
Instrumentering til opsamling af fysiologiske signaler

Design af EEG-system til anvendelse i neurofeedback

Semesterprojekt
16gr3403

Aalborg Universitet
Sundhedsteknologi





Rapport sideantal: 73
Bilag sideantal: 20
Total sideantal: 93
16. december 2016
Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet

Sundhedsteknologi
Fredrik Bajers Vej 7
9220 Aalborg
<http://www.smh.aau.dk>
Synopsis:

Undertitel:

Design af EEG-system til anvendelse i neurofeedback

Projekt:

Instrumentering til opsamling af fysiologiske signaler

Projektperiode:

September 2016 - December 2016

Semester:

3. semester

Projektgruppe:

16gr3403

Gruppemedlemmer:

Inga L. Petersen
Mads Fedders
Marianne G. Steinfeldt
Roshaan A. Mughal
Weronika Nowakowska

Vejleder:

Thomas Nørgaard Nielsen

I Danmark er 1 % af befolkningen diagnosticeret med epilepsi og 1-3 % med ADHD. På nuværende tidspunkt behandles disse sygdomme vha. medicin. Det er ikke alle patienter, der kan behandles vha. medicin, og derudover er der bivirkninger. Der kan ses et behov for en alternativ metode til behandling af patienter med epilepsi og ADHD, især for børn og gravide kvinder. Neurofeedback er en ikke-invasiv behandlingsmetode, der ikke har bivirkninger eller begrænsninger ift. anvendelse. Design af EEG-systemet blev tilpasset til opsamling af alfa- og beta frekvenser. Systemet blev testet på fem forsøgspersoner, og der kunne identificeres alfa- og beta aktiviteter hos alle forsøgspersoner. Der bliver konkluderet, at EEG-systemet opfylder kravspecifikationerne og har potentiale til anvendelse i neurofeedback træning.

Rapportens indhold er frit tilgængeligt, men offentliggørelse (med kildeangivelse) må kun ske efter aftale med forfatterne.

Forord

Denne projektrapport er udarbejdet af projektgruppe 16gr3403 på 3. semester Sundhedsteknologi, Aalborg Universitet, i tidsperioden 2. september til 19. december 2016. Projektets tema er instrumentering til opsamling af fysiologiske signaler.

Gruppen vil gerne sige tak til deres vejleder, Thomas Nørgaard Nielsen, for god vejledning og godt samarbejde. Yderligere rettes tak til ingeniørassistent Jan Stavnshøj og Aalborg Universitet for tildeling af midler, som muliggjorde dette projekt.

Læsevejledning

Rapportens kildehenvisninger angives efter Harvard (forfatter, årstal) metoden. Litteraturlisten er opstillet i alfabetisk rækkefølge. Først ses betegnelsen på kilden. Fremkommer kildehenvisning foran punktum, betyder det, at kilden kun gælder for sætningen. Hvis kildehenvisning står efter punktum, betyder det, at kilden gælder for hele afsnittet.

Til visse ord, som ikke anvendes i daglig tale eller kræver faglig baggrundsviden, er der indsat fodnoter i bunden af den tilhørende side.

Til de tilhørende afsnit er figurer, tabeller og billeder angivet i tal ud fra det enkelte afsnit. Ved forkortelser er ordet skrevet først, og efterfølgende er forkortelsen angivet i parentes. Denne forkortelse anvendes i resten af rapporten og er vist i listen over forkortelser.

Litteraturlisten er opstillet i alfabetisk rækkefølge.

Inga L. Petersen

Marianne G. Steinfeldt

Weronika Nowakowska

Mads Fedders

Roshaan A. Mughal

Liste over forkortelser

Analog-to-digital converter	ADC
Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder	ADHD
Brain-Computer Interface	BCI
Common-mode rejection ratio	CMRR
Centralnervesystem	CNS
Computertomografi	CT
Elektroencefalogram/-grafi	EEG
Elektromyografi	EMG
Electrooculography	EOG
Functional Magnetic Resonance Imaging	fMRI
Methylphenidate	MPH
Magnetic Resonance Imaging	MRI
Neurofeedback	NF
Neurofeedback træning	NFT
Operationsforstærker	op-amp
Quantative EEG	QEEG
Slow Cortical Potential	SCP

INDHOLD

1	Indledning	3
2	Problemanalyse	4
2.1	Neurofeedback som en form for biofeedback træning	4
2.2	BCI	6
2.3	EEG	7
2.4	Signal forbehandling i form af digitalisering af EEG og EEG-artefakter . .	11
2.5	Støj	12
2.6	Beregning af EEG-karakteristiske egenskaber gennem signalbehandling . .	14
2.7	Generering af et feedback signal	14
2.8	Læringskarakteristikker og hjernens reaktion for feedback	14
2.9	Overførsel af EEG-signaler til en computer	15
2.10	Metoder til undersøgelse af hjerneaktivitet	16
2.11	Hjernebølger	16
2.12	Hjernens anatomi og fysiologi	17
2.13	Anvendelse af NF til behandling af Epilepsi og ADHD	21
2.14	Projektafgrænsning	25
3	Problemformulering	26
4	Løsningsstrategi	27
5	Kravspecifikationer	28
5.1	Overordnede krav til systemet	28
5.2	Strømforsyning	29
5.3	Opsamling af EEG-signal	29
5.4	El- og patientsikkerhed	30
5.5	Første forstærkning	30
5.6	Filter	32
5.7	Anden forstærkning	33
5.8	ADC	34
5.9	Computer	34
5.10	Opsamling	34
6	Systemdesign	36
6.1	Strømforsyning	36
6.2	Opsamling af EEG-signal	36
6.3	El- og patientsikkerhed	38
6.4	Første forstærkning	38
6.5	Filter	40
6.6	Anden forstærkning	43
6.7	ADC	45

7 Test	46
7.1 Test af forstærker	47
7.2 Test af filtre	51
7.3 Test af det samlede analoge kredsløb	55
8 Forsøg	56
8.1 Præsentation af forsøget	56
9 Evaluering	63
9.1 Patientsikkerhed	63
9.2 Elektrodeplacering	63
9.3 Forstærkning	63
9.4 Filter	64
9.5 Systemet	66
9.6 Forsøg	66
10 Diskussion	67
11 Konklusion	69
Litteratur	69
12 Bilag	74
12.1 Operationsforstærker	74
12.2 Udregning af komponenter i filter blokken	76
12.3 Test af filtre	78
12.4 Forsøgsprotokol	85
12.5 Forsøgsresultater	87
12.6 Matlab kode	90

KAPITEL 1: INDLEDNING

Epilepsi og Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder (ADHD) er et aktuelt problem for Danmark. Der er 55.000, som er diagnosticeret med epilepsi [Epilepsiforeningen, 2016]. Yderligere er 2-3 % af børn og 1-3 % af voksne ramt af ADHD [Wang et al., 2013]. Disse sygdomme behandles primært med medicin, men da det ikke er gavnlige for alle patienter, er der brug for en alternativ behandlingsmetode, som ikke har mange bivirkninger og som kan bruges til større patientgrupper [Sabers, 2008].

Et eksempel på en alternativ behandlingsmetode er neurofeedback træning (NFT). NFT er en form for træning, hvor elektroencefalografi (EEG) bruges til at registrere hjerneaktivitet, som efterfølgende analyseres og behandles, for at sende feedback til ADHD- og epilepsipatienter [Huster et al., 2014].

Under NFT for ADHD- og epilepsiramte er der sat fokus på beta hjernebølger, som har et frekvensområde på 13-30 Hz. Beta bølgerne kan ses, når en person er koncentreret [Hammond, 2011]. For at udføre NFT er der behov for et system, som kan opsamle og analysere EEG-signaler og give feedback [Holger Gevensleben and Heinrich, 2014].

I projektet designes et system mhp. anvendelse til NFT for ADHD- og epilepsipatienter.

KAPITEL 2: PROBLEMANALYSE

2.1 Neurofeedback som en form for biofeedback træning

I følgende afsnit vil der blive redegjort for neurofeedback (NF). Ydermere vil der blive redegjort for opsætning af Brain-Computer Interface (BCI).

NF er en proces, hvor aktivitet i hjernen registreres, kvantificeres og derefter tilbagesendes i form af visuelle, auditive eller taktile stimuli [Huster et al., 2014].

Signalerne fra hjernen opsamles primært ved brug af et elektroencefalogram (EEG), fordi EEG repræsenterer den mest dominerende målemetode og har mest potentiale til at anvendes til real-time feedback. Den elektriske aktivitet i hjernen omdannes til feedback-signaler via BCI vha. en computer og software. Ved at bruge visuel, auditiv eller taktil feedback til at stimulere læring af hjernen, har den primære anvendelse af biofeedback træning været med til at forbedre kognitiv præstation og hjernens afslapning, gennem øget alfa bølger eller relaterede bølgerytmer [Huster et al., 2014][Collura et al., 2015].

En række yderligere fordele, der stammer fra centralnervesystemets (CNS) forbedrede formåen til positivt at påvirke koncentrationen og afslapningscyklussen, kan også opnås [Collura et al., 2015]. NF procedurer har f.eks. været succesfuldt anvendt til at ændre deltagernes alfa- eller gamma aktivitet, for derved at øge de kognitive evner i mental rotation og hukommelse eller i visuel påvisning [Huster et al., 2014].

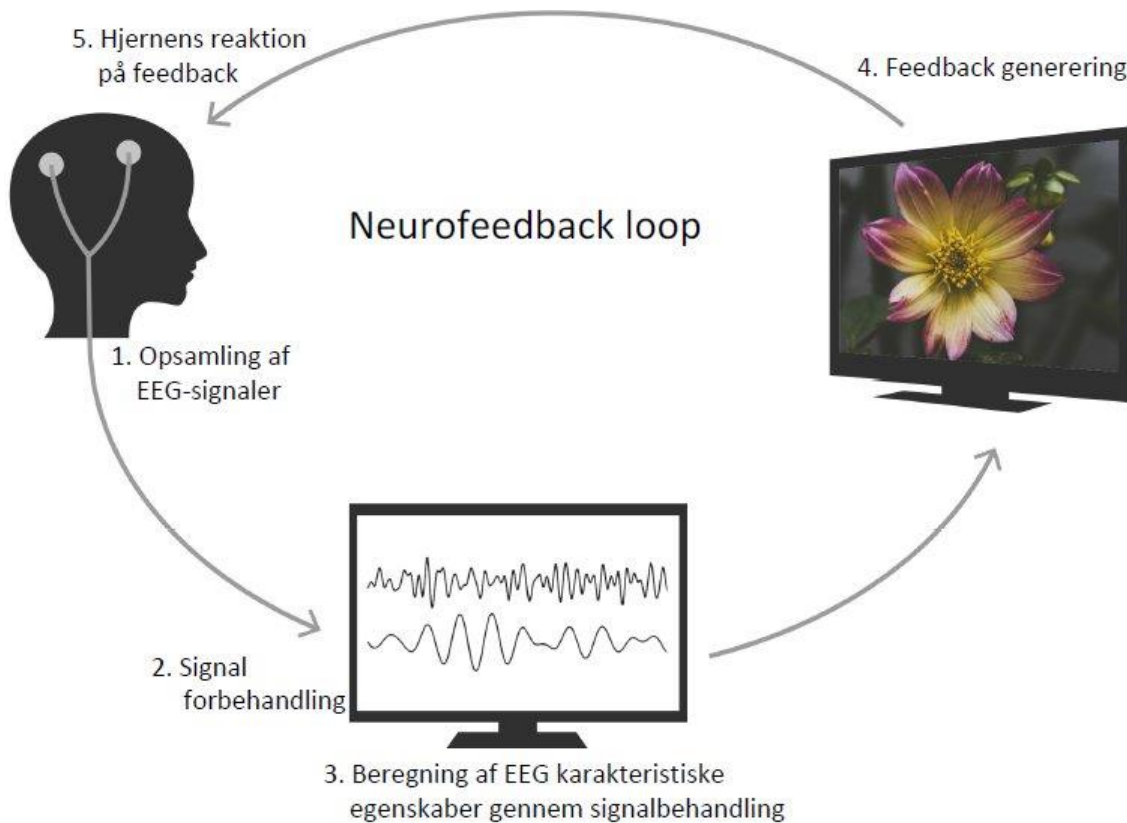
NF træning har allerede været i brug i længere tid og repræsenterer sandsynligvis selv de tidligste anvendelser af BCI. Grunden til dette er, at mange psykiatriske lidelser er forbundet med funktionsfejl i hjernen, og derfor vurderes en procedure, der består af selvtræning, som gavnlig for helbredelsen [Angelakis et al., 2007].

På nuværende tidspunkt ses NF ikke som en "hurtig kur" eller et "one size fits all"-indgreb, der garanterer en løsning på alle sygdomme. Det er snarere et evidensbaseret supplement til eksisterende former for behandling. Derfor anbefales det, at psykologer, ergoterapeuter og andre fagfolk indarbejder NF i deres arbejde eller henviser patienter til NF terapeuter. NF bruges bedst, når det udnytter hjernens plasticitet til at støtte og styrke de kliniske mål i overensstemmelse med evidensbaseret praksis [Huster et al., 2014][Collura et al., 2015].

Med NF bliver en person opmærksom på visse af hans eller hendes egne hjerneaktiviteter, og disse indføres derefter i bevidstheden i form af NF erfaring. Dette er ikke kun et terapeutisk trick, fordi det introducerer et element af frivillig såvel som ufrivillig kontrol til kritiske aspekter, der er blevet skjult, som nu er blevet en del af patientens beslutningsproces repertoire. NF konfigureres på mange forskellige måder, således at den ydre tilkendegivelse af hjernens aktivitet, der vises på computerskærmen, giver potentiale til forandring. Det er som en person, der aldrig har set et spejl, pludselig bliver i stand til at se sig selv, og ud fra de nye informationer kan ændre sin adfærd og fremtoning [Huster et al., 2014][Collura et al., 2015].

