

# Detektion av lateraliserad avvikande aktivitet i elektroencefalografi av minnesinkodning via auditivt stimulus

Fremja Ekre (BME–20), Josefine Frid (BME–20)

**Sammanfattning**—The aim of this study was to evaluate two methods of detecting a difference in activity between the two hemispheres of the brain when presented with stimulus during memory encoding. The difference intended to be detected was based on the lateralization of brain processing of sensory input, which was triggered by an auditory stimulus in one ear at a time. The methods that were used for detection, called “method S” and “method SRS”, are both based on summarising energy in spectrograms calculated from the recorded brain activity. Method S used a normal spectrogram and method SRS used a Scaled Reassigned Spectrogram derived using the algorithm Reassigned Spectrogram for Transient Signals (ReSTS). The data used for analysis consisted of EEG signals from six subjects, who each went through approximately 180 memory encoding trials. The results showed a visual difference in a histogram-representation of energy between the two hemispheres of the brain during the memory encoding for both method S and SRS in all the subjects. In addition, it was found that method SRS gave a clearer distinction between the hemispheres than method S. However worth mentioning is that the observed differences are not yet proven with statistical evidence and further studies are needed to do so.

## I. INTRODUKTION

**I**NOM neurologi så använder man elektroencefalografi (EEG) för att mäta aktivitet i hjärnan. Genom att särskilja på normativ aktivitet och avvikande aktivitet på EEG-signalerna kan det vara möjligt att hitta tecken på patologi. För att hitta patologisk hjärnaktivitet så behövs en sofistikerad metod för att filtrera och detektera skillnaderna i de olika tillstånden. Genom att samarbeta mellan forskningsfält kan förhoppningsvis en sådan metod hittas. Att analysera EEG signaler har sedan länge varit en utmaning på grund av dess brusiga natur. I dagsläget finns det många olika metoder för att analysera EEG. Vanligtvis analyseras de i tidsdomän eller frekvensdomän. En helhetsbild av EEG-informationen för tid, frekvens och energi är svår att uppnå med dessa metoder då bruset begränsar möjligheten att lokalisera punkter för tid och frekvens. I den här studien undersöks två andra metoder för att analysera EEG. Dessa två metoder grundar sig istället på att hitta information i två olika typer av spektrogram, för att förhoppningsvis minska inverkan av brus och för att enklare

kunna plocka ut viktiga händelser i signalen. Metoderna testas genom att försöka detektera skillnader i aktivitet mellan höger och vänster hjärnhalva under minnesinkodning aktiverat av stimulus i form av ljud i vänster eller höger öra. Ena metoden (metod S) summerar energi från ett vanligt spektrogram av EEG-signalen och andra metoden (metod SRS) summerar energi från ett Scaled Reassigned Spectrogram som skapats med relokaliseringssalgoritmen: Reassigned Spectrogram for Transient Signals (ReSTS). Om metoderna fungerar för att analysera EEG-signaler så innebär det att det kan finnas en ny, mer precis, metod för att analysera och förstå hjärnaktivitet.

Detta projekt ämnar att svara på frågan om det går att detektera skillnad i aktiviteten mellan hjärnhalvorna med hjälp av metod S och SRS samt om SRS är bättre på att detektera skillnader i aktivitet.

I rapporten behandlas “Data och förbehandling” och “Metod” separat för att det förhoppningsvis leder till ökad förståelse hos läsaren. Den förstnämnda innefattar en beskrivning av datan och dess förbehandling, och “Metod” beskriver stegen tagna utifrån datan för att producera resultat. Alla funktioner som refereras till i rapporten finns lagrade i vårt GitHub repository som är länkat i nedre vänstra hörnet av rapportens första sida.

## II. BAKGRUND

### A. EEG och minnesinkodning

Hjärnan består av nervceller som skickar elektriska impulser för att tolka, bearbeta och reagera på information och yttre stimulus. Olika delar av hjärnan aktiveras beroende på typ av stimulus och bearbetning. I den här studien har inspelad hjärnaktivitet, EEG-signaler, använts som databas. EEG-signaler består av elektriska potentialer som skapas när neuronerna i ett visst område i hjärnan aktiveras. Då pumpas joner över neuronernas cellmembran och en signal uppstår, som sedan kan mätas av elektroder placerade på skalpen. Utifrån dessa mätningar kan man därför studera både uppkomsten och den ungefärliga platsen för aktivitet i hjärnan efter ett stimulus. EEG signaler som uppkommer som svar på sensoriska stimuli kallas för “event-related potentials” (ERP). ERP kan även kallas för “time-lock EEG signals” för att man vet inom vilket tidsspänn, mellan 1- 1000 millisekunder, som responserna uppkommer i hjärnan [1]. Aktiviteten som har analyserats i arbetet är kopplat till det första steget i minnesformation som kallas minnesinkodning. Minnesinkodning är det initiala stadiet av inläring, när hjärnan omvandlar sensorisk information till lagrad information. Denna konsolideringen av minne

Inlämnat den 9 juni 2023

E mejladress: {fr1661ek-s@student.lu.se, jo6052fr-s@student.lu.se}

Teknisk handledare: Maria Sandsten, Matematikcentrum

Klinisk handledare: Mikael Johansson, Institutionen för psykologi

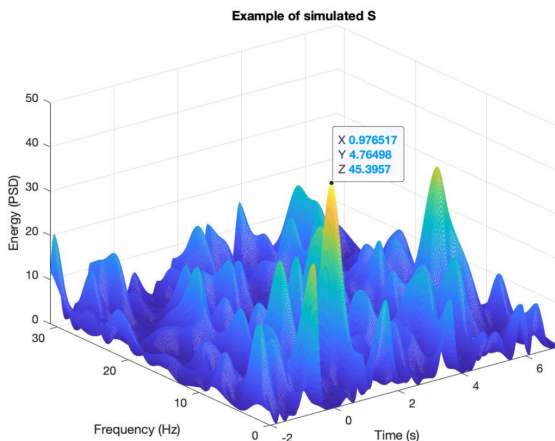
Engelsk titel: Detection of lateralized deviant activity in electroencephalography of memory encoding using auditory stimulus

GitHub: <https://github.com/frekre/kandidat.git>

sker i hippocampus i hjärnan [2]. Processen har visat sig öka effekten av theta-vågor och minska alpha-vågor. Theta och alpha-vågor är liksom beta-vågor klasser på frekvensband som studeras inom neurologi. Theta omfattas av 4-7 Hz, alpha 8-13 Hz och beta 13-30 Hz [3]. Olika frekvenser tyder på olika typer av hjärnaktivitet, där en lägre frekvens visar på en mer avslappnad hjärnaktivitet, och en högre frekvens på en mer aktiv och uppmärksam aktivitet [4]. En form av sensorisk stimulus som används vid minnesinkodning är ljud, kallat auditiv stimulus. Auditiv inkodning används för att producera korttidsminne men kan i kombination med visuellt stimuli även framkalla långtidsminne [2]. I studien analyseras data inspelat vid minnesinkodning med hjälp av både visuellt och auditiv stimulus. Det auditiva spelades upp för testpersonen i olika öron vid olika försök. Det finns forskning som tyder på att ljud bearbetas av hjärnan kontralateralt, vilket innebär att ljud som hörs av höger öra bearbetas i vänster hjärnhalva [5]. Denna process grundar intresset att undersöka EEG-signaler från båda hjärnhalvorna och detektera eventuella skillnader när ljudkällans position varierar.

