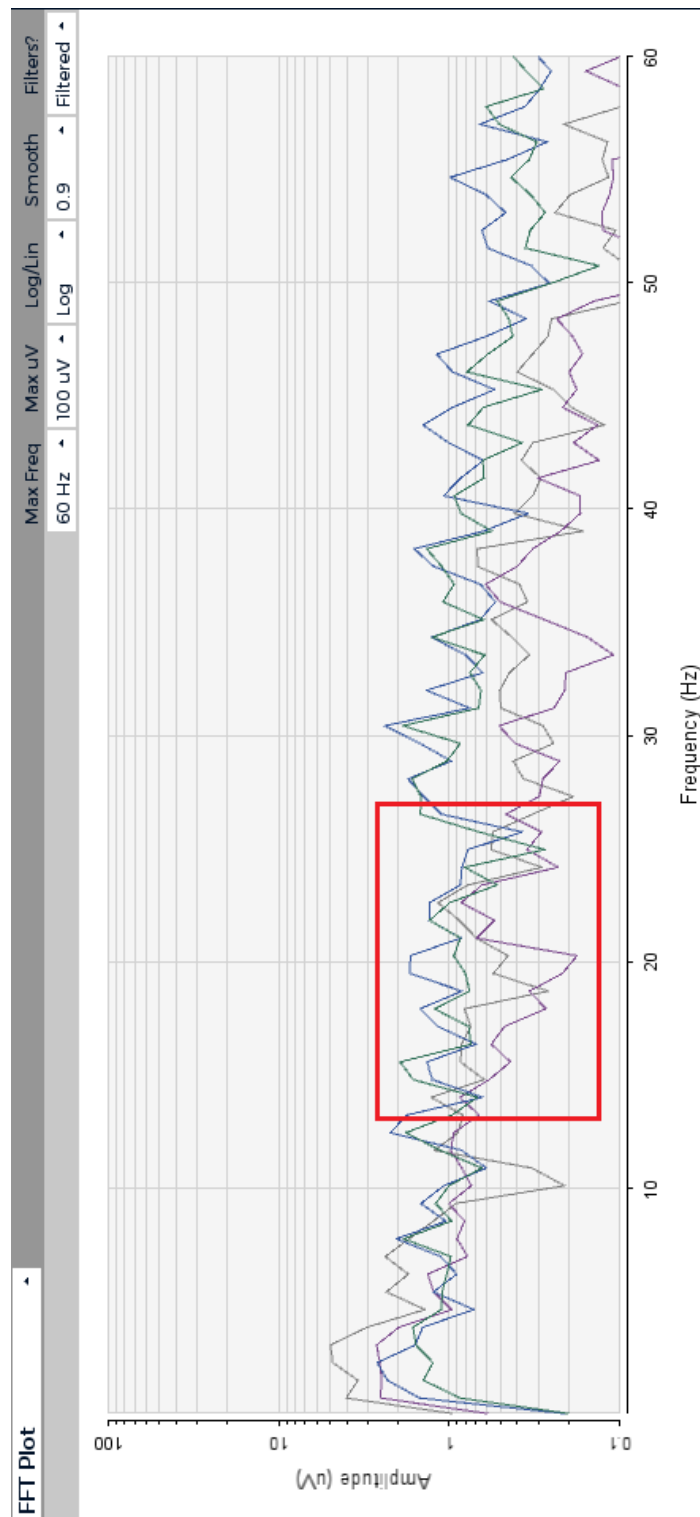


Figur A.6: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med guld koppselektroder, i OpenBCI GUI. Röd markering visar en tydlig amplitudökning. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu\text{V}$ . Längsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.