Der fastlægges et sæt af grænseværdier for EEG-signalet, således at når EEG-aktiviteten falder inden for disse grænseværdier, bliver det præsenteret for personen som et belønningssignal. Belønningen gives, når EEG følger principperne i den forudbestemte behandlingsmetode, som er operant condition træning, også kaldt instrumental behandling, og blev demonstreret så tidligt som 1941. Siden dengang er det blevet fastslået, at mange læringsteori-principper som placebo m.m., er involveret i metoden kendt som NF.

Oplysninger om hvordan belønninger skal anvendes og hyppigheden af anvendelsen, er ikke de eneste overvejelser involveret i denne komplekse læringsproces [Huster et al., 2014].



Figur 2.1: Her ses en grundlæggende opsætning af BCI til NF.

Grundlæggende opsætning af NF

Generelt består et NF-system af fem forarbejdningstrin, som kan ses på figur 2.1:

- 1. Opsamling af signaler fra hjernen vha. EEG
- 2. Signal forbehandling
- 3. Beregning af EEG-karakteristiske egenskaber gennem signalbehandling
- 4. Generering af et feedback-signal (visuel, auditiv, taktil m.m.)
- 5. Læringskarakteristikker og hjernens reaktion på feedback

Efter optagelsen af EEG skal data forbehandles, f.eks. i form af artefakt påvisning, filtrering eller korrektion. Mønstre skal dannes og udtages, hvorefter feedback-signalet skal beregnes og præsenteres. Det sidstnævnte trin lukker tilbageløbsloopet ved, at patienten forsøger at lære at bruge tilbageløbssignalet. Dette har til formål at ændre hjernens aktivitet i overensstemmelse med instruktionerne [Huster et al., 2014].

Dermed menes, at alle ovennævnte skridt skal udføres samtidigt [Huster et al., 2014][Coltura et al., 2015].

2.2 BCI

BCI er en metode, som baseret på optagelser af hjerneaktivitet kan levere data, der beskriver menneskelige funktioner. BCI er en kommunikationsenhed, der oversætter hjerneaktivitet til beskeder og styre-signaler til andre enheder. BCI giver derfor brugeren mulighed for at udføre handlinger vha. "tankeprocesser". BCI skal imidlertid ikke forstås som en tankelæsnings-enhed eller et system, der bogstaveligt kan oversætte vilkårlige kognitive aktiviteter. Tværtimod kan BCI kun påvise veldefinerede tidligere fastlagte hjerneaktivitets mønstre. Parametre fra tilsvarende forudsigende modeller udledes normalt ved at anvende overvågede maskinlærings- og mønstergenkendelses-metoder [Teplan, 2002a]. BCI optager hjernens aktivitet inden for et bredt spektrum, som f.eks. ambulantly overvågning, kontrol af proteser eller etablering af kommunikation med lammede personer [Huster et al., 2014]. NF informerer brugeren om vedkommendes hjerneaktivitet vha. real-time feedback. Dette kan i det visuelle område f.eks. præsenteres som et rektangel, hvis farve afhænger af ændringer i den overvågede del af hjernen, se figur 2.1. Derved leveres en læringsmekanisme, hvormed det er muligt at manipulere egen hjerneaktivitet [Huster et al., 2014].

Faser i BCI

BCI består af tre komponenter:

1. Registrering af aktiviteten direkte fra hjernen (invasiv eller ikke-invasiv)
2. Feedback til brugeren i real-time
3. Systemet skal have bevidst kontrol. Det vil sige, at brugeren skal foretage et mentalt valg, når denne ønsker at opnå et mål med BCI

En enhed, der kun passivt registrerer ændringer i hjernens aktivitet, der opstår uden nogen hensigt, såsom EEG-aktivitet der opstår ved arbejde, ophidselse eller under søvn, er ikke en BCI. Selvom de fleste forskere accepterer udtrykket BCI og dets definition, er andre begreber blevet anvendt til at beskrive denne særlige form for menneske-maskine-grænseflade [Scherer et al., 2013].

For at få en bedre forståelse af BCI som en del af NF, er det nødvendigt at vide, hvordan hjerneaktivitet kan måles og anvendes til NF.

Metoder til måling af hjerneaktivitet

Der måles hjerneaktivitet for at kunne undersøge, både hvordan hjernen fungerer, men også for at kunne fastlægge hvordan diverse sygdomme påvirker hjernens struktur, samt om det er muligt at behandle disse sygdomme på sigt. Måder hvorpå hjernens aktivitet kan måles er bl.a. med computertomografi (CT-scanning), funktionel magnetisk resonans (fMRI) og EEG.

Rent teknisk udføres en CT-scanning ved at patienten lægges på et bord. Ved udførelse af en CT-scanning af hjernen lægges patienten med hovedet i CT-maskinen. Maskinen er udstyret med røntgenstrålingsudstyr, som roterer i den runde åbning. Placeret modsat udstyret til udsendelse af stråling, findes nogle enheder til detektion af strålingen. Dette skaber et tredimensionelt billede af organet, som scannes vha. strålingen. Det er muligt at have flere enheder til både udsendelse og detektion af stråling, således at der kan scannes

fra flere vinkler samtidig, hvilket gør det muligt at lave hurtigere CT-scanninger. [Brenner and Hall, 2007]

Udførelse af fMRI-scanninger foregår meget ligesom CT-scanninger, idet at patienten lægges i en maskine. Denne maskine skaber et magnetisk felt, som er meget kraftigt, ofte op mod 3 tesla [Leibniz Institut for Primate Research, 2016][Oxford University, 2016], frem for at udsende stråling. Det er muligt at måle de magnetiske forskelle mellem iltet blod og afiltet blod, når dette udsættes for et magnetisk felt, som er skabt af MRI-scanneren. Dette kaldes for BOLD fMRI, for det engelske “Blood Oxygen Level Dependent”, altså en måling afhængig af oxygen-niveauet i blod. Da de magnetiske poler peger i tilfældige retninger under normale omstændigheder, og styrken af signalet fra vandmolekylerne i blodet derfor varierer, skaber et magnetisk felt en større magnetisk styrke afhængig af iltmængden. Dette gør det muligt at skelne mellem både hvid og grå masse, samt cerebrospinalvæske [Oxford University, 2016]. Selve målingen foregår typisk gennem en blok-måling, hvor der udføres to forskellige aktiviteter med interval af 30 sekunder. Eksempelvis kan en visuel opgave udføres i 30 sekunder, hvorefter patienten lukker øjnene og slapper af i 30 sekunder. Grundet tilstrømningen af iltet blod ved hjerneaktivitet, er det muligt at se ændringer i kontrasten ved udførelse af en fMRI, hvilket skaber et overblik over, hvor i hjernen selve aktiviteten foregår [Matthews and Jezzard, 2004][Fox and Raichle, 2007].

EEG udføres ved påmontering af elektroder på kraniet eller invasivt på selve hjernen, således at neuronernes elektriske aktivitet i hjernen, hjernebølgerne, kan opfanges. Før påsætning klargøres området, hvor eksempelvis hår eller fedt fjernes fra hovedbunden på kraniet. [Jasper, 1958]

2.3 EEG

Forudsætningen for et succesfuldt NF-system er en god signalkvalitet i det opsamlede EEG-signal. Det er derfor vigtigt at forstå principper ved EEG, hvordan signaler fra hjernen opsamles vha. EEG, og hvordan målingerne fra hovedbunden afspejler hjernens aktivitet.

2.3.1 EEGs grundlæggende principper

EEG har gennem de sidste årtier været en velkendt metode i kliniske og forskningsmæssige sammenhænge. EEG-udstyr er billigt og forholdsvis nemt at anvende. Den tidsmæssige opløsning¹ er god. EEG er et bioelektrisk potentiale, der optages fra overfladen af hovedet vha. passende elektroder og instrumentering. EEG giver mulighed for at identificere og evaluere flere typer af hjernesygdomme og abnormiteter, herunder epilepsi, hovedlæsioner, slagtilfælde og andre sygdomstilstande. Når epilepsi eksempelvis er til stede, vil anfaldsaktivitet fremstå som hurtige, spidse bølger på et EEG. Mennesker med læsioner i hjernen, der kan skyldes tumorer eller slagtilfælde, kan have særligt langsomme EEG-bølger, afhængig af størrelsen og placeringen af læsionen. EEG kan også anvendes til at diagnosticere andre lidelser, der påvirker hjernens aktivitet, såsom Alzheimers sygdom, visse psykoser, samt søvnforstyrrelse [Collura et al., 2015].

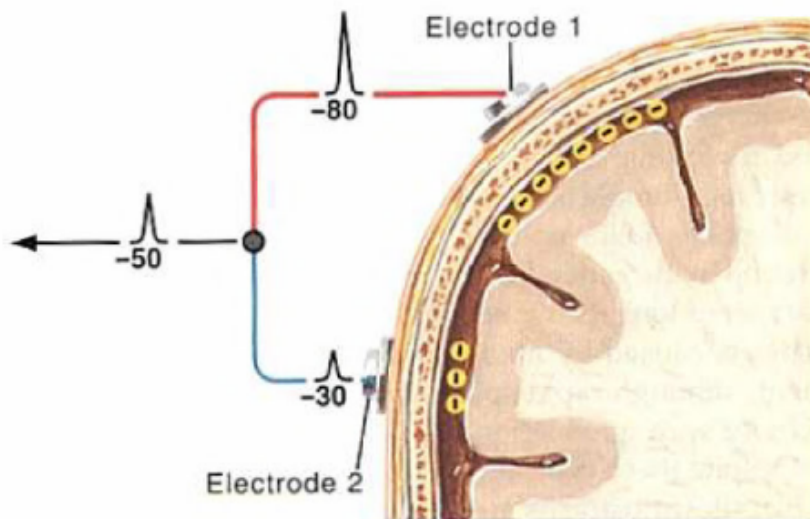
EEG er den mest almindelige optagelsesmetode brugt til opsamling af hjernens elektriske

¹Evnens til at detektere ændringer inden for et bestemt tidsinterval.

aktivitet og anvendes som et effektivt værktøj i NF. Generelt kræver EEG analyse, digitalisering og visualisering af de biologiske signaler, for at gøre det muligt at undersøge bølgeformerne [Huster et al., 2014].

Et elektrisk potentiale genereret af en enkelt neuron er alt for lille til at blive opfanget ved EEG. EEG-aktivitet afspejler derfor altid summen af den samtidige aktivitet af tusinder eller millioner af neuroner fordelt i netværk af neuroner. EEG-aktivitet viser, at disse samtidige aktiviteter svinger i bølger inden for specifikke frekvensbånd og rumlig fordeling på tværs af hjernen. Visse frekvensbånd er tilknyttet bestemte hjernefunktioner, f.eks. at gå eller forskellige stadier af afslapning eller søvn. Svingningerne i disse frekvenser måles i hertz (Hz), dvs. hvor ofte en elektrisk bølge passerer middellinjen eller nulpunktet inden for ét sekund [Kirk, 2016].

På figur 2.2 kan ses, hvordan et EEG-signal fra hjernen overføres til elektroder.



Figur 2.2: EEG måler forskelle på de elektriske potentialer på hovedbunden, der genereres ved neurale aktiviteter i cortex. Neuroner der sender neurologiske signaler via deres synapser virker som dipole kilder. [Górriz et al., 2011]

2.3.2 EEG-komponenter og deres egenskaber

EEG består typisk af en kompleks bølgeform, der indeholder en blanding af frekvenser. Især to betragtninger er essentielle for udpegning af bestemte dele af signalet. Den første betragtning er, at det ofte er en bestemt type af bølger, der er dominerende. Når dette optræder, kan det antages, at EEG-signalet ligger inden for et bestemt frekvensområde, f.eks. delta eller theta. Den anden betragtning er, at når frekvensområder eller filtre anvendes, bliver det muligt at isolere et frekvensbånd, selvom det optræder sammen med andre signaler. Derfor kan frekvensbåndet, uanset hvilke frekvenser der er dominerende, om nogen overhovedet, altid udpeges vha. computer beregning.

Som tidligere nævnt producerer de elektriske aktiviteter i hjernen ganske små, men målbare, elektriske potentialer på hovedbundens overflade. Selvom potentialerne produceret af hjernen er i størrelsesordenen 100 mV, er de reduceret med en faktor 1000, når de når hovedbunden. Derfor er hovedbundens potentialer i størrelsesordenen mikrovolt (μV). For

at kunne måle disse ganske små potentialer, er det nødvendigt med specielle forholdsregler i design og brugen af meget følsomme forstærkere. Den fundamentale egenskab ved en brugbar biologisk forstærker er, at der er tale om en differensforstærker [Collura et al., 2015].

2.3.3 Elektrodeplacering: 10-20 systemet

I 1947 blev der fremlagt nogle retningslinjer, som ville være med til at grundlægge et bestemt system til måling af EEG. Dette system indebar fire punkter.

Det første punkt var, at placeringen af elektroderne skulle afhænge af målinger af et standard kranium. Der skulle være proportionalitet mellem målingerne, størrelsen og formen af kraniet.

Punkt to var, at hele hovedet skulle dækkes på tilstrækkelig vis vha. en accepteret og officiel elektrodeplacering.

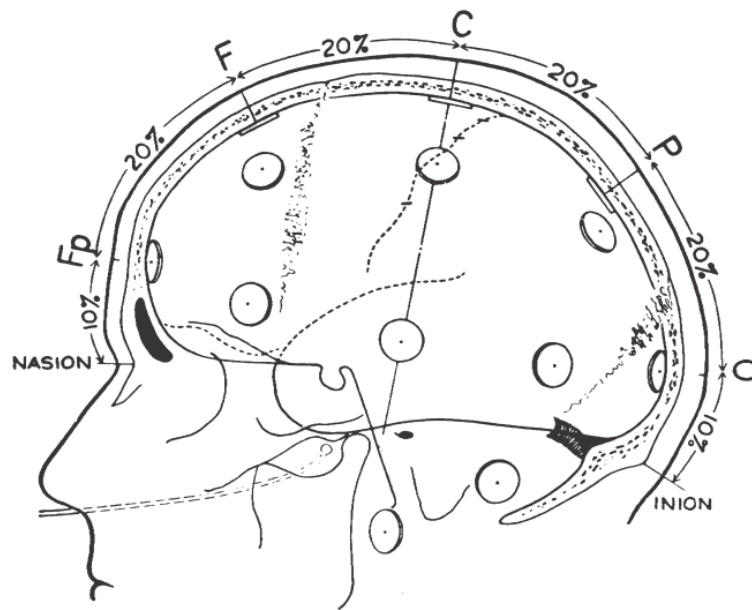
Punkt tre var, at betegnelserne af elektroderne skulle laves ift. de hjerneområder, som blev dækket af elektroder.