### B. Spektrogram (S)

För att extrahera information från en EEG-signal så kan man presentera dess innehåll med hjälp av ett spektrogram. Spektrogrammet presenterar beroendet mellan tid (x-axel), frekvens (y-axel) och energi (z-axel). Detta görs genom att tillämpa en fönsterfunktion som plockar ut lika stora, överlappande segment av signalen. Sedan används Fouriertransformen för att beräkna varje segments frekvensinnehåll, och ett effektspektrum beräknas för varje segment genom kvadrering. Segmenten kombineras sedan och alla effektspektrum sammanfogas, vilket resulterar i en tredimensionell presentation av signalens energi i varje ingående frekvens för varje tidpunkt [6]. Figur 1 är ett exempel på en tredimensionell visualisering av ett simulerat spektrogram.



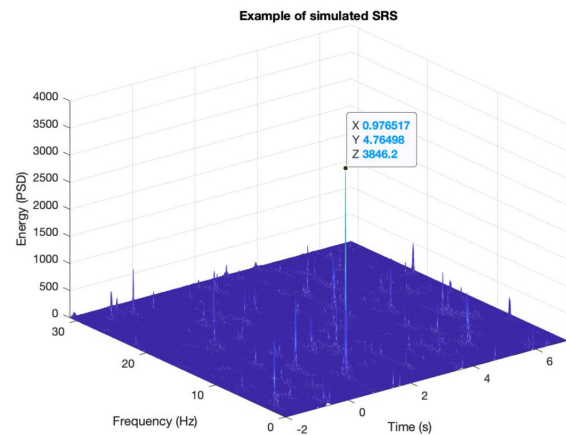
Figur 1. Exempel på spektrogram (S) Den simulerade signalen är en transient Gaussisk signal med vitt brus. SNR: 17 dB

Bilden visar en simulering med en fix tid-och frekvenskomponent där den maximala energin ska inträffa. I det här

fallet vid tid: 0.976517 s och frekvens: 4.76498 Hz vilket är markerat i figur 1 med X Y Z komponenter. Runt den koordinaten skapas en Gauss-funktion som ger toppen sin Gauss-form och spridning i tid-frekvensplanet. För en mer verklighetstrogen bild så är ett brus pålagt enligt en viss signal to noise ratio (SNR) i decibel vilket ses i bild som de omkringliggande topparna. SNR är i simuleringen definierat som 'average signal powers to noise variance' och fick värdet 17 dB i exemplet. Toppen som kan ses i figuren längst till höger ungefär vid 6 s och 10 Hz är inte en väsentlig topp utan har hamnat där av slump i brusproduktionen i simuleringen. Detta illustrerar svårigheten att analysera brusiga signaler med spektrogram, då artefakter som denna kan tolkas som ett viktigt fynd, trots att den endast uppstått till följd av av brus.

### C. Scaled Reassigned Spectrogram (SRS)

SRS är baserad på en relokaliseringsteknik som appliceras på signaler för att öka lokaliseringen av energi i tids-och frekvensplanet. Tekniken kartlägger data på specifika koordinater i spektrogrammet genom att anpassa energifördelningen i planet till värden som är närmare stödet till funktionen, det vill säga den delmängd av funktionen som är starkast bidragande. På så sätt kan irrelevant energirepresentation förkastas i spektrogrammet och endast den essentiella energifördelningen bibehålls. Algoritmen ReSTS är skapad för att kunna applicera tekniken på en transient Gaussisk signal och anger perfekt lokalisering i planet när fönsterlängden matchar funktionslängden [7] [8]. Resultatet av algoritmen visas som ett mer exakt spektrogram med koncentrerade staplar i planet, så kallat SRS. Figur 2 är en exempelbild på en SRS motsvarande spektrogrammet ovan (figur 1).



Figur 2. Exempel på Scaled Reassigned Spectrogram (SRS). Den simulerade signalen är en transient Gaussisk signal med vitt brus. SNR: 17 dB

I denna figur visas en simulering med exakt samma ingångsvärden och SNR som spektrogrammet i figur 1. I SRS, figur 2, är den maximala energin samlad i en stapel utan spridning i tid-frekvensplanet. Dessutom är all energi kopplad till händelsen summerad i stapeln. I SRS har bruset också dämpats och endast den bärande informationen har bibehållits. Ett exempel på detta är att toppen som kunde ses längst

till höger ungefär vid 6 s och 10 Hz i S har ingen större representation i SRS än det andra brusket.

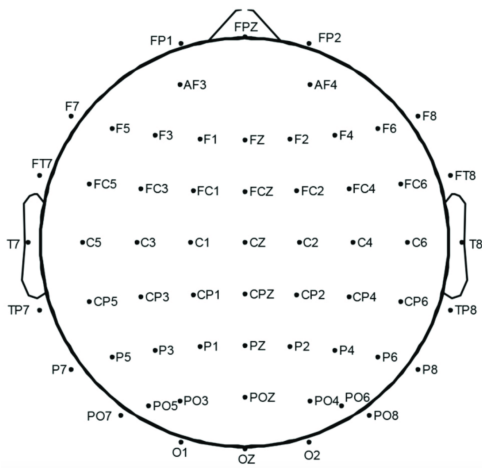
ReSTS har i en tidigare studie testats på signaler från en ultraljudsgivare för att undersöka dess förmåga att upplösa objekt i en fantom axiellt. Metoden med ReSTS jämfördes då med en vanligare “cross-correlation”-metod och resultaten visade att ReSTS gav bättre upplösning när reflektioner från två objekt överlappade [9]. Det positiva resultatet antyder att det kan fungera väl för detektion på EEG-signaler också.

### III. DATA OCH FÖRBEHANDLING

Arbetet utfördes med MatLab och dess inbyggda verktyg samt add-on-applikationen Fieldtrip [10] som endast användes för att skapa topografiska bilder. Samarbetet i kodningen utfördes med hjälp av GitHub och GitHub desktop som kopplades till MatLab-programmen. Algoritmen ReSTS tillhandahölls färdig i form av en MatLab-funktion av studiens handledare och medskapare av algoritmen professor Maria Sandsten. Databasen av inspelade EEG-signaler tillhandahölls av professor Mikael Johansson.

#### A. Data

Databasen som användes bestod av EEG-signaler från 64 elektrodkanaler som var placerade enligt standard, se figur 3.



Figur 3. Standardiserad elektrodplacering för 64 elektroder [11]

Om kanalens inspelade signaler visade tecken på större störningar eller artefakter sorterades dessa i ett tidigt stadium bort från databasen vilket ledde till att kanalerna som användes fortsättningsvis under studien varierade mellan ett färre antal på 57-60 kanaler beroende på testperson.

Hjärnaktiviteten hos försökspersonen spelades in kontinuerligt under 9 sekunder, i ett tidsintervall vi benämner från -2 till 7 sekunder, där visuellt stimuli inkommer vid tid 0. Under den tiden utsattes försökspersonen för stimulus som skulle framkalla minnesinkodning. Minnesinkodningen, som visualiseras som ett flödesschema i figur 4, kallas även för “encoding” och går ut på att försökspersonen ska försöka komma ihåg ett ord med hjälp av en bild och ett ljud.