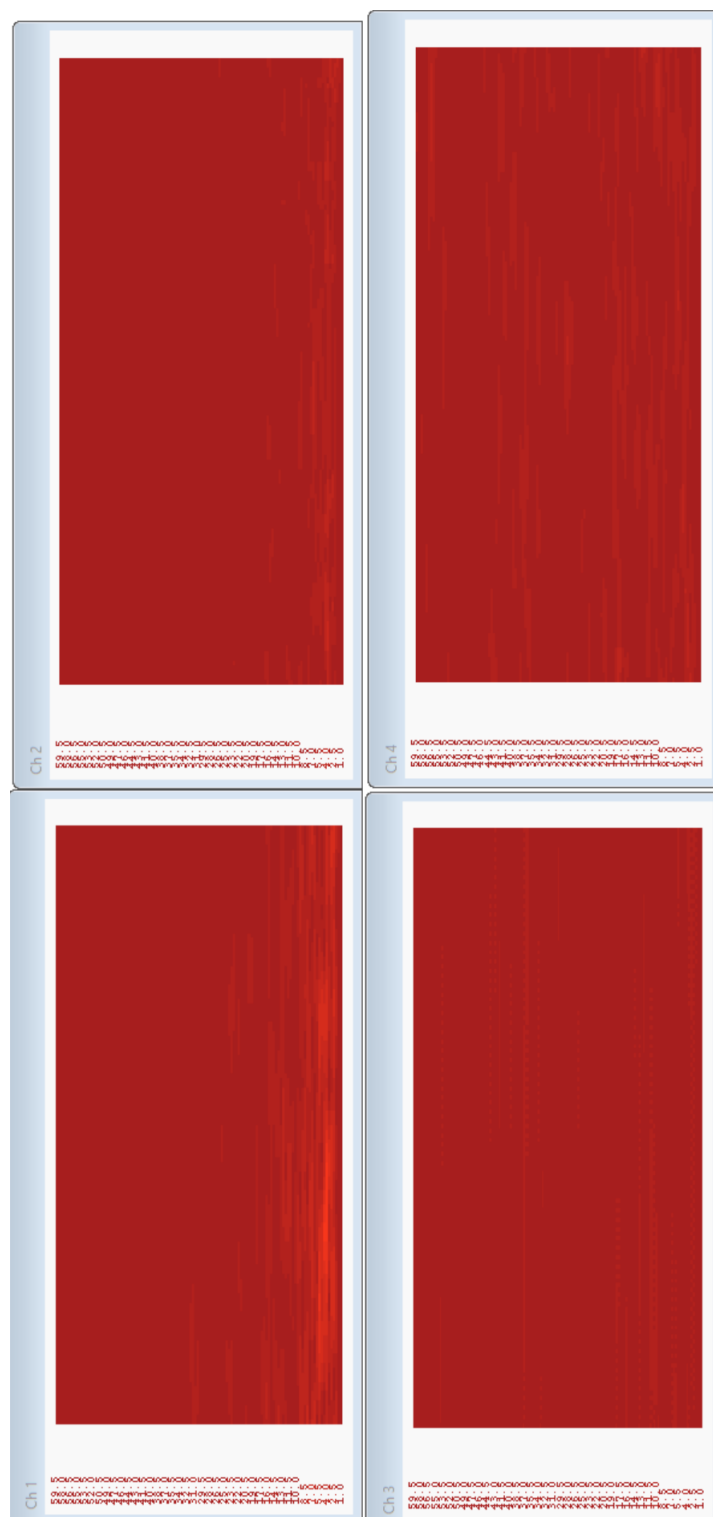




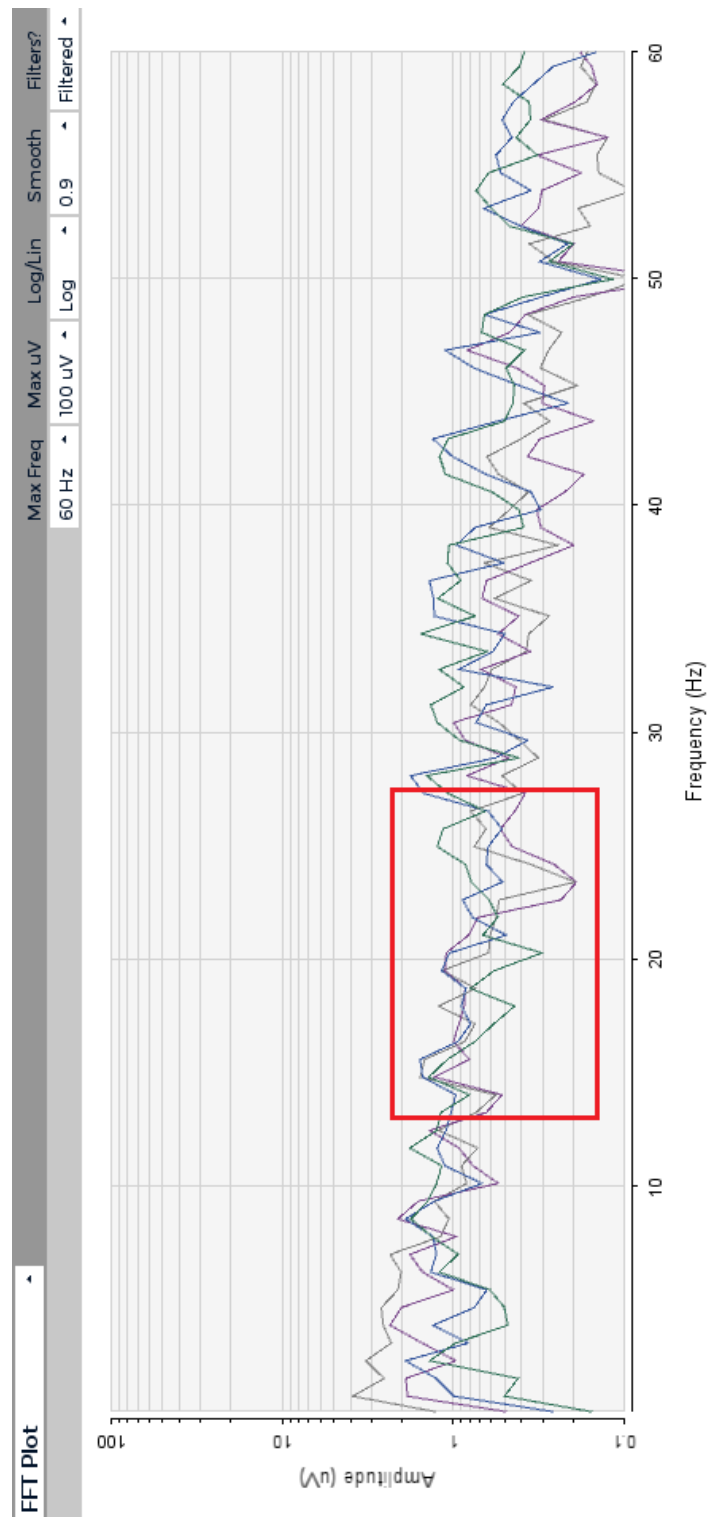
Figur A.7: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med guldkopps elektroder, i BrainBay. Svart markering visar en tydlig amplitudökning. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



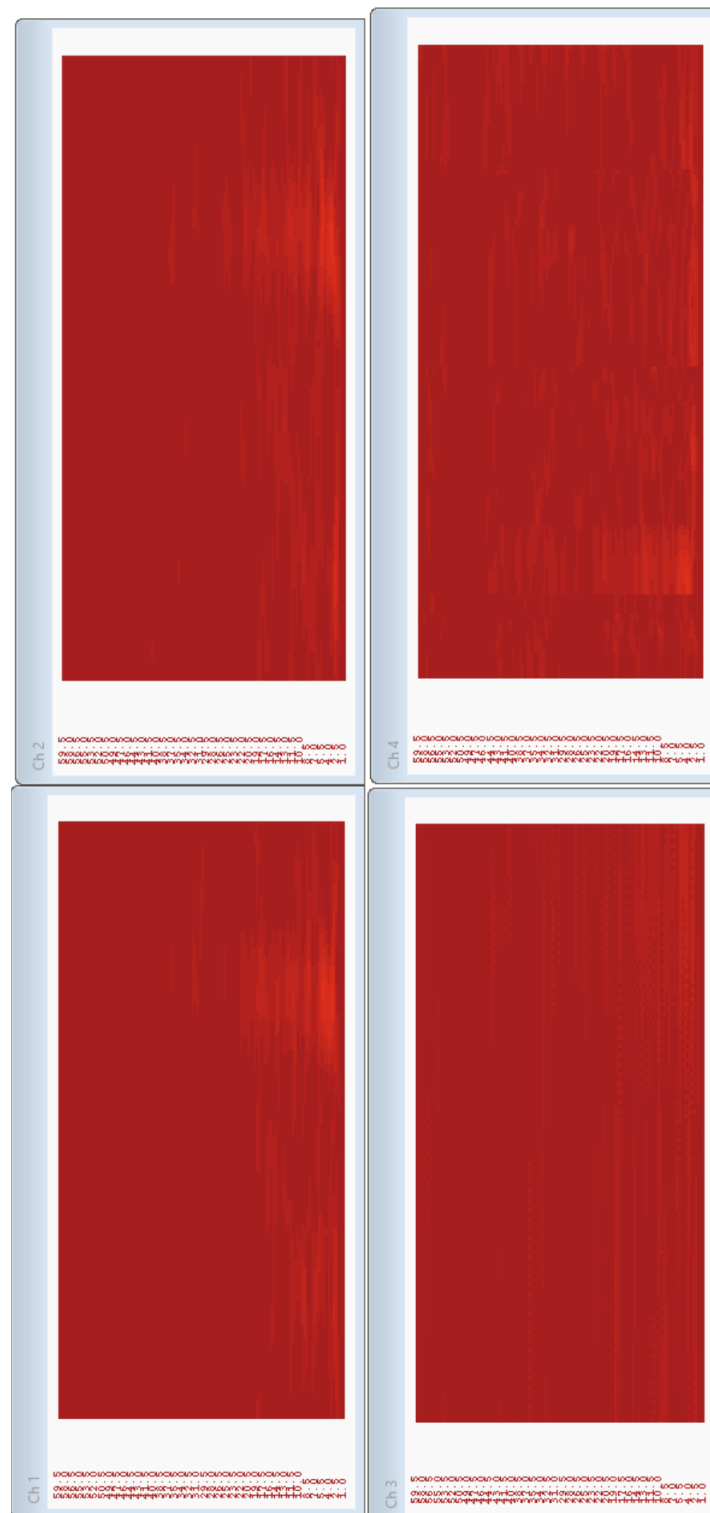
Figur A.8: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med torra elektroder. Ingen amplitudökning kunde ses. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu\text{V}$ . Långsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.