Punkt fire lagde op til, at der skulle gennemføres anatomiske studier, som kunne dokumentere sammenhængen mellem elektrodeplaceringen og de kortikale områder [George H. Klem, 1999].

Målemetoden er baseret på sammenhængen mellem placeringen af elektroder og underliggende områder af den cerebrale cortex. Disse er nasion, inion, venstre og højre præaurikulære punkter, som ligger anteriort for øret. Der startes med at måle i det anteriore-posteriore plan, fra nasion² til inion³ [Limited, 2012]. Disse målinger inddeles i fem områder, Fp, F, C, P og O. De står for hhv. fronto polar, frontal, central, parietal og occipital, og elektroder i dette plan placeres i de fem regioner. Det første mærke sættes ved 10 % af den samlede afstand fra nasion til inion. Dette markeres som Fp. Mellem Fp og F sættes et mærke efter 20 % af den totale afstand. Ligeledes gøres for F til C, C til P og P til O. O-mærket er 10 % over inion. Denne inddeling er illustreret på figur 2.3 [George H. Klem, 1999].

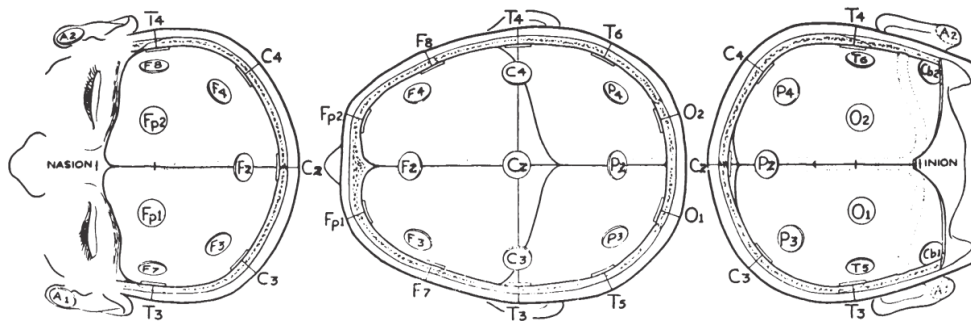
²Punktet mellem panden og næsen [Limited, 2012].

³Laveste punkt af kraniet, hvor der er en mærkbar bule indad/medialt [Limited, 2012].



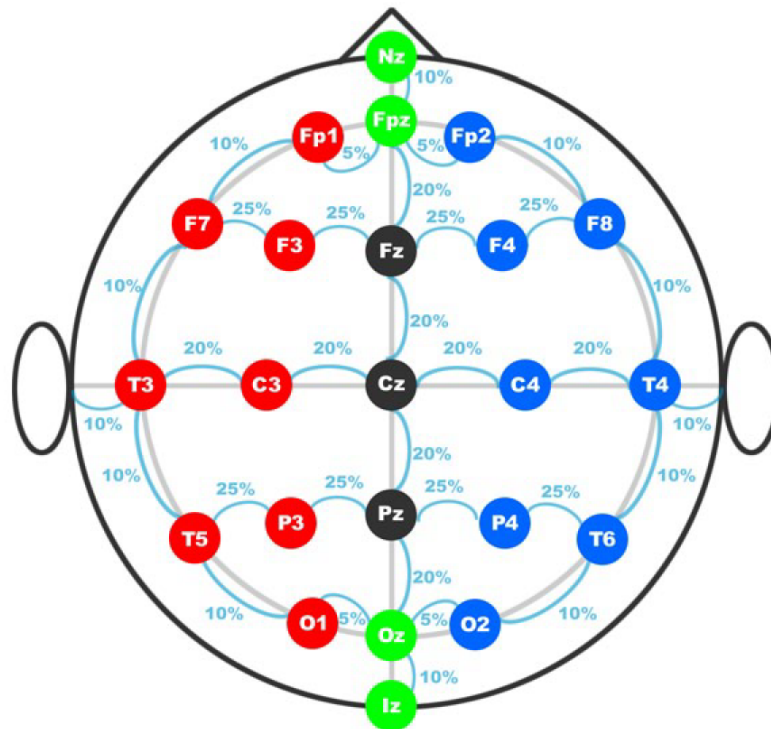
Figur 2.3: Figuren viser en lateral side af kraniet med regionerne Fp, F, C, P og O, som er inddelt med enten 10 % eller 20 % af den samlede afstand fra nasion til inion ift. hinanden. C markerer 50 % af denne afstand. [George H. Klem, 1999]

Herefter laves der laterale målinger, fra det venstre præaurikulære punkt til det højre præaurikulære punkt. Det første mærke sættes 10 % fra dette punkt, der mærkes som T for temporal, som kan ses på figur 2.4. De resterende mærker på den laterale side placeres med en afstand på 20 %, indtil Fp eller O nåes, hvorfra der kun er 10 % til hhv. nasion og inion. [George H. Klem, 1999]



Figur 2.4: Figureerne viser kraniet fra det anteriore-, superiore- og posteriore plan, som giver en ide om, hvordan elektroderne er placeret i de forskellige planer. [George H. Klem, 1999]

Elektroderne er generelt placeret ift. hver hjernelap, undtagen for C, som indikerer den centrale linje på diverse planer. Nummereringssystemet er lavet for at kunne skelne mellem de to identiske regioner. De lige tal repræsenterer elektroder, som er placeret på den højre hemisfære, mens de ulige tal repræsenterer elektrodeplaceringer på den venstre hemisfære [Limited, 2012]. På figur 2.5 ses elektrodeplaceringen fra det superiore plan.



Figur 2.5: Figuren viser et superiort plan af hovedet, med elektroderne placeret i diverse regioner. Den giver et overblik over afstanden mellem elektroderne. [Limited, 2012]

2.4 Signal forbehandling i form af digitalisering af EEG og EEG-artefakter

Ved opsamling af signaler fra hjernen skal der tages højde for uønskede signaler, hvis oprindelse som regel er af fysiologisk eller teknisk natur [Huster et al., 2014]. Et alvorligt problem ved målingen af ethvert biologisk signal, heriblandt EEG-optagelse fra hjernen, er artefakter. EEG påvirkes af bevægelse af krops-, ansigts- og nakkemusklere, munden, tungen og selv minimale øjenbevægelser. Der er en sammenhæng mellem forskellige bevægelser og de områder i hjernen, hvor EEG bliver mest påvirket af artefakter [Swingle, 2015][Graumann et al., 2010]. Øjenbevægelser er f.eks. mindre tilbøjelige til at forårsage problemer i baghovedet, mens det er et problem at opsamle EEG-signaler fra den frontale del af kraniet. Det hjælper, hvis patienten holder øjnene lukkede, men selv med lukkede øjne fortsætter øjet med at bevæge sig, hvilket forårsager forringet kvalitet af EEG-optagelser. De fleste EEG feedback-systemer, der anvendes til behandling, har en artefakt afvisningsmulighed. Dette betyder, at hvis optagelserne ligger uden for nogle acceptable områder, bliver feedback afbrudt, så optagelserne udelukkende dannes ift. EEG- og ikke EMG-signaler. [Collura et al., 2015]

En af de mest betydelige kilder for artefakter er et elektromagnetisk forurenede miljø. Kilden til problemet kan være støj fra elektriske ledninger. Derfor har mange systemer et filter til at udelukke denne artefakt kilde. Kontormaskiner og enhver enhed, der har en elektrisk motor, kan også være en kilde til elektromagnetisk felt-forurening [Swingle, 2015]. Anvendelse af passende filtre er generelt en effektiv løsning på problemet, som disse kilder skaber for signalkvaliteten. Elektromagnetisk støj kan reduceres betydeligt ved at anvende et 50-60 Hz bånd-stop filter [Huster et al., 2014].

EEG-signaler skal forstærkes vha. differensforstærkere. En differensforstærker er en forstærker, der har to signalindgange til input signalet, udover en jord-forbindelse. En differensforstærker måler derved forskellen mellem to signaler. Anvendelsen af differentiell forstærkning er nødvendig for at adskille EEG-signalet fra andre, uønskede signaler i nærheden, herunder elektrisk interferens pga. andet udstyr, o.l. [Collura et al., 2015]

2.5 Støj

Elektroder optager ikke kun elektriske signaler fra hovedbunden, men også fra støjkilder. Derfor er det vigtigt at genkende støj, samt prøve at undgå eller formindske den.

Der er to udfordringer, der skal være opmærksomhed omkring ved EEG-opsamling. En af dem er en lille signal-to-noise ratio, dvs. forholdet mellem ønskede og uønskede signaler [Chandler and Munday, 2011]. Anden udfordring er en stor afveksling i støjkilder. I et EEG-signal kan følgende former for støj forekomme:

- 50 Hz elnet støj
- Fysiologisk støj
- DC støj
- Ground-loop

[Repovš, 2010].

2.5.1 50 Hz støj

50 Hz støj, dvs. støj fra elnettet, kommer til udtryk på et signal optaget vha. elektroder. Det er både elektrisk og magnetisk støj, som kommer fra ledninger, lys samt tændt udstyr tilsluttet elnettet. Der kan også findes støj fra slukket udstyr tilsluttet elnettet [Huhta and Webster, 1973]. Det er derfor også kaldet powerline støj, da selve strømkilden er årsagen. Det er muligt at reducere 50 Hz støj ved effektiv brug af udstyret. Eksempelvis at sno ledninger tæt, således et magnetisk felt, som skabes mellem en positiv og en negativ elektrode og de tilhørende ledninger, bliver så lille som muligt [Huhta and Webster, 1973]. Derudover kan 50 Hz støj reduceres vha. filtrering. Dette kan være i form af enten et notch-filter, et lavpasfilter, eller et højpasfilter, afhængigt af hvilket frekvensområde der optages for [Repovš, 2010]. Det kan også gøres ved subtraktion af støjen fra signalet [Levkov et al., 1984][Levkov et al., 2005].

2.5.2 Fysiologisk støj

Fysiologisk støj kommer fra andre kilder i kroppen, end den kilde der måles på. Hvis der måles EEG, så vil fysiologisk støj være elektriske signaler fra hjertet, muskel artefakter og okulære elektriske signaler. [Repovš, 2010]

- **EKG**

EKG-støj kan ikke undgås ved EEG-signalopsamling, men den har mindre effekt på EEG-signalet end EOG eller EMG [Repovš, 2010]. EKG-signalet har en karakteristisk bølgeform, der gør at den kan genkendes i et EEG-signal og fjernes. Når en elektrode

placeres over blodkar, kan der forekomme pulsstøj og det vil generere små bølger, som ligner EEG-signalbølger. Pulsstøj kan fjernes ved at placere elektroden det korrekte sted, hvor den ikke er over et blodkar [Urigüen and Garcia-Zapirain, 2015].

- **EMG**

EMG-støj kommer fra musklerne i ansigtet, hovedet og nakken, der trækker sig sammen, mens der opsamles et EEG-signal. De er svære at genkende, fordi de er afhængige af hvilken muskel der kontraherer og hvor meget. Dette gør at EMG genererer forskellige bølger i et EEG-signal. EMG overlapper især med aktivitet inden for beta frekvens. EMG-støj kan reduceres ved, at forsøgspersonen sidder stille og prøver at bevæge sig så lidt som muligt. [Repovš, 2010][Urigüen and Garcia-Zapirain, 2015]

- **EOG**

Bevægelser af øjne og øjenlåg ændrer det elektromagnetiske felt omkring øjnene og genererer EOG-støj, som er større end EEG-signalet [Urigüen and Garcia-Zapirain, 2015][Croft et al., 2005]. Mængden af støj afhænger af retning og hvilket øje der bevæger sig, samt afstand mellem elektroder og øjne [Repovš, 2010]. Der sker en bidirektional påvirkning mellem EEG og EOG, fordi der også observeres ændringer i EOG forårsaget af EEG [Urigüen and Garcia-Zapirain, 2015].

EMG- og EOG-artefakter afhænger af forsøgspersonen. Disse artefakter er i stand til at forværre udtrækningen og analysen af et EEG-signal. Visse artefakter kan have amplituder, som er større end selve EEG-signalets amplitude. Det er derfor essentielt at benytte eller udvikle en måde til at eliminere artefakter fra EEG-signalet. [Jing Hu, 2015]

2.5.3 DC-støj

DC-støj kommer fra døde hudceller, sebum, sved og hår, der findes på hovedbunden. De faktorer forværrer kontakt mellem hovedbund og elektrode, hvilket udgør elektrisk modstand og øger impedansen, fordi de ikke har en god strømledende evne. Derfor er det vigtigt at sørge for at fjerne eller minimere disse faktorer, før påsætning af EEG-elektroder forekommer. Hår skal være nyvasket, og der må ikke være tilført hårprodukter. Huden på hovedbunden skal derudover desinficeres med en renseserviet, på stedet hvor elektroden skal placeres [Platform, 2016].

2.5.4 Ground-loop

Ground-loop er en konfiguration af ledninger og komponenter i kredsløbet, hvor der er mere end én elektrisk vej til jord. Når nogle komponenter i kredsløbet er tilkoblet en anden jord end andre komponenter i samme kredsløb resulterer det i forskellige potentialer mellem komponenterne [Wolf, 1973]. Ground-loops forårsager addition eller subtraktion af strøm eller spænding i signalet. Det gør, at modtagelseskomponenten ikke kan kende forskel mellem ønskede og uønskede signaler [DeDad, 1999]. Ground-loops medvirker også til forstærkning af støj fra andre støjkilder, f.eks. 50 Hz støj fra elnettet [Wolf, 1973]. Ground-loop kan minimeres ved at bruge sammensnoede ledninger så korte som muligt [Colombo, 1997][Januszewski, 2007].