Sekund -2 till 0 spelades in med syfte att skapa en baslinje för hjärnaktiviteten innan stimulus och visas i figur 4 som en ruta med ett “+”. På sekund 0 så börjar “onset” och försökspersonen får visuellt stimulus i form av en bild. I figur 4 är bilden kopplad till kategorin “Dance”. Efter 600 ms utsätts även personen för ett ljud, i fallet nedan ett ord kopplat till “Dance”, närmare bestämt “Salsa”. Ljudkällans position varierades mellan vänster och höger öra i olika försök. Vänster sida kommer framöver kallas sida 1 och höger sida kommer kallas sida 2.



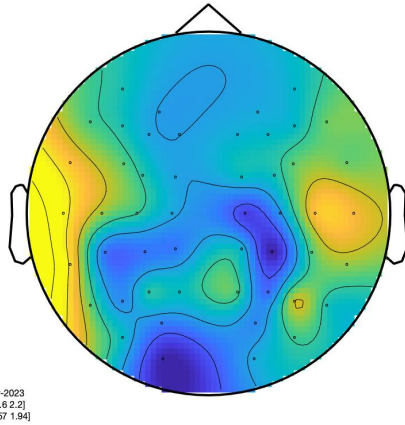
Figur 4. Flödesschema för minnesinkodning i ett försök

Datan omfattade studier med 6 försökspersoner, som genomgick totalt mellan 160- 180 försök kopplade till minnesinkodning vardera. Databasen bestod av signaler från respektive kanal som utgjorde en rad i en matris och varje signal bestod av 4500 samplar av potentialerna, där försöken spelades in med en sampelfrekvens på 500 Hz. Datan tillhandahölls i ett format anpassat efter FieldTrip, där det utöver själva signalerna fanns mycket information om konfiguration och experimentparametrar.

#### B. Val av försök och kanaler

Försöken som används i studien plockades ur databasen via den egenskrivna funktionen *findSide1Side2* som returnerade en vektor ‘side 1’ som innehöll alla försök då ljudet spelades upp på sida 1 och en vektor ‘side 2’ som innehöll alla försök då ljudet spelades upp på sida 2. Dessutom sorterades alla försök som inte tillhörde “encoding”-stadierna bort för att exklusivt analysera en typ av aktivitet. ‘Side 1’ och ‘side 2’ kommer framöver att kallas för försöksserier.

Vilka kanaler som användes för analysen på respektive sida valdes ut via en topografisk bild som skapades med hjälp av funktionen *ft\_topoplotER* i FieldTrip, se figur 5. Funktionen presenterade en genomsnittlig aktivitet över samtliga försök hos testperson 1 i ett tidsfönster mellan 0.6 och 2.2 sekunder på varje försök. I de områden där bilden presenterade mest aktivitet plockades en kanal ut och motsvarande på andra sidan, ‘C5’ och ‘C6’ (se figur 3). Signalerna från sida 1 benämns ‘channel 1’ och motsvarande på sida 2 benämns ‘channel 2’. Anledningen till att endast en kanal från varje sida valdes för att producera de slutgiltiga resultaten var bland annat att de kanalernas data fanns för samtliga testpersoner, där andra kanaler sorterats bort efter experimentet på grund av felaktig inspelning och brister i data. Genom att använda samma kanaler för samtliga försökspersoner skapar detta mer rättvis jämförelse och analys. Kanalerna valdes utifrån den topografiska bilden från försöksperson 1, men antas med tillräcklig precision gälla för samtliga försökspersoner.



Figur 5. Topografisk bild som visar hjärnaktivitet mellan tid 0.6 s och 2.2 s för 'subject 1'

### C. Förbehandling EEG

Signalerna var i det angivna formatet baslinjeanpassat efter baslinjen som spelades in mellan sekund -2 och 0.

1) *Medelvärdesbildning av flera kanaler*: I de fall då flera närliggande kanaler undersöktes så användes en metod (*avgDataChannel*) för att medelvärdesbilda kanalerna och skapa en enda resulterande signal för 'channel 1' respektive 'channel 2'.

2) *Nedsampling*: För att minska signallängden så samplades signalerna ned med en faktor 8 via funktionen *resamplingtrial*, vilket resulterade i att signallängden minskade från 4500 till 563 och sampelfrekvensen  $f_s$  ändrades från 500 Hz till 62,5556 Hz och därmed en lägre Nyquist frekvens  $f_N$  på ungefär 30 Hz. Detta beslut togs då signalerna som skulle undersökas omfattas av theta, alfa och beta-hjärnvågor, vilket motsvarar ett frekvensomfång på cirka 2 - 30 Hz.

3) *Högpasfilterering*: Signalerna högpasfilterades på 2 Hz med MatLabs färdiga funktion *highpass* för att undvika att den stora variationen i signalen skulle utgöra den dominerande frekvensen. Då frekvenser lägre än 2 Hz ej innefattas av theta-hjärnvågor och därmed inte var av intresse för studien filterades dessa bort.

De resulterade förbehandlade signalerna 'channel 1' och 'channel 2' fick följaktligen ett frekvensomfång på 0 - 31,2167 Hz och ett tidsomfång på 9 sek (-2 till 7 sek) med en signallängd på 563 sampel i tid och 512 sampel i frekvens i spektrogrammet.

## IV. METOD

### A. Förarbete

För att möjliggöra mer avancerade analyser av samma data representerat som spektrogram i tids-, frekvens- och potentialplan skapades ett antal hjälpfunktioner vars huvudsakliga syfte var att plocka ut och summera spektrogrammets innehåll på olika sätt. Hjälpfunktionerna kodades i MatLab och testades initialt på simulerade transient Gaussignaler istället för EEG-data för att enklare kunna urskilja huruvida funktionerna gav

rätt resultat genom att sätta kända värden på alla ingående parametrar. Simuleringen angavs i färdigt format som en MatLab-kod av Sandsten. Programmet skapade en Gausspuls med hjälp av kontrollerade parametrar och lade till brus enligt vald SNR som beskrev tidigare i bakgrunden. Utifrån de simulerade spektrogrammen skapades en funktion (*findmax*) som hittade maxpunkter och en funktion (*energy\_of\_square*) som summerade energi i en angiven ruta i tid-frekvensplanet. Funktionen *findmax* letar upp den maximala energin i det inmatade spektrogrammet för ett specifikt försök och returnerar koordinater (z, f, t). Funktionen *energy\_of\_square* summerar energin runt en punkt i tid och frekvensplan (TF-punkten). Omfånget runt TF-punkten avgörs av ett tidsomfång och frekvensomfång vars respektive längd avgörs av ett dt och ett df. Variablerna representerar ett antal sampel i tid respektive frekvens innan och efter punkten som man vill inkludera i energiberäkningen för att täcka eventuell spridning. Dessa anges som ingångsvärden i *energy\_of\_square*.

För att välja lämplig längd på dt och df skapades och användes funktionen *findsigma* som beräknade standardavvikelse för tid och frekvens enligt ekvation 1 och 2:

$$dt = \text{round}(\lambda) \quad (1)$$

$$df = \text{round}\left(\frac{FFTL}{\lambda \cdot 2\pi}\right) \quad (2)$$

Värden på variablerna i ekvationen valdes med redan etablerade parametrar som användes i simuleringen,  $\lambda$  och FFTL.  $\lambda$  påverkar längden av fönsterfunktionen av både S och SRS. FFTL står för Fast Fourier Transform Length och påverkar upplösningen i frekvens för Fouriertransformen av fönsterfunktionerna som plockas för spektrogramanalysen för S och SRS. FFTL sattes till 1024, och  $\lambda$  till 8.