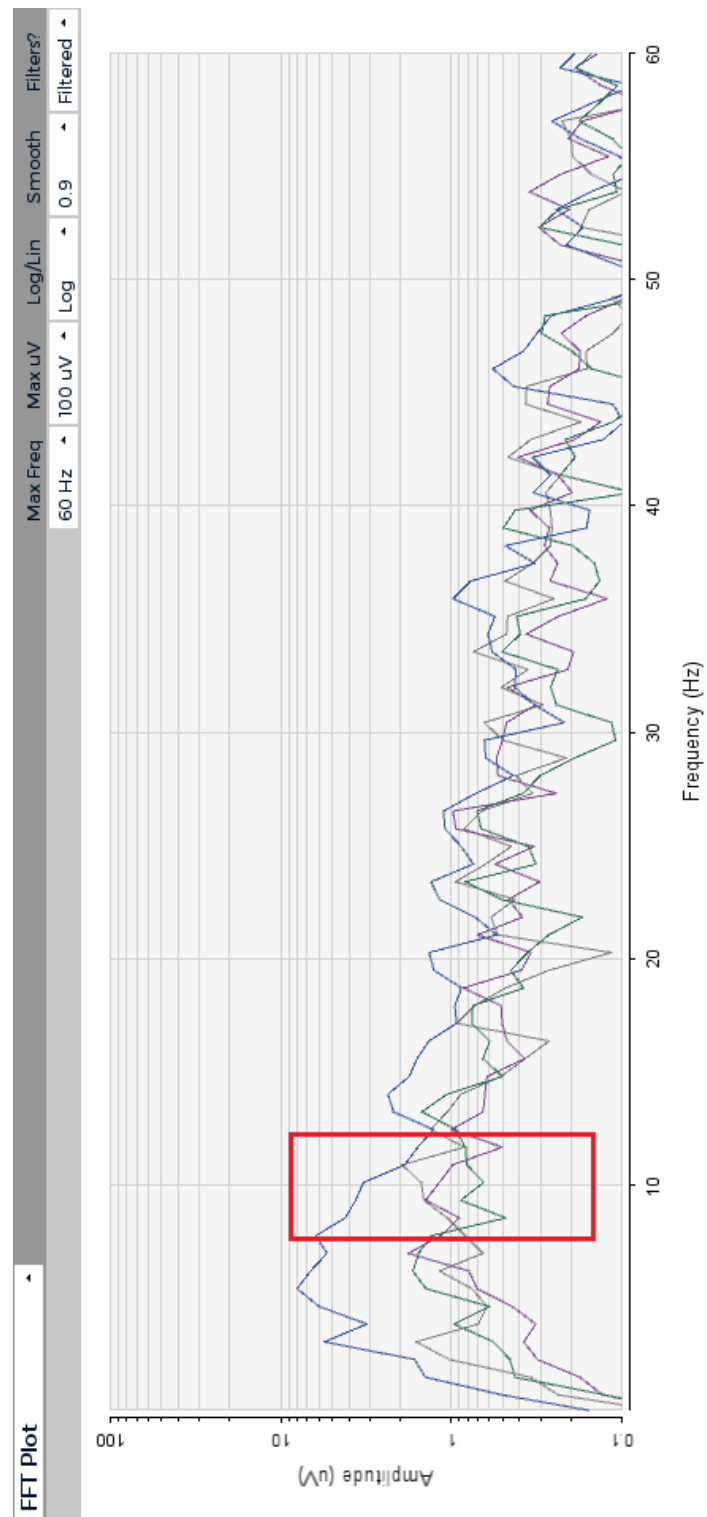
*Figur A.9: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med torra elektroder. Ingen amplitudökning kunde ses över tid. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).*