2.6 Beregning af EEG-karakteristiske egenskaber gennem signalbehandling

Signalets frekvens repræsenterer signalets hyppighed pr. sekund, mens amplituden repræsenterer, hvor kraftigt signalet er [Collura et al., 2015].

I de fleste moderne EEG NF-systemer bliver signalet først digitaliseret, så det kan behandles vha. digitale teknikker. Signalet digitaliseres vha. gentagende sampling i løbet af et tidsrum, hvor der for hvert tidsrum bliver produceret et digitalt tal, der repræsenterer den øjeblikkelige værdi af signalets bølgeform. Det er nødvendigt at digitalisere signalet med tilstrækkelig opløsning i tid og spænding for at repræsentere det nøjagtigt og give relevant feedback til patienten [Collura et al., 2015].

Ved de fleste BCI'er er signalbehandling det mest kritiske skridt, som er afgørende for feedback. EEG repræsenterer højdimensionel optagelse af overlappende aktivitet fra forskellige neuroner. Ved multidimensionelle data og forskellige procedurer for data transformation er det afgørende spørgsmål, hvordan der bedst vælges en metode, der kan optimere interfacets resultat [Huster et al., 2014].

2.7 Generering af et feedback signal

Når først en passende metode, egnet til NF, er fundet, skal den føres tilbage til patienten for at slutte læringskredsløbet. Mens en ændring i patientens hjerneaktivitet måske er en bivirkning, der ikke tilstræbes direkte ved andre BCI-anvendelser, er ændringen i hjernens processer det ultimative mål ved NF. Derfor er korrekt design af feedback signalet og dets levering afgørende. Feedback signaler i forskellige former såvel som forskellige behandlingsmetoder har været anvendt [Huster et al., 2014].

De fleste studier refererer til forholdsvis simple stimuli sammensætninger i det visuelle og auditive område. Eksempelvis er den bineurale⁴ præsentation af en tone, hvis frekvens skifter i overensstemmelse med det interessante mønster, f.eks. at højere aktivitet korresponderer med en højere frekvens og omvendt, meget almindelig. Ligeså er den visuelle præsentation af farvede kvadrater, hvor farvemætning eller kvadratets størrelse repræsenterer hjernens aktivitet. Mere komplekse visuelle stimuli har også været anvendt, deriblandt flyvende balloner. Sådanne komplekse feedback signaler anvendes ofte under antagelse af, at de fører til højere engagement blandt deltagerne, hvorved træningens slutresultat optimeres [Collura et al., 2015][Choi, 2013].

2.8 Læringskarakteristikker og hjernens reaktion for feedback

Spørgsmålet om hvilke eksperimentelle faktorer og læringskarakteristikker, der fremmer deltageres evner til succesfuldt at gennemføre NF træningen, blev undersøgt i flere studier. Data på tværs af studier tyder på, at ca. en tredjedel af deltagerne i sidste ende kan klassificeres som såkaldte "non-responders", dvs. personer som ikke i overensstemmelse med instruktionerne lærer at ændre deres hjerneaktivitet i væsentlig grad i løbet af træningen [Huster et al., 2014][Collura et al., 2015].

Der bliver udarbejdet forskellige metoder til læring, baseret på NF, heriblandt autoregulering og instrumentel læring [Choi, 2013].

⁴Optaget på to separate kanaler ved hjælp af to mikrofoner, så det lyder realistisk, når det høres gennem hovedtelefoner.

Autoregulering

Den proces hvormed NF ændrer hjernen kaldes autoregulering eller selvregulering. Uanset patientens intentioner vil hjernen søge at opnå en tilstand, der giver belønninger, og derved er belønning opnået. Hvis et system giver lydfeedback under visse EEG-betingelser, er enhver hjerne prædisponeret til at søge nyheden for derved at lære at producere de ønskede EEG-kvaliteter. [Collura et al., 2015]

Instrumental behandling

Instrumentel læring finder sted, når en person interagerer med et system, der giver en form for fordele, eksempelvis visninger, lyde, fødevarer, elektrisk stimulering, m.m., som en reaktion på adfærd eller tilstandsændringer forårsaget af patienten. I tilfældet med NF er adfærden resultatet af særlige hjernebølge mønstre.

Hver gang den valgte begivenhed indtræffer, giver instrumenteringen et signal, der angiver dette til patienten. Hvis signalet opfattes som ønskeligt, vil hjernen med tiden spontant lære at opnå tilstanden, der fører til signalet. Hvert forsøg bliver endnu en mulighed for hjernen til at gennemgå de øjeblikke forud for belønningen og til at forstå, hvad der skal til for at få belønningen. Denne behandling sker ikke på det bevidste plan, men opnås ved automatiske mekanismer. Disse mekanismer kan påvirkes af patientens ønske om at gøre det godt eller at opnå belønningen.

Behandlingen er imidlertid en ubevidst proces og er ikke under den samme slags frivillige kontrol som f.eks. en fingerbevægelse. Det er relevant at bemærke, at eftersom NF er en instrumentel indlæring, kan den ikke tvinge hjernen til at opnå en bestemt tilstand, som hjernen ikke i sig selv er i stand til at opnå. Derfor kan NF kun styrke og påvirke naturlige tilstande. Dette giver et element af sikkerhed, idet NF generelt er ude af stand til at skade en patient. Dette element af sikkerhed opnås ikke med medicin eller andre styrende teknikker, hvor der er risiko for at forårsage uønskede bivirkninger. [Collura et al., 2015][Graumann et al., 2010]

2.9 Overførsel af EEG-signaler til en computer

Inden måling af hjerneaktivitet kan påbegyndes med et EEG, er det nyttigt at opnå viden om, hvordan signalet bliver opsamlet, behandlet og til sidst videresendt til en computer, der kan visualisere de data, som arbejdes med. For at gøre dette vil der redegøres for fremgangsmåden, med hvilken EEG-signaler optages, behandles og repræsenteres på en computer.

Til måling af EEG anvendes følgende apparatur:

- Elektroder med et ledende middel
- Forstærkere og filtre
- En analog-til-digital converter (ADC)

Som udgangspunkt bliver signaler opfanget af elektroder fra overfladen af hovedet. Disse signaler, i mikrovolt (μV), bliver forstærket til et arbejdsområde, hvor de kan digitaliseres med præcision. En ADC sørger for at ændre signalet fra et analogt signal til et digitalt signal. En computer kan herefter lagre og visualisere de data, som er blevet opsamlet ved overfladen af hovedet. [Teplan, 2002a]

2.10 Metoder til undersøgelse af hjerneaktivitet

Den primære motoriske cortex og den primære sensoriske cortex er blevet undersøgt og beskrevet ved direkte stimulation af patienter, som skulle gennemgå hjernekirurgi. Ved at undersøge de adfærdsrelaterede ændringer som følger af lokale skader eller slagtilfælde, kan funktioner af andre områder af cerebrum (størhjernen) præsenteres. En Positron Emission Tomography scanning (PET-scanning) eller en fMRI scanning kan benyttes til at visualisere aktiviteter af bestemte områder i hjernen. I kliniske sammenhænge observeres den elektriske aktivitet af hjernen for at vurdere hjerneaktiviteten. Hjernen består af milliarder af neuroner, hvis aktivitet laver et elektrisk felt. Dette felt kan måles ved at placere elektroder på den ydre overflade af kraniet eller invasivt på hjernen. Den elektriske aktivitet ændrer sig hele tiden, da kerner og kortikale områder stimuleres eller afslappes. EEG er en metode til at måle og registrere den elektriske aktivitet af hjernen. De elektriske mønstre, som kan ses vha. EEG, er hjernebølger. [Frederic H. Martini, 2015]

2.11 Hjernebølger

For at forstå et EEG-signal er det nødvendigt at have baggrundsviden om de elektriske mønstre i form af hjernebølger, som bliver vist vha. EEG. Til dette vil der redegøres for de mest almindelige typer af hjernebølger.

Hjernebølger opstår ved forskellige frekvenser. Disse kan være hurtige eller langsomme, afhængig af bølgerens frekvens(-er) [Hammond, 2011]. De mest almindelige hjernebølger er hhv. alfa-, beta-, delta-, gamma- og theta bølger, som er associeret ved at være aktive eller inaktive, afhængig af den tilstand, som personen er i.

Alfa bølger opstår hos raske, voksne mennesker, der slapper af med lukkede øjne. Når en person begynder at koncentrere sig eller falder i søvn, forsvinder alfa bølgerne [Frederic H. Martini, 2015]. Disse bølger har et frekvensområde på 8-12 Hz. Der er en øget aktivitet af alfa bølger i den sidste tredjedel af hjernen, ved den parietale- og occipitale lap [Hammond, 2011].

Når der fokuseres på stimulus eller opgaver, er det beta bølgerne, som er aktive. De opstår hos personer, som koncentrerer sig, er under stress eller er i en tilstand af psykologisk anspændthed [Frederic H. Martini, 2015]. Disse bølger kan inddeles i to frekvensområder på 13-21 Hz og 20-32 Hz for hhv. beta- og høje beta frekvenser. Høje beta frekvenser er associeret med angst og intensiv tænkning [Demos, 2005].

Delta bølger er lavfrekvente og har en stor amplitude, mellem 0,5-3,5 Hz [Hammond, 2011]. Når en person befinder sig i en dyb søvn, er det delta bølger, som er aktive. De kan også ses hos spædbørn og personer med patologiske tilstande [Frederic H. Martini, 2015].

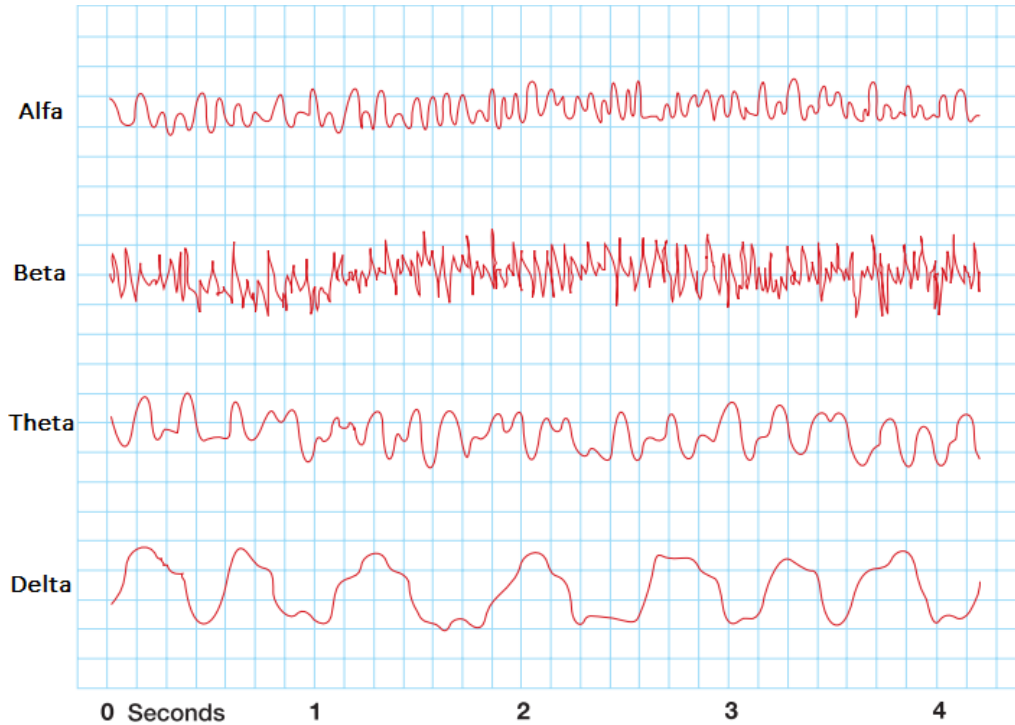
Gamma bølger har en frekvens på over 30 Hz. Deres aktivitet er karakteriseret ved en intens koncentration. Herudover er de med til at hjælpe hjernen med at behandle og samle information fra forskellige områder af hjernen [Hammond, 2011].

Theta bølger er karakteriseret ved en dagdrøms-agtig tilstand. Disse bølger har frekvenser mellem 4-8 Hz, og ved det lave frekvensområde er theta bølger i en ret afslappet tilstand, som repræsenterer tilstanden mellem at være vågen og sove [Hammond, 2011]. Denne

type af hjernebølger ses hyppigst i børn og meget frustrerede voksne. I visse tilfælde kan tilstedeværelsen af theta bølger være et tegn på en tumor i hjernen [Frederic H. Martini, 2015].

Det skal bemærkes, at frekvensen af samtlige hjernebølger er til stede i forskellige områder af hjernen [Hammond, 2011].

Et eksempel på alfa-, beta-, delta- og theta bølgerne, kan ses på figur 2.6.



Figur 2.6: Den modificerede figur viser et eksempel på, hvordan alfa-, beta-, delta- og theta bølger kan se ud på et EEG. Som det fremgår af figuren, er der ikke indtegnet en y-akse med amplituden. [Frederic H. Martini, 2015]

2.12 Hjernens anatomi og fysiologi

For at få en forståelse af, hvordan det er muligt at anvende NF til behandling, undersøges de grundlæggende funktioner af hjernen, samt neuronens aktivitet.