### B. Resultatframtagning

Metod S och SRS behandlades simultant med samma data-inmatningar för resultatframtagningen. För att skapa S och SRS kallas en resultatgenererande funktion med ingångsvärden bestående av data från testpersonen som man vill undersöka samt vilka kanaler kopplade till respektive hjärnhalva man vill jämföra. Som tidigare beskrivet i "Data och förbehandling" sållas relevant information från angivet dataset ut samt förbehandlas och 'channel 1' och 'channel 2' skapas. Först skapas en S och en SRS för respektive kanal med försöksserie 'side 1' och sedan skapas en S och SRS för respektive kanal med försöksserie 'side 2'. Spektrogrammen skapas med samma parametervärden för lambda och FFTL som simuleringen.

Eftersom det finns två försöksserier och två metoder så är det fyra fall som undersöks för channel 1 och channel 2. För varje försöksserie så skapas två stycken S och två stycken SRS, det vill säga två för varje fall. I Tabell I visas namnen på de resulterande spektrogrammen för varje fall.

### C. Välja punkt i tid och frekvensplan

För varje fall så plockas en gemensam TF-punkt som ska användas för jämförelsen mellan channel 1 och channel 2-

Tabell I  
TABELL FÖR NAMNGIVNING AV SPEKTROGRAM

Försöksserie	side 1		side 2	
Metod:	S	SRS	S	SRS
Fall:	S1	SRS1	S2	SRS2
channel 1:	ch1-S1	ch1-SRS1	ch1-S2	ch1-SRS2
channel 2:	ch2-S1	ch2-SRS1	ch2-S2	ch2-SRS2

spektrogrammen. Detta görs alltså för alla fyra fall och blir fyra TF-punkter kopplade till varsitt fall. TF-punkten plockas ut från det spektrogram som väntas ha högst aktivitet, kontralateralt med den sidan stimulusen inkommit. Därmed förväntas channel 2 ha högst aktivitet i side 1-försöksserien och därför används ch2-spektrogrammen (ch2-S1, ch2-SRS1) för att hitta maxpunkten med hjälp av funktionen *findmax*. På motsvarande försöksserie side 2 så förväntas channel 1 ha högst energi och därför används ch-1-spektrogrammen (ch1-S2, ch1-SRS2) för att hitta maxpunkten. Vi utgick från ett kontralateralt val av maxpunkt för samtliga försökspersoner, med undantag för försöksperson 1 där vi även undersökte spektrogrammen och dess maxpunkter när den plockas ut ipsilateralt, från kanalen vid samma sida som stimulusen inkommer. För försöksperson 1 finns därmed två uppsättningar av figurer, menade att illustrera skillnader mellan hemisfärerna. Sökningen för den maximala energin begränsas av ett tidsintervall och frekvensspann där responsen till stimulus förväntas ske. Ett tidsfönster på 1600 millisekunder användes för att mäta aktiviteten efter onsets av auditivt stimulus. Tidsintervallet sattes därmed till 0.6 - 2.2 sekunder och frekvensspannet till 0 - 31 Hz.

#### D. Beräkning av energi

TF-punkten används sedan för att plocka ut summerad energi, (beräknad som tidigare beskrivet i "Förarbete" med *energy\_of\_square*) i S respektive SRS för både channel 1 och 2. Detta gjordes för alla fyra fall och därmed alla försök som ingick i respektive falls försöksserie. Då samma frekvens- och tidsvärde används för att plocka ut energin i respektive fall, skapar detta möjlighet till jämförelse.

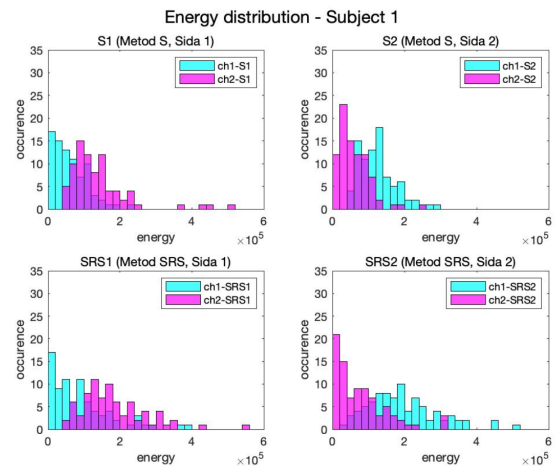
TF-punkterna och den summerade energin som hittats för varje kanal för varje fall lagrades avslutningsvis i matriser som sedan användes som resultat för den grafiska och statistiska utvärderingen av metod S och SRS.

#### E. Grafisk och statistisk presentation

De resulterande matriserna undersöktes grafiskt med histogram. Den summerade energin som beräknades för varje försök utgjorde ingångsvärdena i histogrammen. Energimängden placerades på x-axeln och förekomsten av energin på y-axeln. Histogrammet för channel 1 och 2 plottades i samma ruta för samma typ av fall för att visuellt kunna se skillnader i energinivåer. Samma typ av grafisk presentation användes för fördelningen av TF-punkterna där maximal energi inträffade. Slutligen användes MatLabs *errorbar*-funktion för att ge ytterligare visualisering av resultaten. Här representeras channel 1 och channel 2 för alla fyra fall med sitt

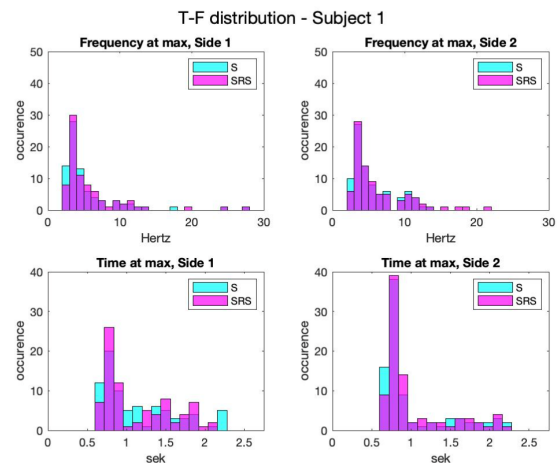
medelvärde i '\*' och en linje motsvarande  $\pm$  en standardavvikelse.

## V. RESULTAT



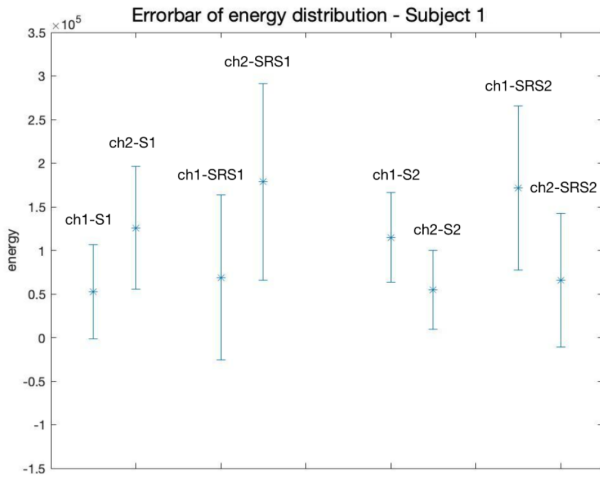
Figur 6. Histogram av energifördelningen för spektrogrammen av channel 1 och channel 2 för respektive fall. X-axeln visar energinivå och y-axeln visar förekomst av energinivån.