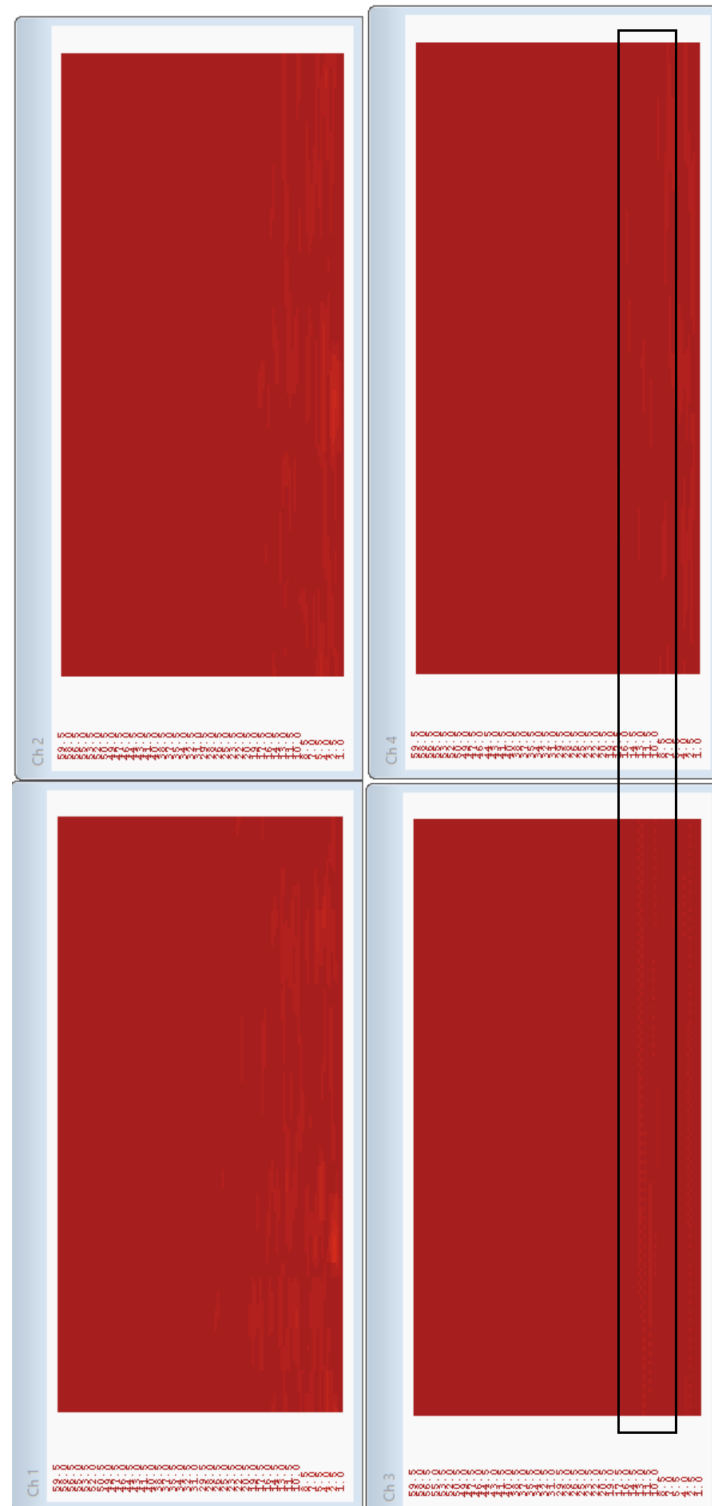
Figur A.10: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med guldkoppselektroder. Ingen amplitudökning kunde ses. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Långsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.



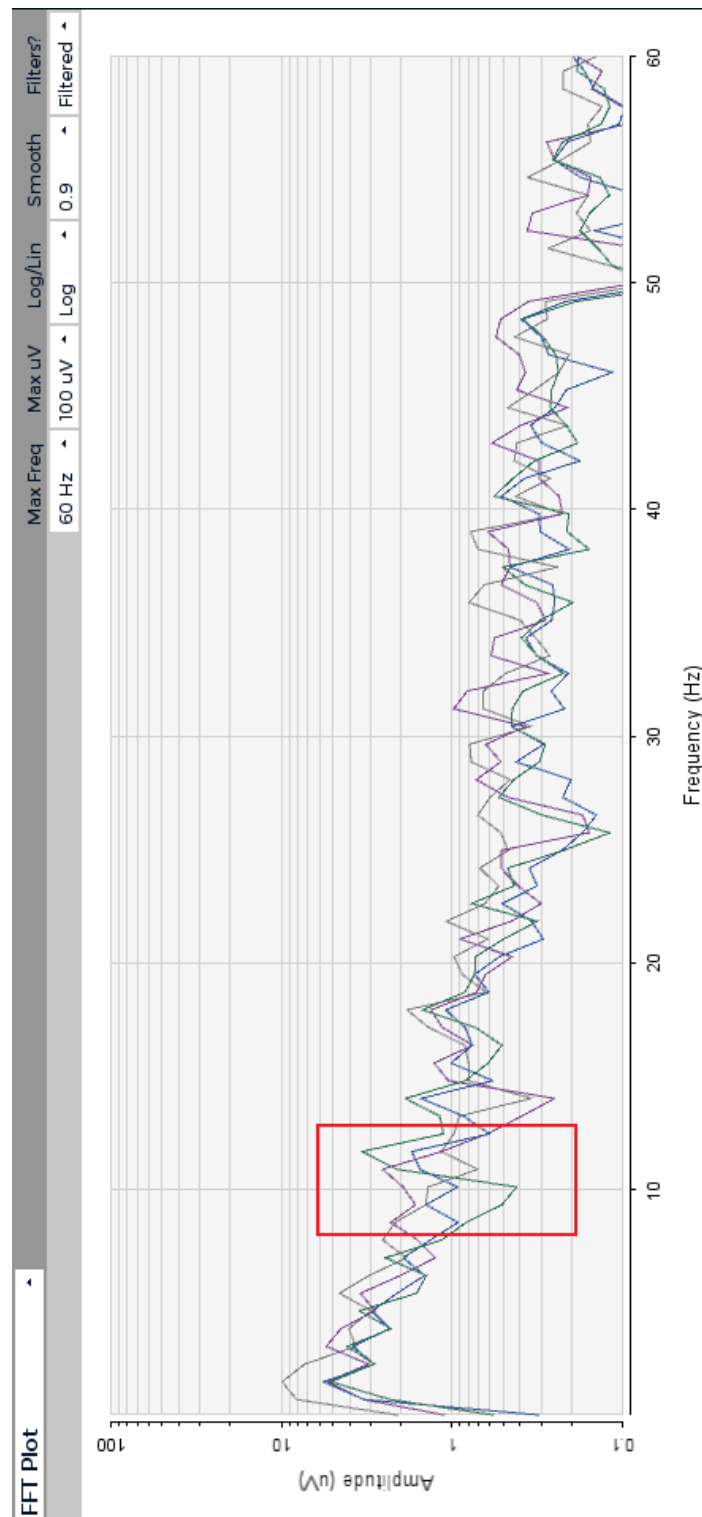
Figur A.11: Försöksperson 1, utan hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med guldkopps Elektroder. Ingen amplitudökning kunde ses under tid, möjligtvis en variation i brus. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



Figur A.12: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder. Röd markering visar område för förväntad signal på kanal 3 (Blå) och 4 (Grön). Ökningen på kanal 3 tycks vara resultatet av att impedansen var bättre i kontakten hos elektrod 3 än den hos elektrod 4. Ingen tydlig alfavåg kan ses. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Långsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.