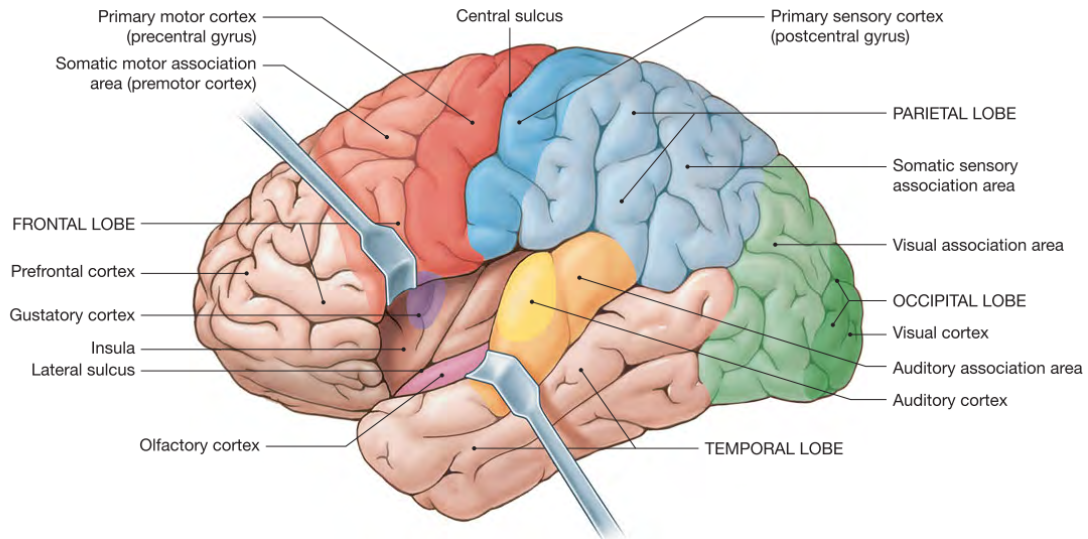
2.12.1 Anatomi af cortex

I forhold til EEG og NFT er hjernens anatomi vigtig at beskrive, således at det vides hvad det er der skaber de hjernebølger som aflæses.

De elektriske impulser opstår i cortex, som er den ydre del af både højre og venstre hjernehalvdel. Denne del, cortex, er mellem 1-4,5 mm tyk, og overfladen består af mange folder og kløfter, kaldet gyri og sulci. Overfladearealet er derfor noget større, end hvis overfladen var glat. Dette skyldes, at det er her, at de sensoriske indtryk, som opstår i hverdagen, bearbejdes. Derudover er det her, hvor funktioner som at huske, tænke, samt at tage beslutninger findes. I takt med at hjernen er blevet større gennem tiden, er overfladearealet hvor neuronerne findes også blevet større, da disse funktioner kræver mange neuroner for at kunne fungere. Gyri og sulci er således opstået, da kraniet ikke har været i stand til

at følge med udviklingen ved behovet for et større overfladeareal. [Frederic H. Martini, 2015]

Selve cortex kan inddeles i fire hjernelapper. Disse er frontallappen, temporallappen, parietallappen, og occipitallappen. Opbygning af hjernen kan ses på figur 2.7.



Figur 2.7: Figuren viser lapperne af hjernen samt de sensoriske og motoriske regioner i den cerebrale cortex. [Frederic H. Martini, 2015]

Frontallappen, også kendt som pandelappen, er den forreste del af hjernen. Den sidder foran parietallappen, og over temporallappen, adskilt fra disse af henholdsvis den centrale sulcus og den horisontale laterale sulcus. Frontallappens bagerste del består af den primære motor cortex, og foran denne findes det somatiske motor associerede område. Det er i disse to områder, at frivillig bevægelse finder sted, hvilket sker ved at den primære motor cortex styrer nogle somatiske motorneuroner kaldet pyramidalcellerne. Pyramidalcellerne findes i både hjernen og rygsøjlen. I frontallappen foretages også planlægning, organisering, samt opmærksomhed og hukommelse.

Temporallappen, kaldet tindingelappen, står for sanseindtryk i form af hørelse og lugt gennem to forskellige centre. Derudover registreres aktivitet i den audiotære cortex gennem det associerede område hertil.

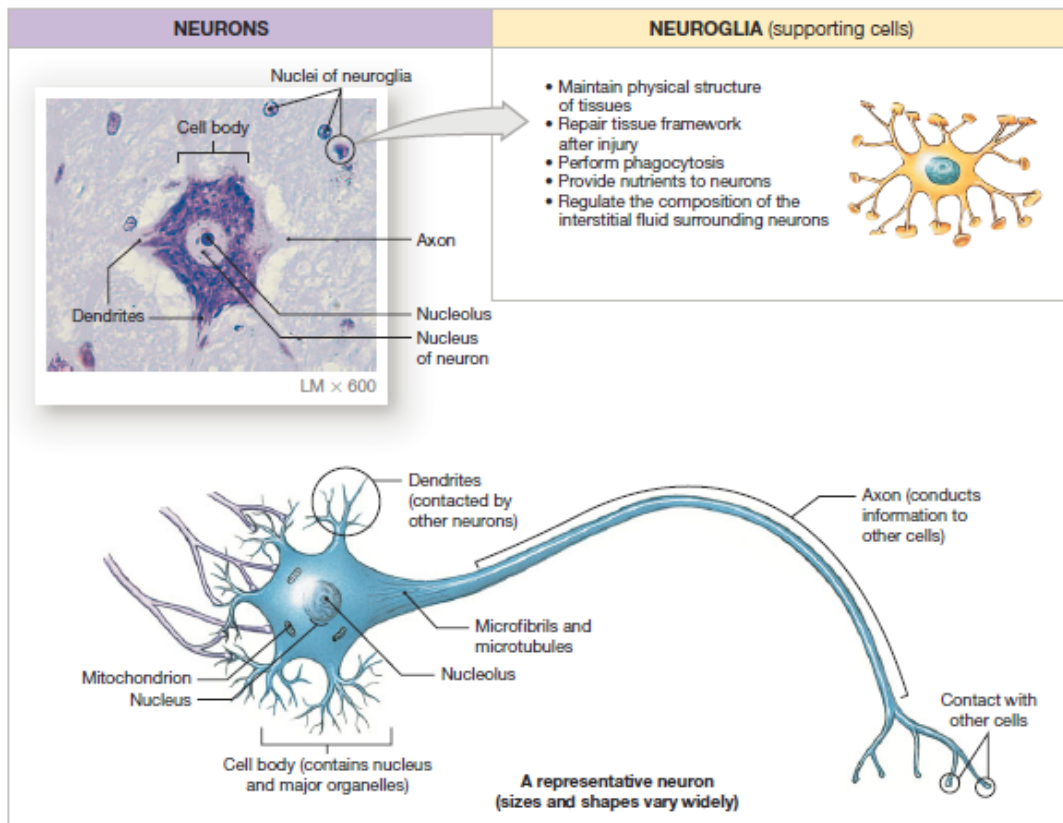
Mellem frontal- og temporallappen, inde i den horisontale laterale sulcus, findes insula. Beliggende i både frontallappen og insula findes cortex for sanseindtryk for smag. Denne modtager sanseindtryk fra tunge og svælg.

Parietallappen skilles som nævnt fra den foranliggende frontallap ved den centrale sulcus, og den skilles fra den bagvedliggende occipitallap ved parieto-occipitale sulcus. Parietallappen, som også kendes under navnet isselappen, står for det sensoriske indtryk af føling og tryk. Det er derudover i denne lap, at et område som relateres til sprogforståelse og tale findes, ved navn Wernickes område.

Den sidste lap, occipitallappen, som kendes under det danske navn nakkelappen, bearbejder sanseindtryk som har at gøre med synet. [Frederic H. Martini, 2015]

2.12.2 Neuroner

Neuroner er specialiserede nerveceller, som har til formål at formidle intercellulær kommunikation. Strukturen af en neuron kan ses på figur 2.8.



Figur 2.8: Figuren viser et billede af en multipolær neuron, samt en neuroglia. [Frederic H. Martini, 2015]

En multipolær neuron har en cellekrop, kaldet soma, indeholdende en nukleus, cytoplasma omkring nukleus, og forskellige organeller. Organellernes opgave er at producere organisk materiale, såsom neurotransmittere til intercellulær kommunikation. Det er derudover også organellernes opgave at skabe energi til brug i hele processen. Desuden har en neuron dendritter og typisk også en axon. Dendritterne er fastgjort på soma og har små forgreninger, mens axonen i en multipolær neuron er fastgjort ved en tykkere region af soma. En neuron modtager information fra andre celler ved dendritterne, og sender information videre gennem axonens ende, kaldet axon terminalen. Dette sker ved at neuronen sender et aktionspotentiale, en elektrisk ladning, gennem axonen til forgreninger, kaldet telodendria, til axon terminalen, hvor det slutter i synapsen. Der kan læses mere om aktionspotentiale i afsnit 2.12.3. Synapsen er stedet hvor den præsynaptiske celle, typisk en neuron, sender det elektriske signal til axon terminalen, der frigiver neurotransmittere ind i den synaptiske kløft. Her påvirker neurotransmitterne den postsynaptiske celle [Frederic H. Martini, 2015]. Der findes flere forskellige slags neuroner, med forskellige funktioner. Dette kan f.eks. være at modtage sanseindtryk og sende disse til CNS. Det kan også være at modtage kommandoer fra CNS og sende disse ud til kroppen gennem det perifere nervesystem.

Neuroner kan klassificeres efter deres struktur eller efter deres funktion. Klassificeres neuroner efter funktion, kan de inddeles i to kategorier. De klassificeres som afferente og efferente neuroner. De afferente neuroner er de, som fører feedback tilbage til CNS, eksempelvis unipolære neuroner som fører information fra det perifere nervesystem. De efferente neuroner fører kommandoer ud til kroppen fra CNS. Dette er eksempelvis de

multipolære motorneuroner som før beskrevet.

Derudover har neuroner en speciel evne, som er neuroplasticitet. Neuronens neuroplasticitet, som er hjernens evne til at reorganisere sig selv ved at danne nye neurale forbindelser i hele livet, kan hjælpe til at kompensere for skader eller sygdom, og for at tilpasse deres aktiviteter som reaktion på nye situationer eller til ændringer i deres miljø. [Collura et al., 2015][Frederic H. Martini, 2015]

2.12.3 Aktionspotentialer

Da EEG-funktionen er at måle aktivitet i hjernen er det vigtigt at forstå hvad signals oprindelse er. EEG-signalet er baseret på aktionspotentialer som følge af depolariserings- og repolariseringsprocesser.

Når en neuron er i hvile har den en ionisk forskel mellem den indre og den ydre side af cellen, som danner et hvilemembranpotential på ca. -70 mV. Denne forskel i potentialer, som vedligeholdes vha. en ionpumpe, resulterer i en negativ intracellulær ladning ift. den udvendige overflade. Dette fænomen kan forklares ved en model af en semipermeabel membran, som betyder, at membranen vil tillade visse molekyler eller ioner at passere gennem den ved diffusion under bestemte betingelser. [Frederic H. Martini, 2015]

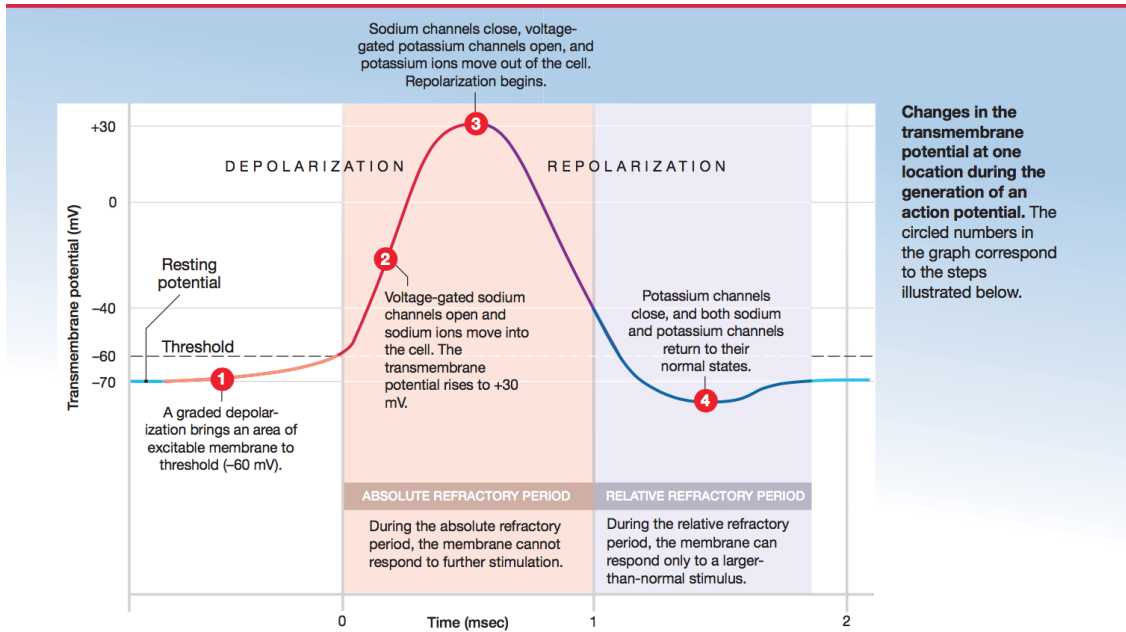
Hver neuron modtager information i form af graded potentials på dens dendritter og cellekrop. Aktionspotentialer er en signalmekanisme mellem celler, som aktiverer muskelfibre. Et aktionspotential har fire faser. Disse faser udgør til sammen en samlet proces, som sikrer, at et signal kan rejse igennem kroppen på kort tid. Selve aktionspotentialet varer ca. $0,4-1,0$ ms. [Frederic H. Martini, 2015]

Aktionspotentialets trinvis udvikling

En celle har natrium- og kaliumkanaler, som er lukkede under hvilepotentialer. Disse kanaler er på en plasmamembran, og under hvilepotentialer adskiller de natriumionerne og kaliumionerne. For at kunne aktivere et aktionspotential skal der foregå en depolarisering til tærskelværdi, som vil stimulere axonen. Aktionspotentialet sker gennem følgende fire trin, som også kan ses på figur 2.9.