Illustrerat i figur 6 ser vi histogram av den totala energinivån utplockat från varje försök från respektive kanal och fall. En ruta i figuren motsvarar ett fall och de resulterande spektrogrammen kodas med cyan för alla ch-1 spektrogram och magenta för ch-2 spektrogram. Här syns en visuell skillnad mellan channel 1 och channel 2 i energinivå i samtliga fall, både med metod S och SRS. Generellt finns en högre energi vid kanalen motsatt från stimulus.



Figur 7. Histogram av fördelningen för frekvens och tidskomponenter i TF-punkterna som användes för jämförelse för respektive fall.

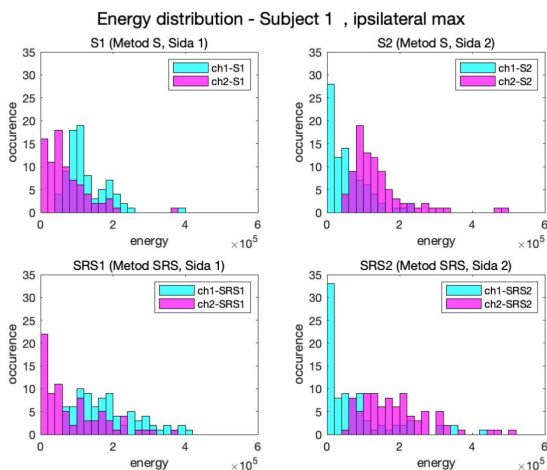
Figur 7 belyser frekvensinnehållet i de maxpunkter som algoritmerna plockat ut, samt tidpunkterna när dessa maxpunkter inträffar. Detta illustreras separat för stimulus vid



Figur 8. Grafen visar medelvärde (stjärnor) samt dess standardavvikelse (staplar ovanför och under medelvärde) för maxpunkten i samtliga resulterande spektrogram.

respektive sida, samt för data utplockat från metod S och SRS.

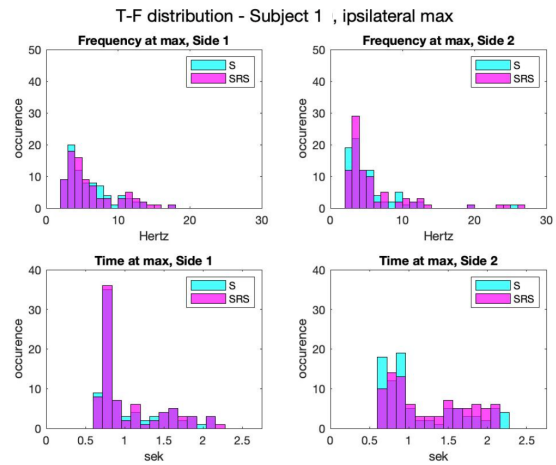
Figur 8 visar en *errorbar*-plot av de fyra olika spektrogrammen för vänster och höger kanaler (channel 1 & 2). En visuell skillnad syns mellan channel 1 och channel 2 i alla fyra fall. Spridningen runt medelvärdet för varje spektrogram är alla mellan  $0.5 \cdot 10^5$  till  $1.25 \cdot 10^5$  PSD (Power Spectral Density) vilket är en relativt stor variation med avseende på deras medelvärden som ligger mellan  $0.5 \cdot 10^5$  och  $2 \cdot 10^5$  PSD. Större spridning observeras mellan energinivåerna framtagna med S jämfört med SRS.



Figur 9. Histogram över energifördelningen av spektrogrammen vid ipsilateral analys. X-axeln visar energinivå och y-axeln visar förekomst av energinivån

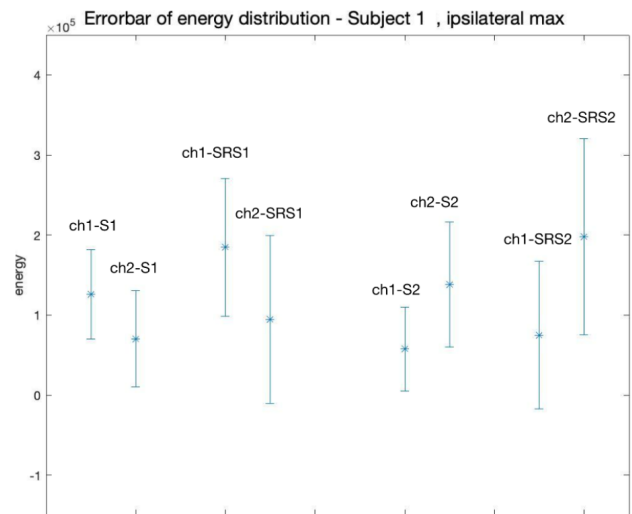
Motsvarande figur 6 är figur 9 ett histogram som visar den summerade energin för respektive försök, i alla 4 fall. Skillnaden här är att maxpunkten har plockats ut ipsilateralt. Detta innebär funktionen har plockat maxvärdet

från kanalerna på samma sida där stimulus inträffar, och sedan använt den punkten i tid och frekvens för att räkna ut energin för respektive sida. I figuren syns en något högre energi hos kanalen på samma sida som stimulus.



Figur 10. Histogram av fördelningen för frekvens och tidskomponenter i TF-punkterna som användes för jämförelse för respektive fall.

Figur 10 är utformad likt figur 7 men är istället baserad på data från ipsilateral selektion av maxpunkt.



Figur 11. Grafen visar medelvärde (stjärnor) samt dess standardavvikelse (staplar ovanför och under medelvärde) för maxpunkten i samtliga resulterande spektrogram.

Figur 11 visar en *errorbar*-plot av energinivåerna utplockade från alla fyra spektrogram vid ipsilateral analys. Energifördelningen visar på en något högre energi hos de kanaler vid samma sida som stimuli.

Samtliga figurer redovisade under "Resultat" är baserade på data från försöksperson 1. Ytterligare figurer skapades utifrån

datan från de restrerande 5 försökspersonerna, med maxpunkter utplockade kontralateralt. Dessa finns under "Bilaga", och kommer att kommenteras i diskussionen.

## VI. DISKUSSION

### A. Analys av resultat

I figurerna som visar energidistributionerna för kontralateral och ipsilateral maxpunkt kan skillnader mellan kanalerna observeras. I första fallet i figur 6, för ch1-S1 och ch2-S1, har staplarna med högre energi större förekomst för ch2-S1 än för ch1-S1, det vill säga att ch2-S1 hade mer energi än ch1-S1, vilket är ett väntat resultat eftersom den auditiva stimulsen triggar kontralateral aktivitet i hjärnan [5]. Samma skillnad mellan channel 1 och channel 2 ser vi i rutan nedanför för ch1-SRS1 och ch2-SRS1. Motsvarande fall med försöksserien side 2 i figur 6 påvisade skillnad åt andra hållet, att ch1-S2 hade högre energi än ch2-S2 samt att ch1-SRS2 hade högre energi än ch2-SRS2. I figur 9 ser man däremot en visuell skillnad. Till exempel för första fallet i figuren uppvisar ch1-S1 en större energi än ch2-S1 vilket är motsatsen till vad som observerades i figur 6. Detta kan ifrågasätta huruvida den observerade energiskillnaden mellan kanalerna i figur 6 är relevant eller om den är slumpmässig. Det är därför värt att belysa fallet med SRS1 för den vanliga, kontralaterala maxpunkten och den ipsilaterala. Skillnaden mellan kanalerna får bättre distinktion med användning av den vanliga maxpunkten än med den ipsilaterala vilket stödjer teorin om kontralateral bearbetning [5]. Följaktligen är det viktigt att vara medveten om vilka TF-punkter man jämför och vilka konsekvenser det får i framtida studier inom ämnet.