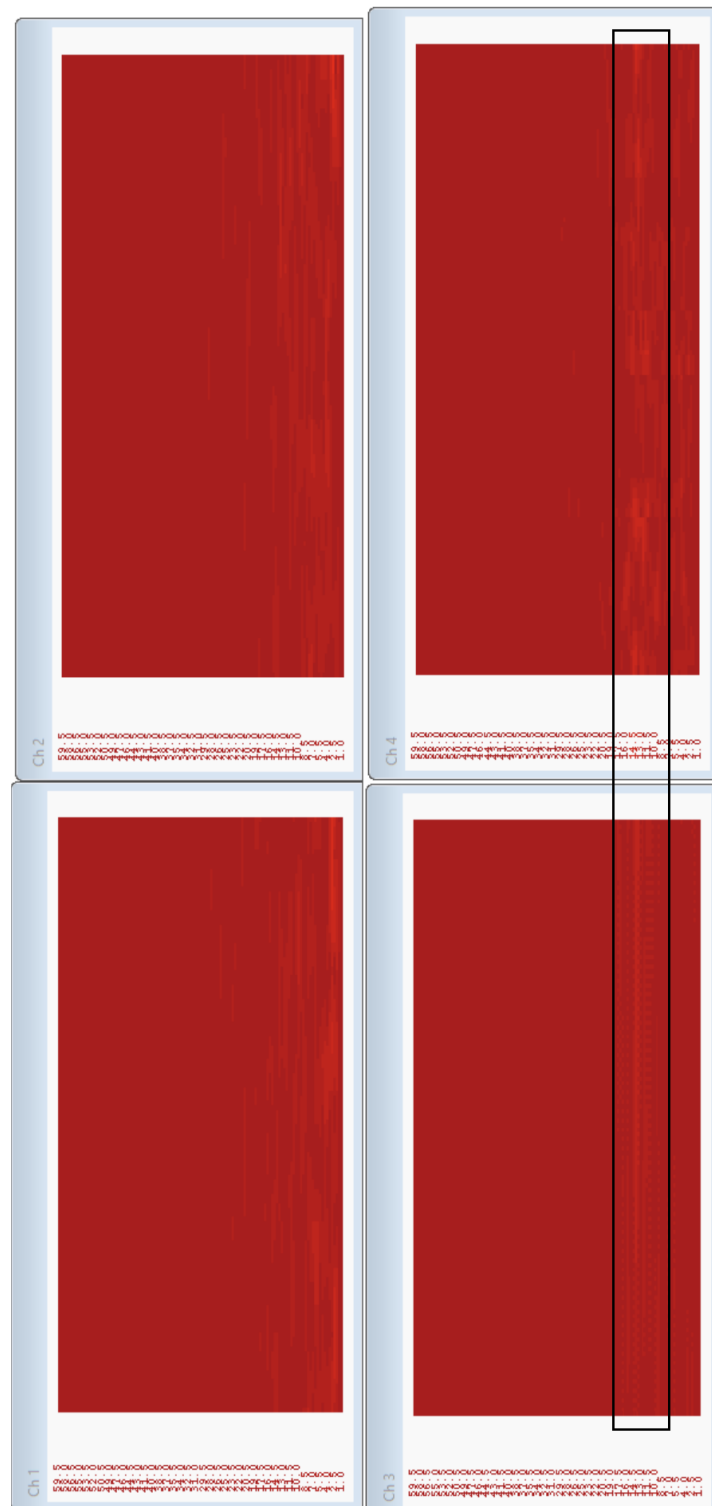


Figur A.13: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder. Svart markering visar en mycket svag amplitudökning. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).

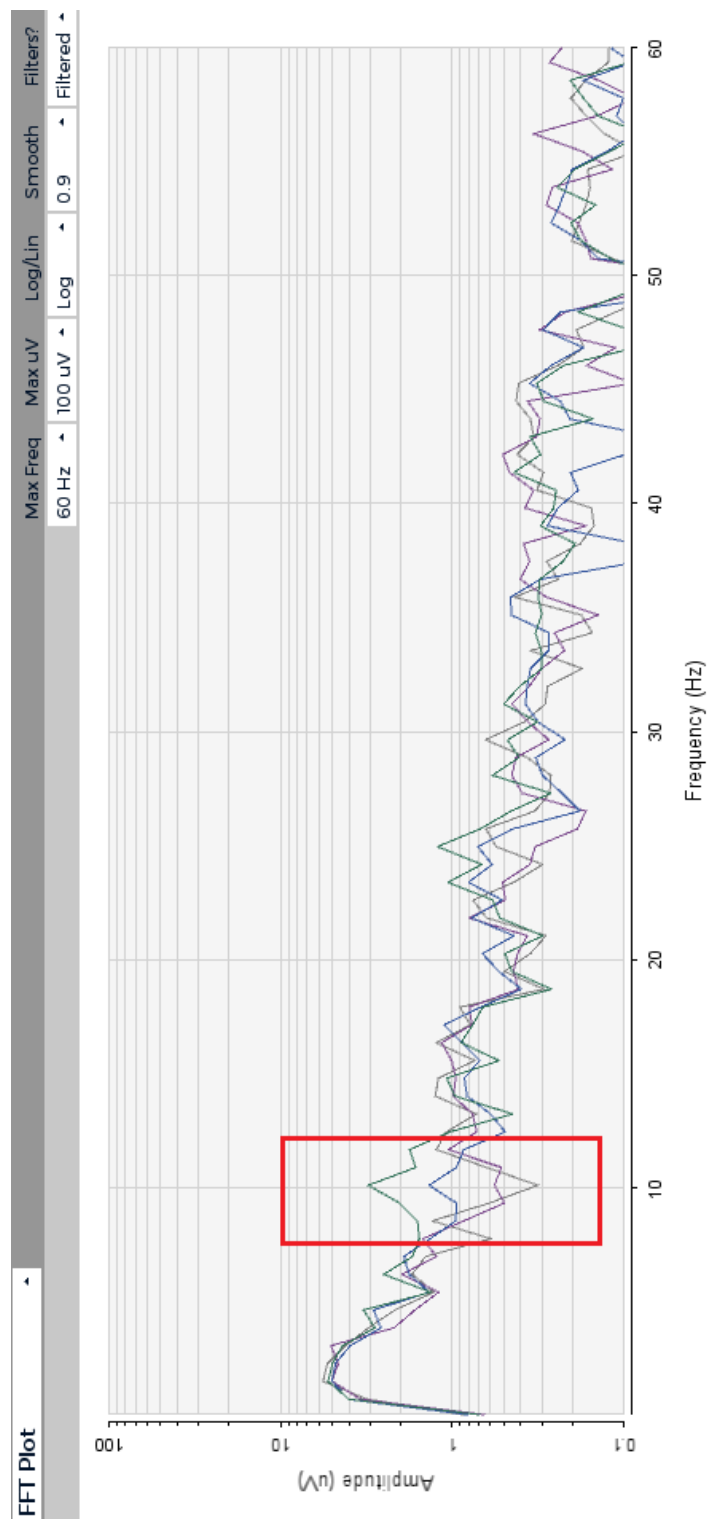


Figur A.14: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder och fuktat hår. Röd markering visar en svag amplitudökning på elektrod 4 i nacken. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu\text{V}$ . Längsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.