1. Ved stimulering vil der forekomme en åbning af spændingsstyrede natriumkanaler. Ved denne åbning kan natriumioner passere igennem til kaliumionerne, og membranspændingen stiger til ca. -60 mV.
2. Efterfølgende vil der forekomme en aktivering af natriumkanaler og hurtig depolarisering. Når aktivering af natriumkanaler forekommer, vil det åbne natriumkanalen, og nu kan flere natriumioner passere igennem kanalen uhindret. Membranspændingen vil nu stige til $+10$ mV.
3. Efter trin 2 vil der ske en inaktivering af natriumkanaler og aktivering af kaliumkanaler. Når transmembranens spænding nærmer sig $+30$ mV, vil der ske en inaktivering af de tidligere åbne natriumkanaler, men nu vil kaliumkanalerne åbne og lade ioner bevæge sig ude af cytosolen. Nu vil membranspændingen returnere tilbage til hvilepotentialet, da der vil ske en repolarisering.

4. Når membranspændingen nærmer sig værdien for hvilepotentiale vil kaliumkanalerne lukke sig, og membranen vil opnå en spænding på - 70 mV. [Frederic H. Martini, 2015]



Figur 2.9: Figuren viser en graf over aktionspotentiale. Numrene på grafen viser membranspændingen ift. de forskellige trin beskrevet i [Frederic H. Martini, 2015].

2.13 Anvendelse af NF til behandling af Epilepsi og ADHD

For at kunne undersøge hvilke patientgrupper NF kan hjælpe, vil dette projekt også undersøge forskellige patientgrupper. Dette gøres for at finde ud af, hvordan NF kan hjælpe og eventuelt hvorfor NF bør anvendes som behandlingsmetode eller supplement.

2.13.1 Epilepsi

For at undersøge om NFT kan anvendes som behandling eller supplement til behandling af epilepsipatienter, vil der i følgende afsnit blive redegjort for sygdommens omfang, patientgruppe og behandling.

Epilepsi er en betegnelse på mange forskellige sygdomstilstande. Det fælles for de forskellige sygdomstilstande er anfald, som sker pga. forstyrrelser i hjernen, som efterlader de ramte i fjernhed, forstyrrelse på de almindelige sanser og evner samt/eller bevidstløshed. Der kan forekomme variation i anfaldenes symptomer og varighed. [Epilepsiforeningen, 2016]

Abnorme aktiviteter i hjernen

De abnorme aktiviteter kan forekomme, fordi en del af hjernen, som har en over- eller underaktivitet, ikke fungerer optimalt, hvilket resulterer i anfald. Næst efter hovedpine er epilepsi den hyppigste, neurologiske lidelse. [Epilepsiforeningen, 2016][Sabers, 2008]

Årsager til epilepsi

Ved ca. 70 % af epilepsi tilfælde kendes årsagerne. Årsagerne kan være medfødte misdannelser på hjernen, arvæv på hjernen grundet iltmangel under fødslen, alkoholmisbrug eller apopleksi⁵ [Sabers, 2008]. De som får epilepsi, som følge af dysfunktionel hjerneaktivitet grundet arvæv i hjernen vil oftest opleve det første anfald inden de bliver 20 år [Epilepsiforeningen, 2016][Sabers, 2008]. Ved de øvrige 30 % kan årsager til epilepsi ikke findes på trods af grundige undersøgelser af patienten. Der formodes, at epilepsi kan forekomme grundet en fejl i neurontransmitterne i hjernen [Tan et al., 2009].

Diagnose af epilepsi

Epilepsi er en klinisk diagnose. Diagnosen stilles først ud fra personens beskrivelse af anfaldene. Det afgørende kan være fortællingen af anfaldene, da lægerne har behov for viden angående hvornår, hvordan og anfaldenes varighed. Dette kan være problematisk for patienten at forklare, da bevidstløshed er et hyppigt symptom [Epilepsiforeningen, 2016][Sabers, 2008].

Epileptiske anfald kan opstå pludseligt. Det er oftest umuligt at angive, hvad der aktiverede anfaldet. Oftest kan de symptomer, der kommer fra epilepsi, forveksles med symptomer fra bl.a. stress, søvnmangel eller noget helt tredje. Det er essentielt at forstå, at et enkelt anfald ikke nødvendigvis er epilepsi. Der kan derfor også ske forvekslinger mellem andre sygdomme eller tilstande, som giver epileptiskelignende anfald. For at undersøge om hjerneskader, arvæv på hjernen eller apopleksi er årsagen til epilepsi, anvendes CT- eller MRI-scanning. Hvis hjernen ikke viser tegn på misdannelse eller arvæv anvendes EEG til diagnosticering [Epilepsiforeningen, 2016][Sabers, 2008]. Der kan læses mere om EEG i afsnit 2.3.1.

Behandling af epilepsi

Før der påbegyndes en behandling af patienter vurderes deres behov for behandling. Hvis patienten sjældent har anfald, som på en daglig basis ikke generer, kan medikamenter fravælges, da ulemper, såsom de økonomiske omkostninger, besværet ved at medicin og medicinens bivirkninger, ville kunne overstige fordelene ved at tage medikamenter dagligt.

Epilepsi behandles primært med anfaldsforebyggende medicin (antiepileptika). Der kan ikke medicineres imod selve årsagen til epilepsi, men ved at forebygge anfald mindskes muligheden for, at patienter falder og slår sig, eller der forekommer langvarig og skadelig effekt på hjernen. Medicinen vælges ud fra personens sygdomsbeskrivelse, alder og tidligere historik med medicin, herunder bl.a. allergiske reaktioner. Der kan forekomme bivirkninger ved medicinen, som sjældent er generende for patienten. Disse bivirkninger kan være let svimmelhed, hovedpine, træthed eller søvnbesvær.

Hos 70 % af de medicinerede patienter kan medicinen gøre, at de bliver anfaldsfri. 30 % vil imidlertid aldrig kunne få kontrol over anfaldene eller opleve en reduktion af anfald. Grundene til, at disse patienter ikke kan behandles med antiepileptika er ofte fordi, at den anvendte medicin giver for kraftige bivirkninger ift. den positive effekt af medikamenterne. Dertil kan der foretages en operation, som kan fjerne epilepsi anfald hos 1/2 til 2/3 af de 30 %. Denne operation kan kun foretages, hvis det epileptiske område kan lokaliseres. Dertil kræver det, at området er afgrænset til et område af hjernen.

⁵Hjerneblødning eller blodprop i hjernen [Frederic H. Martini, 2015].

En anden årsag til, at visse epilepsipatienter ikke kan behandles, er at de ikke har epilepsi, men derimod har en anden sygdom, hvis symptomer kan forveksles med epilepsi, som nævnt i afsnit 2.13.1. [Epilepsiforeningen, 2016][Frederic H. Martini, 2015]

NF som behandling af epilepsi

EEG-biofeedback eller NFT normaliserer hjerneaktiviteten vha. kognitiv træning. NFT kan sammenlignes med træning af hjernen. Der kan læses mere om NFT i afsnit 2.1.

I forskellige forskningsprojekter og studier i forsøg med epileptiske patienter og NFT kan der ses et tydeligt fald i hyppigheden af epileptiske anfald efter anvendelse af NFT. Behandlingsmetoden er forsøgt anvendt som suppleant til antiepileptika eller som primær behandlingsmetode. Metoden er foregået ved, at patienter har taget sessioner med NFT som terapeutisk behandlingsmetode. Under studierne har nogle patienter modtaget mellem 4-6 sessioner om ugen i over 12 måneder, før en reduktion af anfald kunne dokumenteres. [Monderer et al., 2002][Tan et al., 2009][Graumann et al., 2010][Sabers, 2008]

Flere af disse studier har kunnet konkludere, at NFT som primær behandlingsmetode eller supplement for epilepsipatienter har givet positive resultater. Det har også været påvist i deres forsøgsresultater, at epilepsipatienter har kunnet reducere deres indtag af antiepileptika, hvis de tog til regelmæssige sessioner med NFT behandlinger. [Monderer et al., 2002][Tan et al., 2009][Graumann et al., 2010]

NFT-behandling af børn og gravide

Der er foretaget studier med NF som behandlingsalternativ til gravide, der frygter effekten af antiepileptika på fostres udvikling. Under graviditeten kan fostret danne misdannelser, hvis epilepsi patienterne indtager mere end en type medicin eller i for høje dosis. Det kan være problematisk at sikre den korrekte dosis, da en kvinde gennemgår flere ændringer i kroppen under graviditeten. Ved at supplere med NFT kan kvinden opleve en reduktion i hyppighed af anfaldene, på trods af lavere dosis end normalt. [Monderer et al., 2002][Tan et al., 2009][Graumann et al., 2010][Epilepsiforeningen, 2016][Sabers, 2008]

Børn må gerne få antiepileptika, men medicinen skal passe til barnets alder, højde og vægt. Da børn ofte kan opleve perioder med vokseværk eller andre forandringer i kroppen, bl.a. under puberteten, skal de ofte til kontrol mht. dosering af medicin. Hvis der ikke forekommer en nøje kontrol, kan barnet risikere at få en over- eller undermedicinering, som kan være farlig. Overmedicinering kan fremprovokere skadelige anfald, og undermedicinering kan give bivirkninger, uden reduktion af anfald.

Når børnene kommer i puberteten kan anfaldene forsvinde helt eller forekomme hyppigere, grundet den øgede aktivitet i hjernen. [Epilepsiforeningen, 2016]

Der er lavet flere studier, hvor NF anvendes som behandlingsmetode til epilepsiramte børn i alderen 8-13 år. I et studie blev der observeret en reduktion af anfald med op til 58 %, uden at børnene havde ændret dosis af antiepileptika. [Monderer et al., 2002][Tan et al., 2009][Graumann et al., 2010][Epilepsiforeningen, 2016]

I Danmark har ca. 55.000 epilepsi, som muligvis kan benytte NF som en alternativ behandling. [Epilepsiforeningen, 2016]

2.13.2 ADHD

ADHD blev anerkendt som en sygdom, der ændrer ens hverdagsliv, fordi de forekommende symptomer påvirker ens opmærksomhed, impulsivitet og aktivitet på en negativ måde. I mange år gik behandling af ADHD ud på at give hjernen stimulerende medicin til patienter, for at øge aktivitet af hjernen ved at ændre på mængden af visse substanser, hvilket resulterer i at de koncentrerer sig bedre. Men pga. forskellige bivirkninger, der forekommer med medicinsk behandling, bliver der i dag anvendt andre behandlingsmetoder, som NF.

ADHD er defineret som en neuropsykiatrisk og neuroudviklings sygdom, som har følgende symptomer:

- Uopmærksomhed
- Hyperaktivitet
- Impulsivitet

Alle tre symptomer påvirker hverdagsliv af ADHD-ramte. De typiske eksempel er, at patienter ikke kan præstere så godt i skolen, som raske børn kan. Dette skyldes mangel på fokus under lektioner. Sygdommen kan også føre til forskellige følelsesmæssige problemer såsom: angst, depression, aggression, frustration, afhængighed af forskellige slags samt adfærdsproblemer (de er mere impulsive, og derfor kan de ikke altid tilpasse deres adfærd til situationen). ADHD-ramte kan også have vanskeligheder i voksne liv, f.eks. med at køre bil og mere sociale aspekter som ægteskab, beskæftigelse, parforhold og relationer med andre mennesker [Barkley, 1997]. Deficit i dopamin neuronoverførsel knyttes til ADHD [Wang et al., 2013].

Første symptomer på ADHD kan typisk observeres allerede hos unge børn under syv år, og de har tendens til at blive stærkere med alderen, hvis de ikke håndteres med behandling. I 50-80 % tilfælde forbliver ADHD med patienterne til puberteten og i 30-50 % af tilfælde til voksenliv [Barkley, 1997].

3-7 % af børn i skolealderen i verden lider af ADHD [Martijn Arnsa, 2014]. I Danmark lider 2-3 % børn og 1-3 % voksne af ADHD [Damm, 2007].

2.13.3 Behandlingsformer

Behandling med medicin

- Methylphenidat (MPH): MPH øger dopamin signalering ved at blokere dopamin transportør.
- Dopamin transportør er en hovedmekanisme, der afslutter dopamin signalet.

Det er vigtigt at nævne, at selvom det er bevist, at MPH modvirker ADHD-symptomerne hos børn og voksne, blev der også bevist, at dopamin transportører tilpasser sig til niveauet af synaptisk dopamin. Der sker nedregulering af dopamin transportører, når dopamin niveauet er lavt, og opregulering, når dopamin niveauet er højt. Langvarig behandling med MPH vil så resultere i forhøjet dopamin transportør niveau, hvilket vil lede til at uopmærksomhed, som var mindre alvorlig under behandling, vil være endnu mere alvorlig, når patienten vil stoppe med at tage MPH. Dette vil have konsekvenser i at dosering af MPH skal øges for at håndtere uopmærksomheden igen.

MPH behandling havde positiv indvirkning på alle symptomer, da de viste sig i mindre grad. Der kendes ikke med sikkerhed til de negative konsekvenser af MPH behandling, da der ikke er så mange studier, og de varierer i metoden på bl.a. MPH dosering, deltagernes alder osv. [Wang et al., 2013][Santos et al., 2013].

Kognitiv adfærdsterapi

1. trin: Psykologisk forstyrrelse skal kendes (læringsmekanisme og processing af information skal forstås).
2. trin: Al adfærd ses som en funktion af specifik indre tilstand af patienten og miljømæssige omgivelser. På den måde kan adfærd forudsiges og trænes. Både følelser og adfærd kan forudbestemmes, afhængig af hvordan patienten hjælpes med at konstruere sin tænkning [Holly Hazlett-Stevens, 2005].

NFT og ADHD-behandling

Hjernen er plastisk, især i barndommen. Derfor kan den f.eks. trænes vha. NFT. NFT bruges til at træne opmærksomhed og kognition, samt til kontrol og regulering af sin adfærd. Derfor kan den anvendes hos ADHD-patienter, enten som supplement eller som den eneste behandling. Til NFT for ADHD-patienter bruges typisk film eller videospil. Når patienter sidder koncentreret, vil filmen eller videospillet spille videre. Hvis patienten sidder urolig og kommer til at miste koncentrationen, vil afspilningen af filmen stoppe [Holger Gevensleben and Heinrich, 2014][Martijn Arnsa, 2014]. Den proces svarer til de fem forarbejdningstrin nævnt i afsnit 2.1.