I figur 7 ser vi att låga frekvenser mellan 2-7 Hz dominerar bland de utplockade maxpunkterna, vilket tyder på förekomst av theta-vågor. Hjärnvågor i dessa frekvenser associeras med minnesprocesser [3]. Vi ser även närvaro av alpha-vågor (8 - 12) Hz i figuren, vilka sammankopplas med respons till stimulus och ett tillstånd av uppmärksamhet [12]. Att vi finner dessa typer av vågor verkar intyga att rätt frekvenser har plockats ut ur ett fysiologiskt perspektiv - då experimentet bestått av auditiv stimulus samt minnesinkodning. Även värt att notera är den stora mängden maxvärden som hittats kring tiden 100 ms - 200 ms efter stimulus. Detta är sant både för analysen med S och SRS, samt för stimulus i respektive öra. Detta är en rimlig tid att upptäcka en ökning i aktivitet i experimentet [1]. Detta styrker därmed ytterligare att algoritmerna till stor del plockar ut det relevanta maxvärdet som relaterar till stimulus. I figur 10 kan man se att TF-punkterna är inom samma område som för figur 7. Kontralaterala maxpunkten och ipsilaterala maxpunkten är nära varandra i både tid och frekvens. Detta medför att man kan vara säker på inom vilken tid och frekvens som en ERP inträffar oavsett sida.

Trots att figur 8 och 11 illustrerar en visuell skillnad mellan channel 1 och channel 2, kan inte skillnaden styrkas statistiskt. Staplarna för respektive standardavvikelse överlappar vilket innebär att vi inte kan dra några slutsatser kring huruvida skillnaden är statistiskt signifikant eller ej. Dock är det värt att poängtera att ett mindre överlapp tyder på en större sannolikhet för att det finns en betydande skillnad. Också värt att nämna

är att differensen mellan medelvärdena för spektrogrammen som producerades med metod SRS (runt  $1 * 10^5$ ) är större än för motsvarande spektrogram som producerades med metod S (runt  $0.5 * 10^5$ ).

Metod S och metod SRS ger båda en distinktion i energinivå mellan de båda kanalerna för de olika försöksserierna. Metoderna särskiljer sig mest i resultatet med avseende på spridningen i energinivå. Metod SRS har högre energinivåer än metod S. Detta beror förmodligen på att SRS har via algoritmen ReSTS inkluderat energier utanför dt-df-området i *energy\_of\_square* i sin interna summering och därmed fått högre energinivåer. På grund av detta blir energiskillnaden större mellan channel 1 och channel 2 med metod SRS.

Motsvarande resultat från de andra testpersonerna (subject 2 till 6) som hittas i bilagan påvisar liknande skillnader i energi mellan channel 1 och channel 2 som visas för testperson 1. Dessutom är resultaten för TF-punkterna inom samma område som för testperson 1. Resultaten för testpersonerna skiljer sig dock i andra avseenden. Till exempel är energinivån generellt högre för 'subject 4' och mer utspridd över x-axeln. Detta kan bero på fluktuationer i konduktivitet i kontakten mellan elektroderna och testpersonens skalp.

### B. Val av tids-och frekvensspann

I vår analys av datan valde vi både att sampla ner signalerna samt applicera ett högpasfilter. Rådatan från experimenten var samplad med frekvensen 500 Hz, vilket innebar att det analyserbara frekvensinnehållet sträckte sig upp till 250 Hz. Här gjorde vi en avgränsning och bestämde oss för att endast analysera frekvenser upp till 30 Hz, då dessa bedömdes mest relevanta för studien ur ett fysiologiskt perspektiv. I detta beslut togs de eventuella riskerna med nedsampling i övervägande, då detta riskerar vikning av de högre frekvenserna samt en förlust av allt frekvensinnehåll över 30 Hz. Högpasfiltret som applicerades på signalen är en inbyggd metod i MatLab, och passbandsfrekvensen valdes till 2 Hz. Detta filter innebär att alla frekvenser under 2 Hz kasseras, och även lägre frekvenser strax över 2 Hz kommer på grund av filtrets utformning att dämpas. Då theta-vågorna börjar vid 4 Hz bedömdes detta som en relevant avgränsning med tanke på i vilka frekvensband vi letade i.

Utöver detta begränsades studien i tidsspann. Då den auditiva stimulsen introducerades vid tid 0.6 så valde vi att kassera de maxpunkter som inträffade innan dess, och i samråd med Johansson valde vi även att bortse ifrån alla maxpunkter som inträffade efter 2.2 sekunder. Detta motiverades med att studien syftar till att undersöka minnesinkodning till följd av stimulus, som sker inom 1-2 sekunder, och inte påbörjas innan tid 0.6. Därför bedömdes 0.6 - 2.2 sekunder vara det relevanta tidsspannet att studera.

### C. Felkällor

Alla modifieringar av rådatan medför en risk för felkällor. Genom att begränsa frekvens- och tidsspannet kan viktiga fynd helt försvinna och inte uppmärksammas i analysen. Högpasfilter kan leda till distortion och artefakter i signalen,

och göra att metoden plockar ut falska händelser. All behandling och avgränsning av datan har diskuterats utförligt och applicerats i så låg utsträckning som möjligt för att bevara datans riktighet, men har behövts för att genomföra relevant analys för att besvara studiens tes.

#### D. Etik

Det här projektet utfördes med syfte att bidra till ett forskningsfält som kan vara avgörande för hur man ska upptäcka patologisk hjärnaktivitet tidigt. Att kunna detektera sjukdomar som till exempel demens tidigt är viktigt för att kunna studera och bota sjukdomen. Därför är det av stort intresse att utveckla fler metoder för detektion för att kunna diagnostisera neurologiska sjukdomar tidigare och med mer säkerhet. Projektet har utförts med respekt för forskningens integritet. Vi som utförde studien har ingen personlig gagn i att få fram ett resultat som stödjer tesen. Dessutom var datan som vi erhållit av Johansson helt anonymiserad och inte kopplad till testpersonerna i fråga vilket gjorde det enkelt att undvika problematik sett till personuppgifter och dataskyddsförordningar som GDPR. På så sätt behandlades datan utan påverkan av vem testpersonen var och risken för jäv eller intressekonflikter undveks.

#### E. Hållbarhet

Med avseende på hållbarhet så har den här studien inte krävt större materiella resurser och utfördes helt och hållet på egna, redan använda datorer vilket gjorde det enkelt att inte bekosta miljön nämnvärt.

## VII. SLUTSATS

Resultaten visar att det går att se visuell skillnad på aktiviteten i hjärnhalvorna med metod S och metod SRS men att dess medelvärde och standardavvikelser tyder på att det kräver mer statistiskt signifikanta resultat för att styrka skillnaden statistiskt.

Metod SRS var bättre än metod S på att skilja på aktiviteten i hjärnhalvorna med avseende på att skillnaden i energi mellan hjärnhalvorna var större i SRS än S. Det är dock värt att poängtera att det inte är bevisat i den här studien huruvida den ökade energiskillnaden är direkt kopplad till den studerade händelsen eller om det är slumpmässigt.