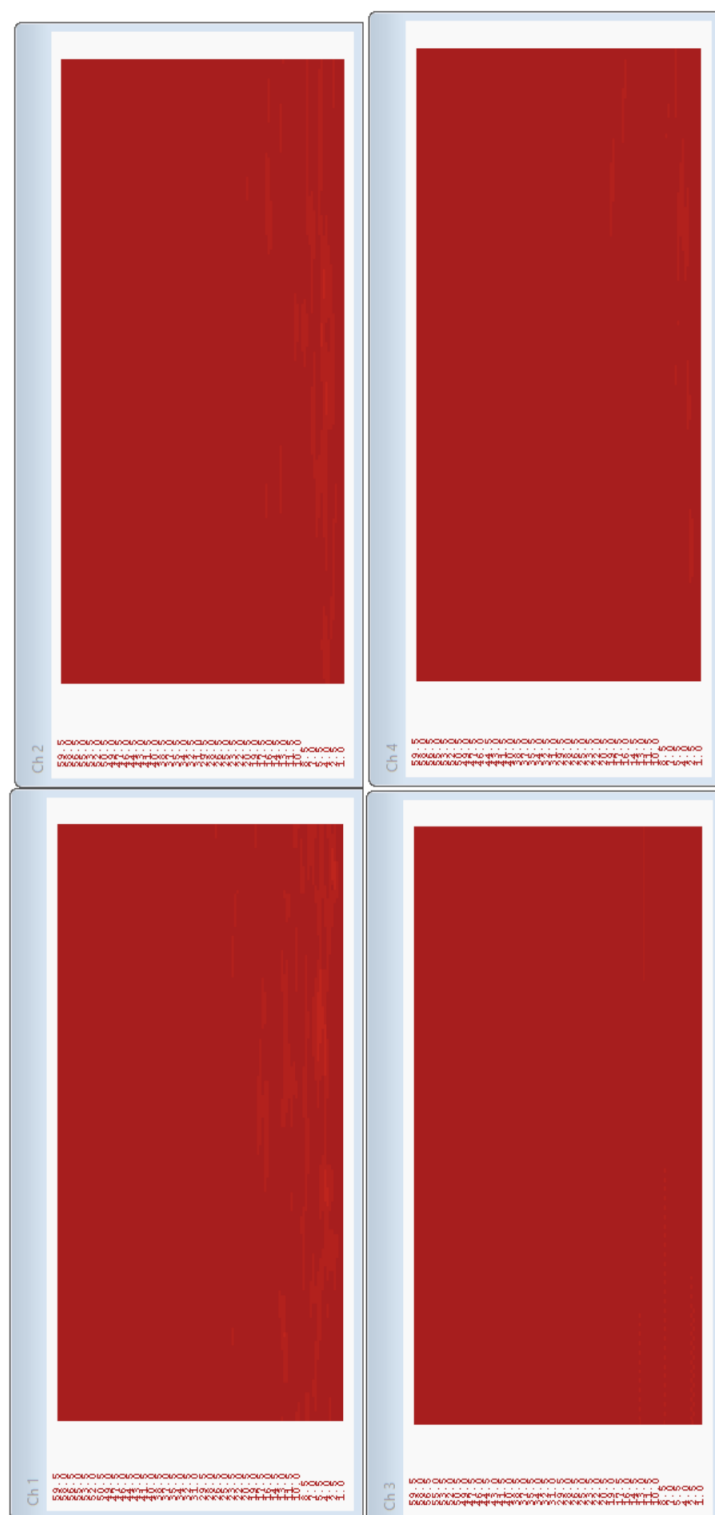
Figur A.15: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med torra elektroder och fuktat hår. Svart markering visar en svag amplitudökning. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



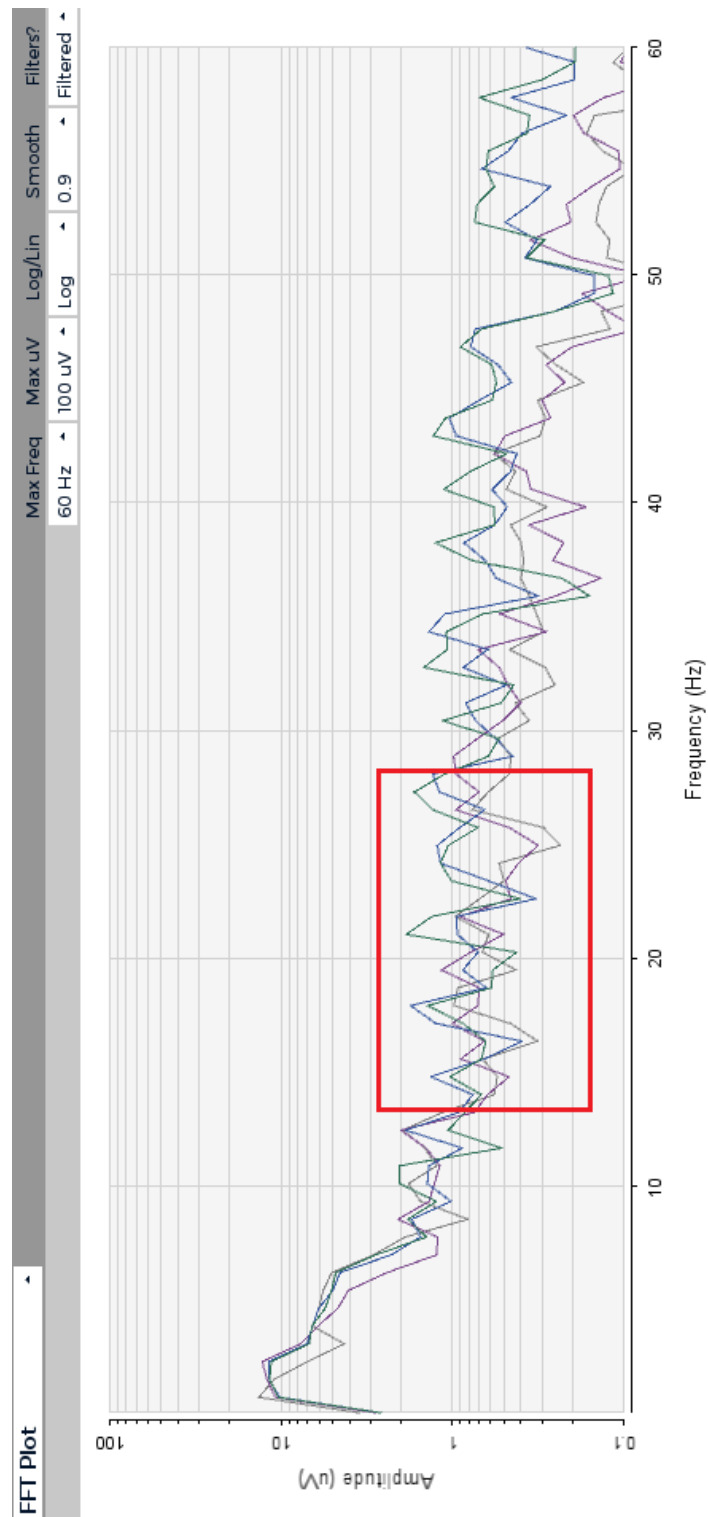
Figur A.16: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, med guldkoppsselektroder. Svart markering visar en svag amplitudökning på kanal 3 (Blå, O1) och 4 (Grön, O2). På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Längsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.