QEEG (quantative EEG) bruges i NFT. Først tages EEG af ADHD-patienten, og den sammenlignes med en rask persons EEG. På den måde kan de største forskelle i aktivitet inden for et bestemt frekvensbånd findes, og disse vil fokuseres under træningen. Elektrodeplacering vælges også ud fra QEEG vha. 10-20 systemet [Holger Gevensleben and Heinrich, 2014][Demos, 2005].

NFT kan have forskellige former, men det tager udgangspunkt i, at patienter skal gøres opmærksomme på deres hjerneaktivitet, som er beskrevet i afsnit 2.1. En form for NFT træning er theta-beta træning. Her vil overskud af aktivitet inden for theta frekvens formindskes, og aktivitet inden for beta frekvens forøges, i frontal-central lokalisering af hjernen [Arns et al., 2012]. NFT reducerer ADHD-symptomer og ADHD-tilknyttet fysiologiske svækkelser i lignende grad som behandling med medicin. Men NFT har til fordel, at den ikke forårsager bivirkninger, som medicinsk behandling gør. Derfor kan NFT bruges mere sikkert og forsvarligt til behandling af ADHD-patienter [Demos, 2005].

2.14 Projektafgrænsning

I de overstående afsnit er NF, EEG og potentielle målgrupper blevet gennemgået. Hertil er der blevet udarbejdet en problemformulering. Under problemanalysen blev det formuleret, at NFT kan anvendes i et bredt frekvensområde, men grundet projektets fokus på epilepsi og ADHD vil projektet afgrænses til alfa- og beta frekvenser mellem 8-30 Hz. Alfa frekvenser måles som kontrolsignal, og der fokuseres på beta frekvenser mellem 13-21 Hz.

For at opsummere fra tidligere, så er det hovedsageligt ADHD-patienter, der har gavn af behandling med NFT.

KAPITEL 3: PROBLEMFÖRMULERING

Hvordan designes et system til optagelse og overførsel af EEG-signaler fra hjernen til computer, med henblik på at give neurofeedback til behandling af patienter med ADHD og epilepsi?

KAPITEL 4: LØSNINGSSTRATEGI

Gennem problemanalysen er det blevet formuleret, at NF kan være et alternativ til medicinering af epilepsi- og ADHD-patienter.

For at NF kan fungere som behandling eller som supplement til behandling, skal det kunne aflæse EEG-signaler.

Til dette skal et analogt kredsløb anvendes. Dette kredsløb designes, implementeres og testes med udgangspunkt i specifikke krav.

EEG-signaler kan vha. det designede system opsamles fra hjernen, aflæses, bearbejdes og visualiseres på en computer.

KAPITEL 5: KRAVSPECIFIKATIONER

5.1 Overordnede krav til systemet

I følgende afsnit vil de overordnede kravspecifikationer for systemet blive gennemgået.

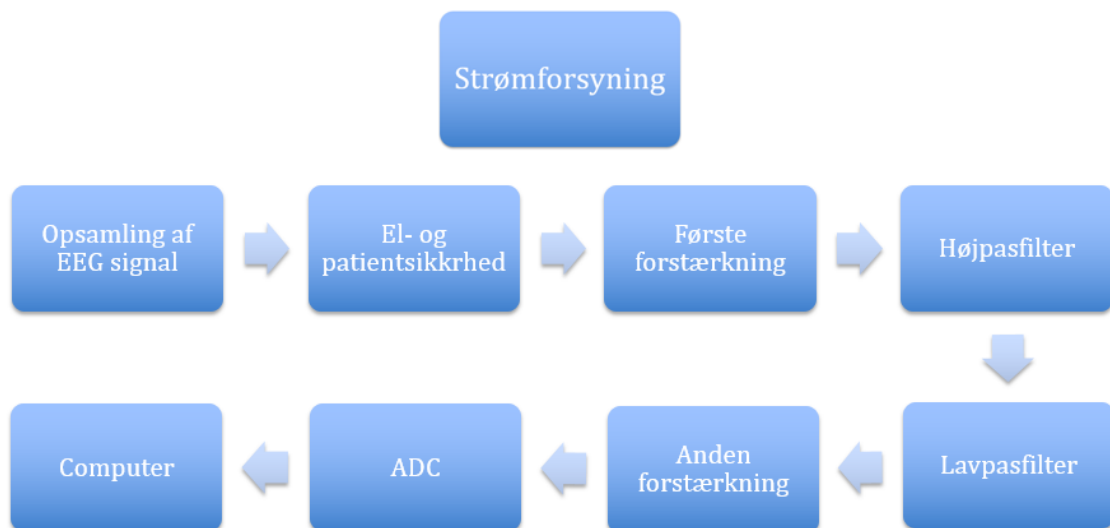
Det overordnede krav til systemet er, at projektets problemformulering skal besvares.

For at besvare problemformuleringen skal systemet optage EEG-signaler og bearbejde disse, så de kan blive vist på en skærm.

Dertil er følgende krav til systemet:

- Sikker for forsøgspersonen.
- Det skal reducere/fjerne støj.
- Det skal kunne forstærke et EEG-signal.
- Det skal kunne vise resultaterne på en computer.

For at kunne opfylde kravene til systemet er følgende blokke blevet produceret. Kravspecifikationerne vil i dette afsnit blive gennemgået. Oversigt over alle blokke kan ses på figur 5.1.



Figur 5.1: Figuren viser et blokdiagram over systemet.

5.2 Strømforsyning

En effektiv måde at skabe et sikkert elektrisk miljø for forsøgspersonen er at anvende et batteri frem for at tilslutte systemet til 230 V nettet [Webster, 2009]. Da et batteri ikke kan holde en konstant spænding over tid er det nødvendigt at stabilisere spændingsforsyningen til systemet [Whitaker, 2005]. I projektet skal spænding fra to 1,5 V AA batterier øges til omkring ± 15 V vha. en DC/DC konverter.

De fleste solide elektroniske kredsløb kan fungere ved en lavstrøms forsyning. Denne spændingsforsyning kan bl.a. være lavspændings batterier, som har en spænding under 10 V eller lavspændings isoleringstransformatorer. Det er muligt at undgå makroshock ved at holde spændingsforsyningen lav nok, på trods af eventuel kontakt med våde områder på huden skulle opstå. Lavspændings kilder ville være sikrere at anvende end højspændings kilder [Webster, 2009].

Da EEG-signalet er lavfrekvent, kan det bl.a. påvirkes af strømforsyningens frekvens, men eftersom den har en fast frekvens, kan en differensforstærker eliminere påvirkningen på signalet [Jing Hu, 2015].

Når der arbejdes med elektroniske kredsløb, er det et krav, at uanset om DC-spændingen kommer fra et batteri eller er blevet konverteret fra AC, skal der normalt anvendes en spændingsregulator for at give en stabil jævnspænding. En spændingsstabilisator er en enhed, der er designet til at reducere variationer i spændingen fra forsyningen. Det vil sige, at output spændingen ikke ændrer sig, selv om input spændingen varierer. En spændingstransformer kan også skabe en stabil jævnspænding. En transformer er en enhed, der magnetisk forbinder to eller flere kredsløb med varierende spændinger og strømstyrker. En magnetisk kobling har en række fordele, som f.eks. DC-isolation mellem kredsløbene, evnen til at matche en strømforsynings eller kildes spænding og strømstyrke til en belastning på den anden side, samt muligheden for at ændre størrelsen af spændingen og strømmen fra den ene side af transformeren til den anden. En DC/DC konverter kan give en stabil jævnspænding, der kan øge spænding til et bestemt arbejdsområde. Derudover har den en række fordele, såsom lavt støjniveau og hurtig respons [Whitaker, 2005].

Krav til strømforsyning

- Batteridrevet
- ± 15 V
- Split forsyning
- DC/DC konverter

5.3 Opsamling af EEG-signal

For at kunne opsamle EEG-signaler, skal det analoge kredsløb have en elektrisk kontakt til hudoverfladen, ikke være til gene for forsøgspersonen, eller være invasiv. Denne kontakt består i engangs overflade-elektroder.

Krav til elektroder

- Skal kunne optage EEG-signaler
- Overflade elektroder [Webster, 2009][Teplan, 2002a]

5.4 El- og patientsikkerhed

Hvis kroppen udgør en del af et elektrisk kredsløb, er der en sandsynlighed for, at det kan blive fysiologisk påvirket. Når strøm løber gennem vævet, kan det medføre tre konsekvenser, som hhv. er en elektrisk stimulering af væv, opvarmning af væv pga. modstanden eller elektrokemiske forbrændinger og vævsskader ved jævnstrøm eller høje spændingsniveauer. [Webster, 2009]

Den minimale strøm, som en person kan mærke, kaldes for threshold of perception, og denne tærskelværdi ligger på 0,5 mA, men kan variere afhængig af personens køn og masse. Den gennemsnitlige værdi for kvinder og mænd er hhv. 0,7 mA og 1,1 mA. Ved DC-strøm vil denne tærskel ligge mellem 2-10 mA, og denne strøm vil medføre en opvarmning af huden. Som følge af højere strømstyrker vil en person opleve både smerte og træthed, samtidig med at vedkommendes nerver og muskler stimuleres i højere grad end ved lave strømniveauer. Når strømstyrken over en bestemt tærskelværdi kan personen ikke frivilligt trække sig, og denne strøm er kendt som let-go current. Den er defineret som den maksimale strømstyrke, som en person selv kan trække sig fra. Denne strøm har en nedre tærskelværdi på 6 mA. [Webster, 2009]

For at forebygge eller minimere risici i en grad så forsøgspersonen ikke udsættes for fare, er det bl.a. nødvendigt at kende til diverse faresituationer ved at tilkoble en del af kroppen til et elektrisk system. Derudover skal de relevante tærskelværdier og gennemsnitsværdier relateret til elektricitets potentielle konsekvenser tages i betragtning.

Ifølge IEC 60601-1 standarden er der fastlagt nogle specifikke tærskelværdier, som er relevante at tage stilling til, når en person f.eks. er i fysisk kontakt med udstyr. Ved DC er grænsen for lækstrøm, som må gennemløbe en forsøgsperson, 0,05 mA, mens grænsen er på 0,5 mA i tilfælde af AC lækstrøm. Disse grænser hører under det begreb, som kaldes for single fault condition, der beskriver den situation, hvor der opstår én fejl i sikkerheden. [Backes, 2007]

Krav til el- og patientsikkerhed

- Lækstrøm skal være mindre end 0,5 mA
- Sikkerhed mellem elektroder og første forstærkning

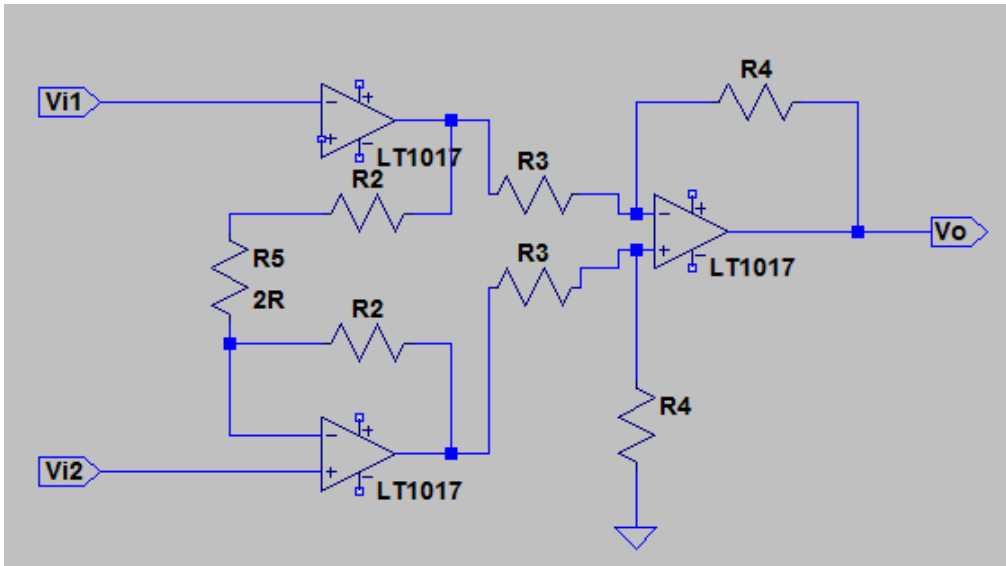
5.5 Første forstærkning

Efter EEG-signalerne fra hjernen bliver opsamlet vha. elektroder er der behov for at forstærke dem til det ønskede arbejdsområde af ADC'en, som er ± 10 V. Den første blok i kredsløbet er første forstærkning.

Formålet med første forstærkning er at forstærke EEG-signaler, der har en frekvens på DC-150 Hz og en amplitude på 5-300 μ V uden at der kommer for meget støj på signalet fra andre spændingskilder. Første forstærker skal have en stor indgangsmodstand for at undgå forvrængning af signalet [Webster, 2009].

Ud fra de parametre til forstærkning vurderes det, at en instrumenteringsforstærker kan anvendes, da den er klassificeret ved at have en høj dæmpning af de uønskede signaler

(common-mode spænding fra andre elektriske kilder) og kun forstærker de ønskede differens signaler [Bronzino, 1999].



Figur 5.2: Figuren viser et design af en instrumenteringsforstærker.

Instrumenteringsforstærker

En instrumenteringsforstærker er en type differensforstærker, der er baseret på tre operationsforstærkere (op-amps), bestående af to ikke-inverterende op-amps som input og en inverterende op-amp som output. De to første ikke-inverterende op-amps fungerer som buffer og har som funktion at skabe en høj impedans for forstærkeren. En redegørelse over op-amps kan læses i bilag 12.1. Instrumenteringsforstærkeren forstærker forskellen mellem to input spændinger men afviser andre signaler, der er fælles for begge indgange [Bronzino, 1999]. En instrumenteringsforstærker kan ses på figur 5.2.