Dessa resultat lägger en bra grund för fortsatta studier inom ämnet, där mer undersökning på större mängder data kan leda till mer konkreta slutsatser.

## VIII. EFTERORD

Vi vill rikta ett stort tack till våra handledare, Maria Sandsten och Mikael Johansson. De har varit till oundgänglig hjälp i genomförandet av projektet och bidragit med många värdefulla insikter.

Arbetet med studien, dataanalys och rapporten har gjorts gemensamt och delats upp jämnt mellan författarna.

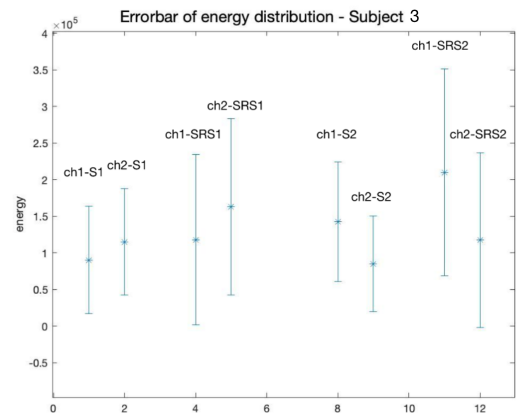
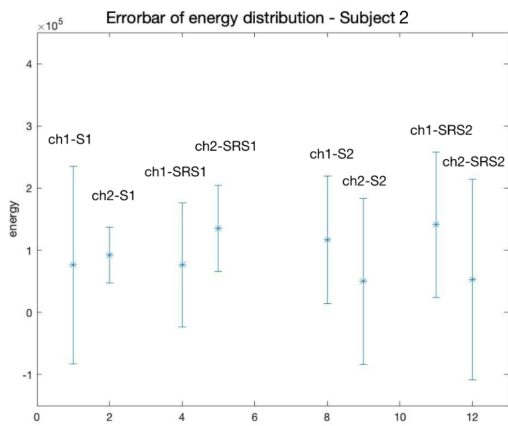
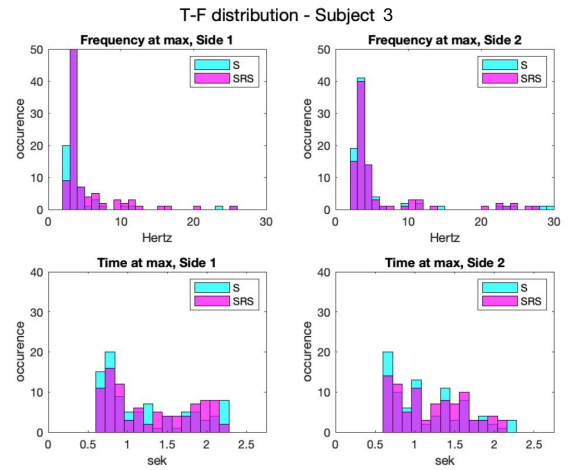
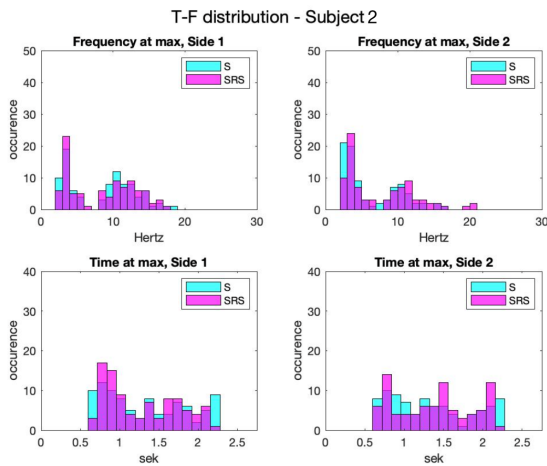
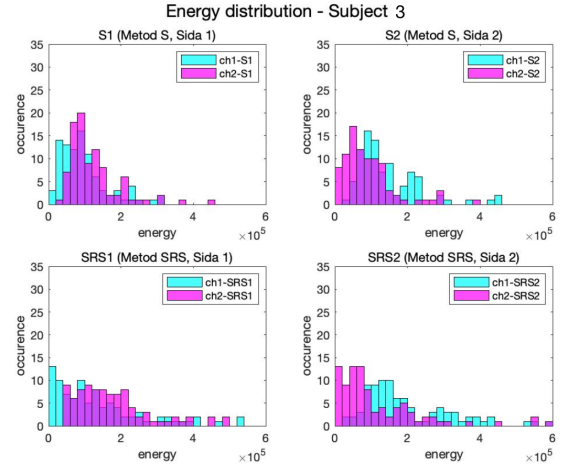
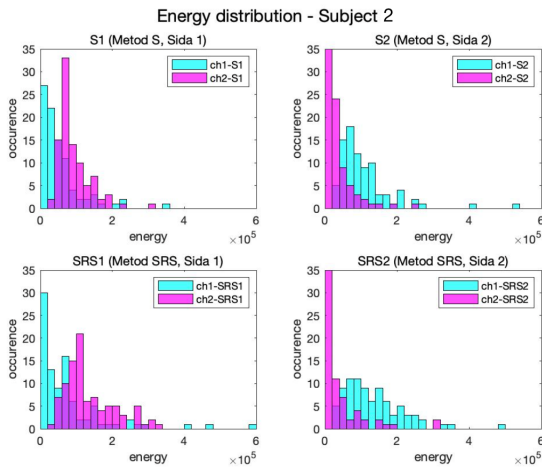
## REFERENSER