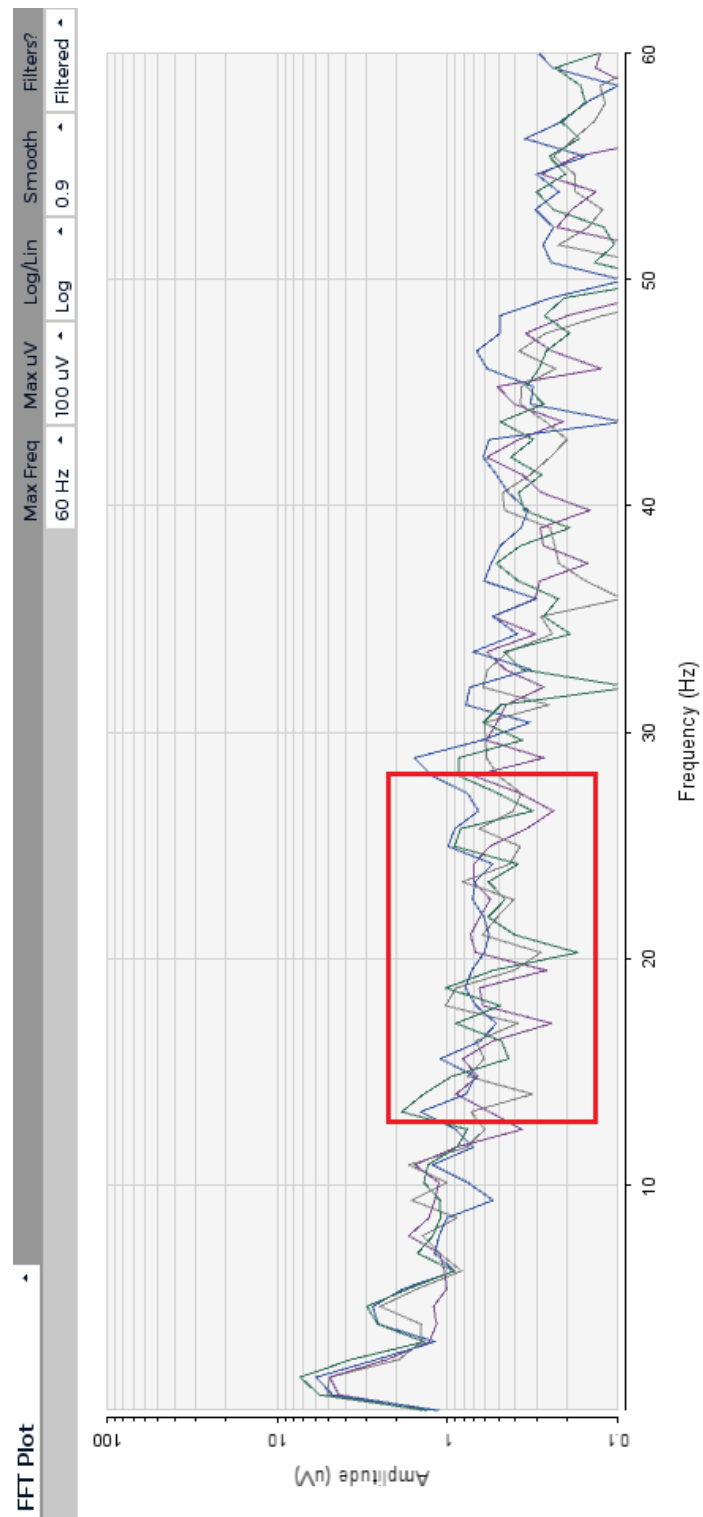
Figur A.17: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera alfavågor hos person vars ögon är slutna, guldkoppselektroder. Svart markering visar en svag amplitudökning över tid. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



Figur A.18: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning), torra elektroder. Ingen amplitudökning kunde ses. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



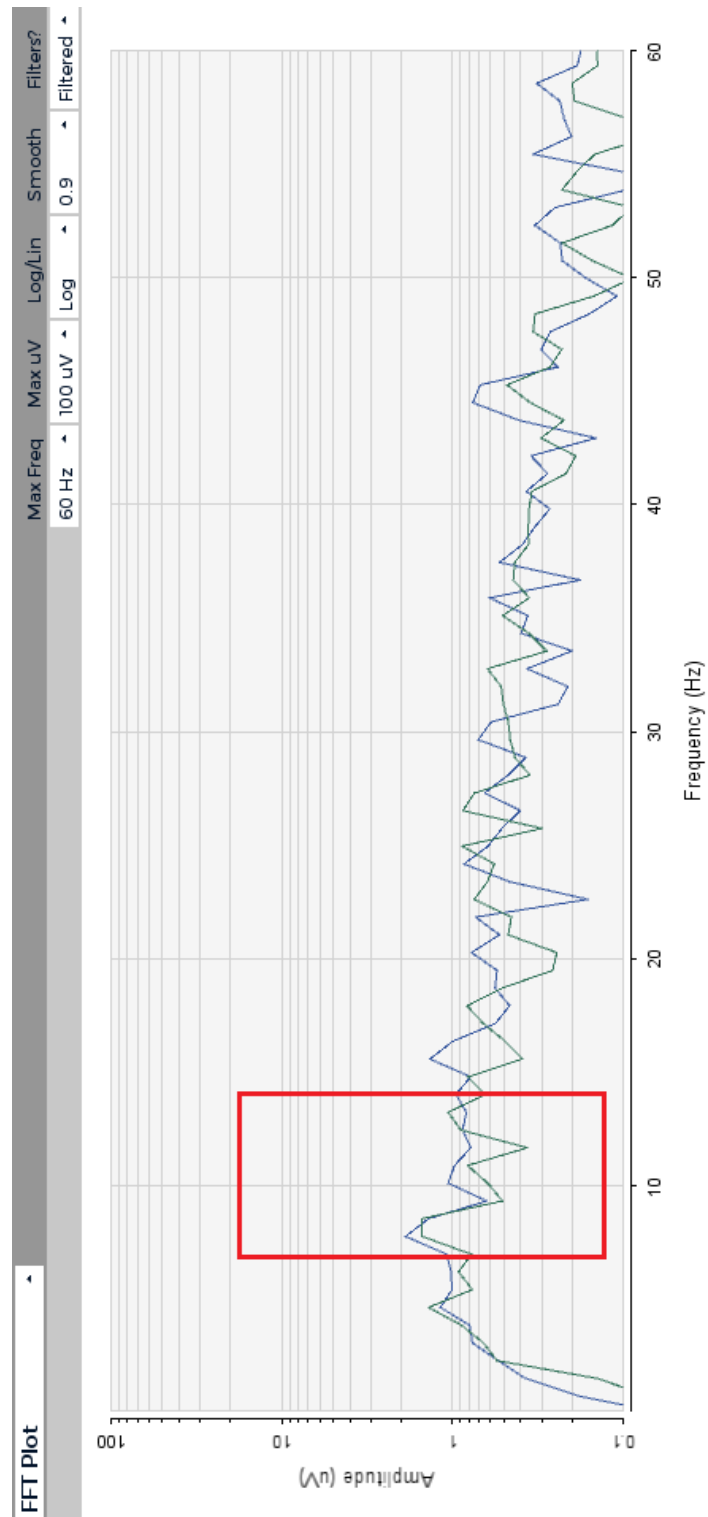
Figur A.19: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med torra elektroder och vått hår. Ingen amplitudökning kunde ses. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Längsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.