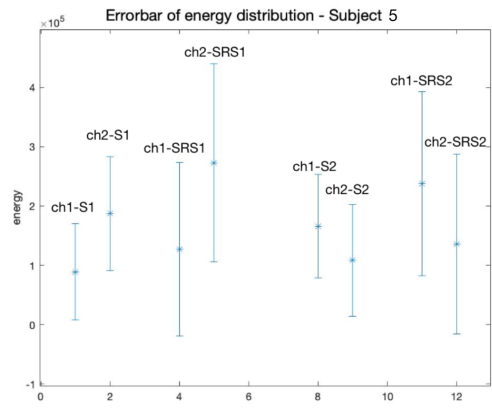
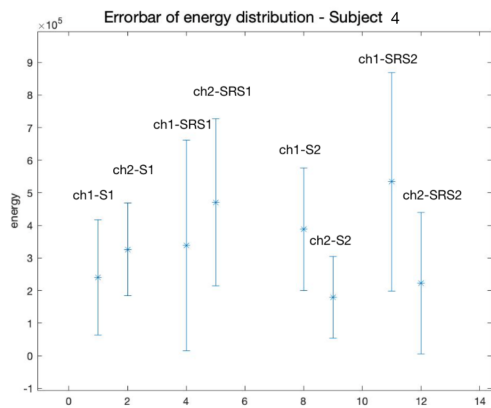
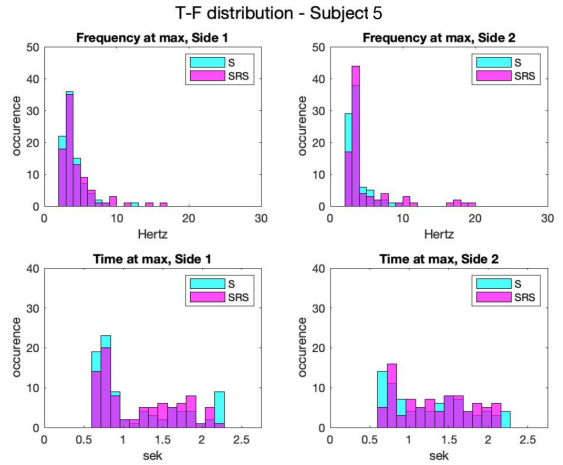
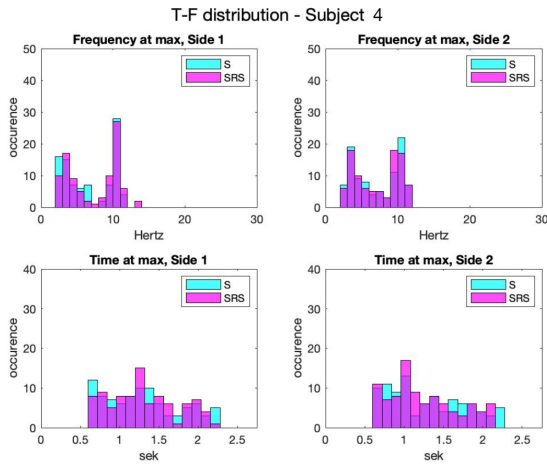
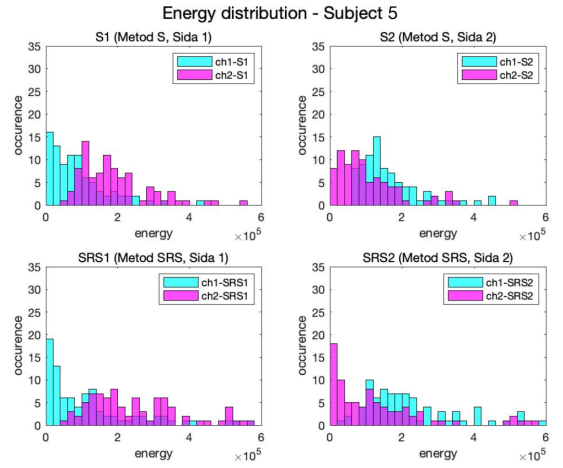
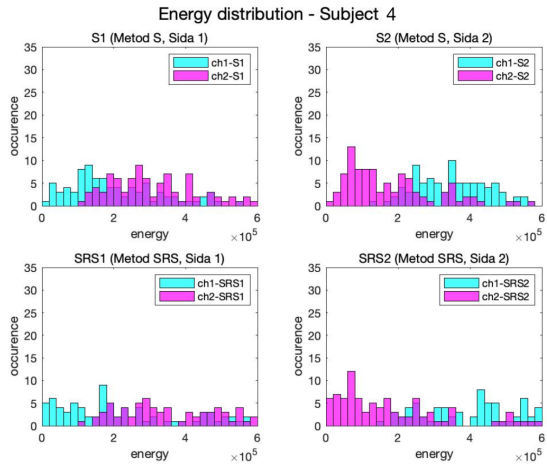
- [1] K. Nidal, A. Saeed Malik. "Introduction to EEG and ERP signals" *EEG/ERP Analysis: Methods and Applications* CRC-press, Taylor and Francis Group, pp. 2-15, 2014 .
- [2] S. Mujawar, J. Patil, B. Chaudhari, D. Saldanha. "Memory: Neurobiological mechanisms and assessment," *Industrial psychiatry journal.*, vol. 30, suppl. 1, pp. 311–S314, 2021.
- [3] A.R. Nikolaev, I. Bramão, R. Johansson, M. Johansson. "Episodic memory formation in unrestricted viewing," *NeuroImage.*, vol. 266, 2023.
- [4] P.A. Abhang, B.W. Gawali, S.C. Mehrotra. "Chapter 2 - Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus," *Introduction to EEG- and Speech-Based Emotion Recognition.*, Academic Press, pp. 19-50, 2016.
- [5] Y.S. Sininger, A. Bhatara. "Laterality of basic auditory perception," *Laterality.*, vol. 17, pp. 129–149, 2012.
- [6] J.O. Smith, *Mathematics of the Discrete Fourier Transform (DFT) with Audio Applications*. Second Edition, 2007.
- [7] M. Sandsten, J. Brynolfsson. "The Scaled Reassigned Spectrogram with Perfect Localization for Estimation of Gaussian Functions," *IEEE Signal Processing Letters.*, vol. 22, pp. 100–104, 2015.
- [8] I. Reinhold, M. Sandsten, J. Starkhammar. "Objective detection and time-frequency localization of components within transient signals," *The Journal of the Acoustical Society of America.*, vol. 143, 2018.
- [9] J. Starkhammar, I. Reinhold, T. Erlöv, M. Sandsten. "Scaled reassigned spectrograms applied to linear transducer signals," *JASA Express Lett.*, 1 (5): 052001, 1 May 2021.
- [10] R. Oostenveld, P. Fries, E. Maris, JM. Schoffelen. "FieldTrip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data," *Computational Intelligence and Neuroscience.*, Volume 2011, Article ID 156869, 2011.
- [11] Liu, Shuang, Long, Chen, Guo, *et al.* "Incorporation of Multiple-Days Information to Improve the Generalization of EEG-Based Emotion Recognition Over Time," *Frontiers in Human Neuroscience.*, 12, 2018.
- [12] C.S. Herrmann, D. Strüber, R.F. Helfrich, A.K. Engel. "EEG oscillations: From correlation to causality," *International Journal of Psychophysiology.*, vol. 103, pp. 12-21, 2016.



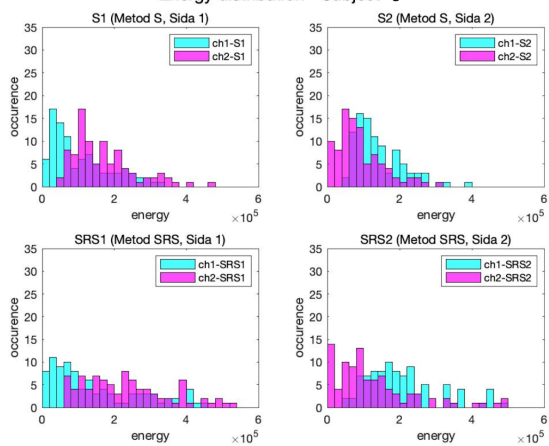
BILAGA

I samtliga figurer i bilagan har axlarna harmoniserats och givits samma värden för att ge en tydlig överblick av skillnaderna mellan olika försökspersonerna. Detta innebär att i vissa fall finns det resultat som hamnar utanför figurerna.

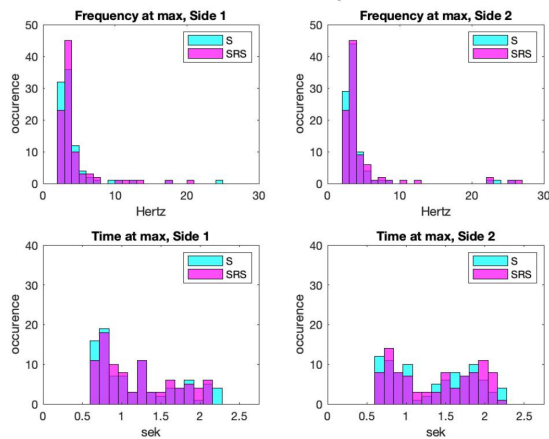




Energy distribution - Subject 6



T-F distribution - Subject 6



Errorbar of energy distribution - Subject 6