Figur A.20: Försöksperson 2: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med guldkoppselektroder. Ingen direkt amplitudökning kunde ses. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Längsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.

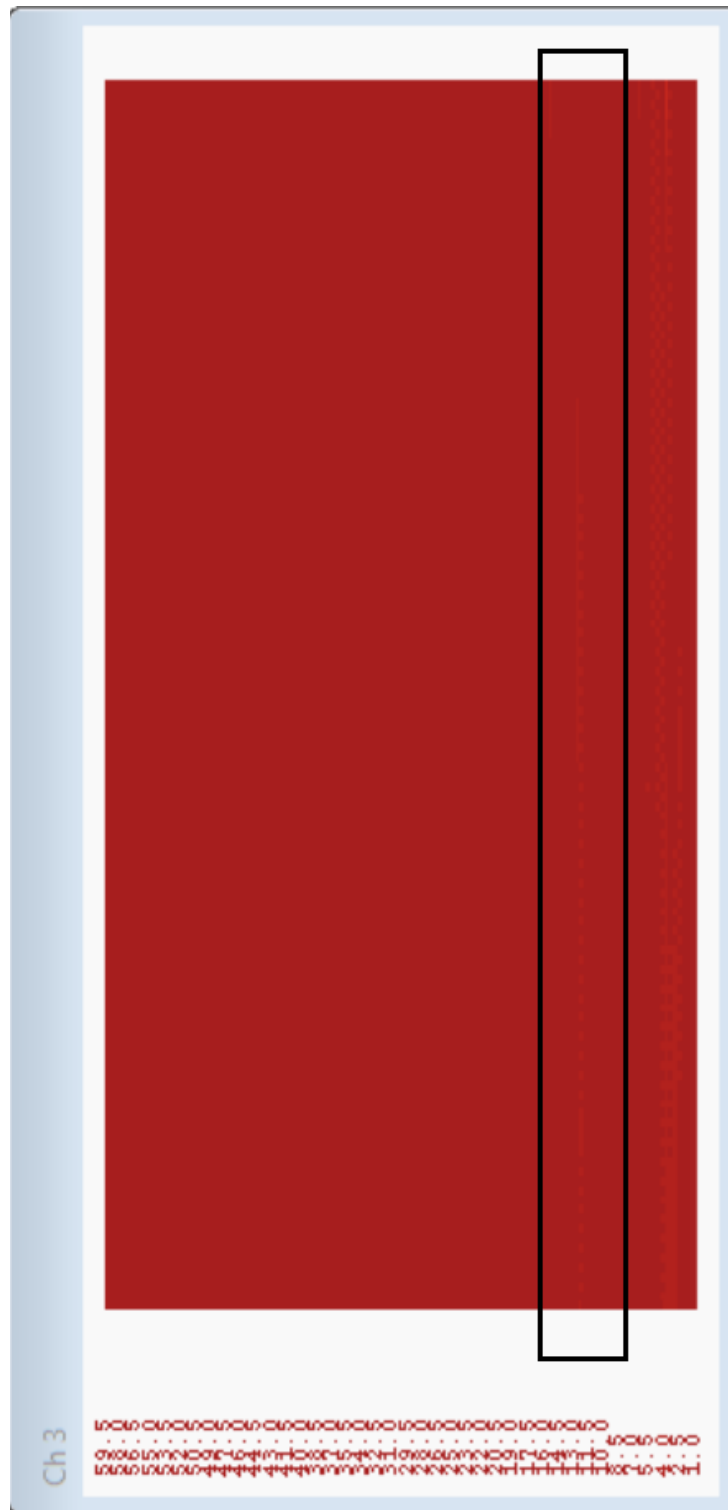


Figur A.21: Försöksperson 2, med hår: Försök att registrera betavågor under koncentration (läsning) med guldkoppelelektroder. Ingen amplitudökning kunde ses, möjligtvis en ökning av brus hos de två elektroderna i pannan. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av graferna).



Figur A.22: Försöksperson 3, med hår: Röd markering visar avsaknaden av tydlig alfasignal. Mätningen gjordes på en andra försöksperson med mycket hår för att undersöka om det dåliga resultatet med hår innan var till följd av svaga signaler eller håret. Bilden stödjer hypotesen att håret kraftigt försämrar signalupptagningen. På kortsidan visas amplitud logaritmiskt 0 - 100  $\mu$ V. Långsidan (X-axeln) visar frekvens 0 - 60 Hz.





Figur A.23: Försöksperson 3, med hår: Svart markering visar avsaknaden av en tydlig alfaisignal på elektrod 3 (O1). Mätningen gjordes på en andra försöksperson med mycket hår för att undersöka om det dåliga resultatet med hår innan var till följd av svaga signaler eller håret. Bilden stödjer hypotesen att håret kraftigt försämrar signalupptagningen. Bilden visar frekvensamplitud över tid (10 sekunder), ljusare färger visar högre amplitud inom ett frekvensområde 0 - 60 Hz (där frekvens är noterat på kortsidan av grafen).