Karakteristiske egenskaber for instrumenteringsforstærker

Den ideelle instrumenteringsforstærker har uendelig stor input impedans og en output impedans lig med 0. I praksis er det ikke muligt at opnå de ideelle egenskaber. Input impedansen er typisk mellem $10^6 - 12^{12} \Omega$, mens output impedansen er mellem 5-100 Ω . Effektiviteten af dæmpningen af common-mode beskrives ved common-mode rejection ratio (CMRR) og udtrykkes traditionelt i dB. CMRR kan beregnes vha. ligning 5.1.

$$CMRR = 20 \cdot \log\left(\frac{A_d}{A_{cm}}\right) \quad (5.1)$$

hvor A_d er forstærkningen af differenssignalet, der forstærkes med A. Differenssignalet kan bestemmes vha. ligning 5.2.

$$V_{dm} = (V_1 - V_2) \quad (5.2)$$

Common-mode signalet udregnes vha. ligning 5.3.

$$V_{cm} = \frac{V_2 + V_1}{2} \quad (5.3)$$

Det ønskes, at common-mode signalet, V_{cm} , bliver dæmpet maksimalt. Det vil sige, at der opnås en høj CMRR.

Der er begrænsninger på, hvor meget der kan forstærkes. Det er vigtigt, at spændingsforsyningen er større end output signalet for at undgå, at forstærkeren går i mætning og dermed ikke længere fungerer som en lineær forstærker [James W. Nilsson, 2014]. Maksimal forstærkning udregnes vha. formlen:

$$-VCC \leq A(V_p - V_n) \leq +VCC \quad (5.4)$$

Hvis der tages højde for andre biologiske signaler, der er højere end EEG-signaler, som kan resultere i mætning af forstærkeren, kan første forstærkning reduceres til 100. Dermed forventes et output signal mellem 0,5-30 mV. Den anden forstærker anvendes for at forstærke signalet efter første forstærkning til det ønskede arbejdsområde. Derudover skal CMRR være minimum 100 dB. Input impedansen skal være minimum 100 M Ω [Teplan, 2002b].

Krav til første forstærkning

- Forstærkning med 100
- Båndbredde: 5-30 Hz
- CMRR på min. 100 dB
- Input impedans på min. 100 M Ω .
- Input signal mellem 5-300 μ V
- Output signal mellem 0,5-30 mV

5.6 Filter

Efter signalet er blevet optaget og forstærkningen har fundet sted skal signalet filtreres for støj. Denne filtering skal hjælpe med at indsnævre et frekvensområde på et signal til de ønskede frekvenser og samtidig fjerne de uønskede frekvenser, der er optaget sammen med signalet.

Filter skal kunne frasortere DC-støj og biasstøj, som er beskrevet i afsnit 2.5.3. Der blev valgt at anvende et højpasfilter og et lavpasfilter.

5.6.1 Højpasfilter

Formålet med det ønskede højpasfilter er at mindske lavfrekvent støj under optagelse. Der opstilles krav til højpasfiltret, som følger:

Krav til højpasfilter

- Skal kunne frasortere bevægelsesstøj og DC-offset
- Knækfrekvens ≤ 5 Hz
- Dæmpning på ≤ 3 dB ved knækfrekvens

Grundet frekvensområdet for alfa aktivitet (8-12 Hz) fastsættes et acceptkrav på +10 % for knækfrekvensen, således at dæmpningen på alfa aktivitet er minimal.

5.6.2 Lavpasfilter

Formålet med det ønskede lavpasfilter er at mindske højfrequent støj under optagelse. Der opstilles krav til lavpasfiltret, som følger:

Krav til lavpasfilter

- Skal kunne frasortere DC- og biasstøj
- Knækfrekvens ≥ 30 Hz
- Dæmpning på ≤ 3 dB ved knækfrekvens
- Stopfrekvens ≤ 50 Hz
- Dæmpning på ≥ 20 dB ved stopfrekvens

Grundet det valgte frekvensområde for beta aktivitet (13-21 Hz) fastsættes et acceptkrav på -10 % for knækfrekvensen, således at dæmpningen på beta aktivitet i det valgte frekvensområde er minimal.

5.7 Anden forstærkning

Efter den første forstærkning og filtreringen af EEG-signalet er hensigten at forstærke signalet, så det passer ift. ADC'ens arbejdsområde, som vælges ud fra databladet for den specifikke ADC.

En inverterende closed-loop konfiguration benyttes til den anden forstærkning. Dette skyldes, at signalets mønster ikke har afgørende betydning for den videre visualisering af data.

Forstærkeren skal opfylde nogle specifikke krav til båndbredde, input- og output signal, forstærkning og CMRR. Disse krav er enten bestemt ud fra beregninger eller valgt for at imødekomme systemets formål. Da det forventes, at output signalet efter første forstærkning ligger mellem 0,5-30 mV, skal signalet forstærkes til ADC'ens arbejdsområde. For at sikre at signalet ikke bliver klippet under den anden forstærkning, blev det beregnet at forstærkningen skal være 250 eller 15.000, afhængigt af størrelsen af output signalet fra den første forstærker.

Krav til anden forstærkning

- Forstærkning: 250 eller 15.000
- Båndbredde: 5-30 Hz
- Input signal mellem 0,5-30 mV
- Output signal mellem $\pm 7,5$ V
- CMRR på min. 100 dB

5.8 ADC

ADC'en er en interface mellem det analoge og digitale kredsløb, som skal anvendes i systemet.

Optagelse og behandling af EEG-signaler foregår vha. en computer. Derfor er det nødvendigt at konvertere de analoge signaler fra systemet til diskrete data for at visualisere dem på en digital enhed. ADC'en er forbundet med et analogt system og en computer, således at hver enkel sample kan gemmes i computerens hukommelse. Opløsningen af ADC'en er bestemt af den mindste amplitude, der kan samples. Den er afhængig af least significant bit (LSB), der kan beregnes vha. ligning 5.5, hvor N er ADC'ens antal af bits, og V_{ref} er spændingsreferencen [Teplan, 2002b].

$$LSB = \frac{(+V_{ref} - (-)V_{ref}}{2^N} \quad (5.5)$$

Jo højere antal bits ADC'en har, desto højere er opløsningens kvalitet. Amplituden af EEG-signalet fra den sidste fase af forstærkningen skal være passende til ADC'ens arbejdsområde, og derfor maks. ± 10 V.

Til dette projekt anvendes NI USB-6009, der blev udleveret på forhånd, som har følgende specifikationer:

- Input range ± 10 V
- Opløsning 14 bits
- Samplingsfrekvens 48 kS/s

5.9 Computer

For at kunne illustrere EEG-signalerne, som er blevet processeret i de tidligere blokke, skal ADC'en tilkobles en computer.

Krav til computeren

- Skal kunne kobles til ADC'en
- Visualisering af EEG-signaler til videre analyse

5.10 Opsamling

I de foregående afsnit er kravene til enkelte blokke af systemet blevet opstillet. Overblik over disse kan ses på figur 5.3.



Figur 5.3: Figuren viser et diagram over systemets blokke og tilhørende krav.

KAPITEL 6: SYSTEMDESIGN

I følgende kapitel vil designopsætningen af de analoge kredsløbsblokke blive uddybet.

6.1 Strømforsyning

Strømforsyningen består af to 1,5 V AA batterier, som sættes i seriel forbindelse. Herfra bruges en DC/DC konverter, som har til formål at øge spændingen fra 3 V til det ønskede arbejdsområde på ± 15 V, samt yderligere for at sikre en stabil jævnspænding. Til dette projekt blev strømforsyningen, som opfylder kravspecifikationer, leveret.

6.2 Opsamling af EEG-signal

I det følgende afsnit bliver den valgte elektrodeplacering for projektet beskrevet.

For at designe et 1-kanals system skal EEG-signal opsamles vha. tre elektroder. En elektrode fungerer som reference, en anden som signalreference og en tredje som aktiv måleelektrode. Reference elektroden skal udpeges før opsamling af signaler startes, fordi ændring af reference kommer til at ændre output [Demos, 2005]. Ved måling af beta aktivitet til NFT- og ADHD-patienter, placeres elektroderne på hovedbunden af den præfrontale cortex [Swingle, 2015][Banaschewski and Brandeis, 2007][Demos, 2005]. Placering af elektroder bestemmes ud fra 10-20 systemet [Demos, 2005].

I teorien giver den valgte elektrodeplacering den absolutte værdi af signalerne, fordi signalreference på øreflippen anses som neutral. Placeringens ulempe er, at elektroderne er meget følsomme overfor EMG muskel artefakter og øreflip kontamination¹. Det betyder, at alle muskelbevægelser i ansigtet kan forårsage ændring af EEG-signal opsamling [Demos, 2005]. Elektrodeplaceringen bliver som følgende:

- Aktiv elektrode placeres på hovedbunden ved den præfrontale cortex i punktet Fz [Swingle, 2015][Demos, 2005].
- Signalreference elektroden placeres på øreflippen.
- Reference elektroden placeres på mastoid process. Reference elektroden skal placeres på hård knoglestruktur for at undgå forstyrrelser fra muskler [Webster, 2009].

Tilkoblingen til kredsløbets næste blok skal foregå ved, at elektroderne skal tilsluttes som følgende:

- **Den aktive elektrode** skal tilsluttes den negative input terminal i første forstærker.
- **Signalreference elektroden** skal tilsluttes den positive input terminal i første forstærker.
- **Reference elektroden** skal tilsluttes jord.

¹Forurening med bakterier.

6.2.1 Valg af komponenter

Til dette projekt anvendes EMG-elektroder, Ambu® Neuroline 720, da disse er de eneste elektroder til rådighed.

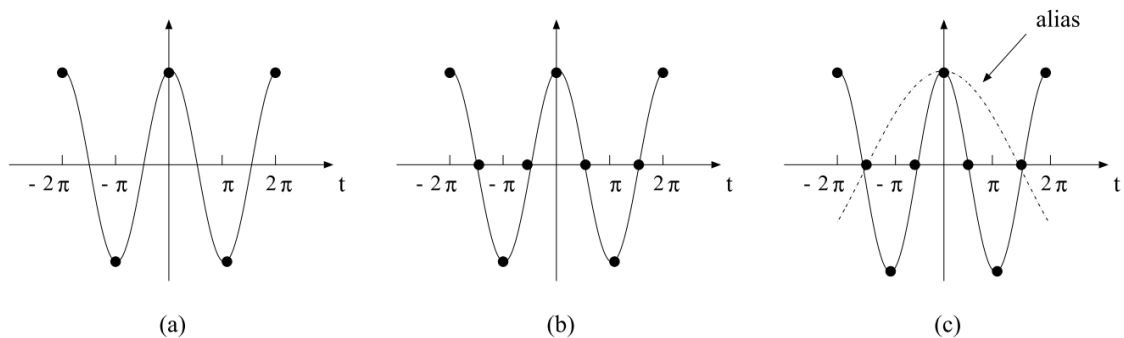
Samplingsfrekvens

Samplingsraten, til måling af EEG, ligger generelt mellem 250-2000 Hz, og den skal mindst være to gange større end den højeste frekvens af interesse, for at lave en tilstrækkelig sampling [Pedro M. R. Reis, 2014]. Nyquists samplingsteorem kan udtrykkes vha. ligning 6.1.

$$f_s > 2f_c \quad (6.1)$$

hvor f_s er samplingsfrekvensen, og f_c er den højeste frekvens i EEG-signalet.

Nyquist raten, som er det samme som samplingsfrekvensen defineret i ligning 6.1, angiver grænsen mellem undersampling og oversampling [Rainer E. Burkard, 2000]. På figur 6.1 ses forskellige sampling ift. Nyquist raten. En høj samplingsfrekvens kan resultere i, at der er en overskydende mængde af data. Samtidig vil signalbehandlingsprocessen tage længere tid [Platform, 2016].



Figur 6.1: Den modificerede figur viser eksempler på hvordan et signal kan se ud, når der samples med Nyquist raten (a), hurtigere end Nyquist raten (b) eller langsommere end Nyquist raten (c). [Rainer E. Burkard, 2000]

Da hjernen hovedsageligt producerer lavfrekvente signaler, såsom dem for beta bølger, er det muligt at optage EEG med en samplingsfrekvens på 100 Hz, som kan tolkes [Platform, 2016]. Grundet begrænsninger af filtre er der en håndregel om, at samplingsfrekvensen mindst skal være tre gange større end den højeste frekvens af båndpasset [Kerry L. Coburn, 1988]. Det siges, at halvdelen af samplingsraten markerer den højeste frekvens, som kan analyseres ifm. signalet. Nogle forskere mener, at der ikke bør arbejdes med frekvenser, som er større end en tredjedel af samplingsraten [Platform, 2016]. Ud fra ovenstående vurderes, at den minimale samplingsrate skal være 100 Hz.

Aliasering

Aliasering forårsages på baggrund af, at en kontinuert analog spænding konverteres til en række af diskrete punkter. Disse punkter vises som tal og kan bearbejdes på en computer. Når et signal med høje frekvenser samples med en for lav samplingsfrekvens, opstår aliasering. Disse høje frekvenser bliver derfor ikke præsenteret korrekt. De vil danne lavfrekvente signaler, som er falske. Dette vil ske i den lagrede data på computeren, som kan undgås ved at opfylde Nyquists samplingsteorem. Dette henviser ikke til den højeste frekvens,

som er ønsket, men det gælder den højeste frekvens, der er i signalet. Det vil sige, at den højeste frekvens kan tilhøre en fysiologisk kilde i form af EMG eller en ikke-fysiologisk kilde i form af elektronik. [Kerry L. Coburn, 1988]

6.3 El- og patientsikkerhed

I dette projekt vil forsøgspersoner blive koblet til et analogt kredsløb, hvori strøm vil gennemløbe. For at mindske risikoen for at uheld kan forekomme, blev der i afsnit 5.4 udarbejdet kravspecifikationer. Denne sikkerhed bliver gennemgået i følgende afsnit.

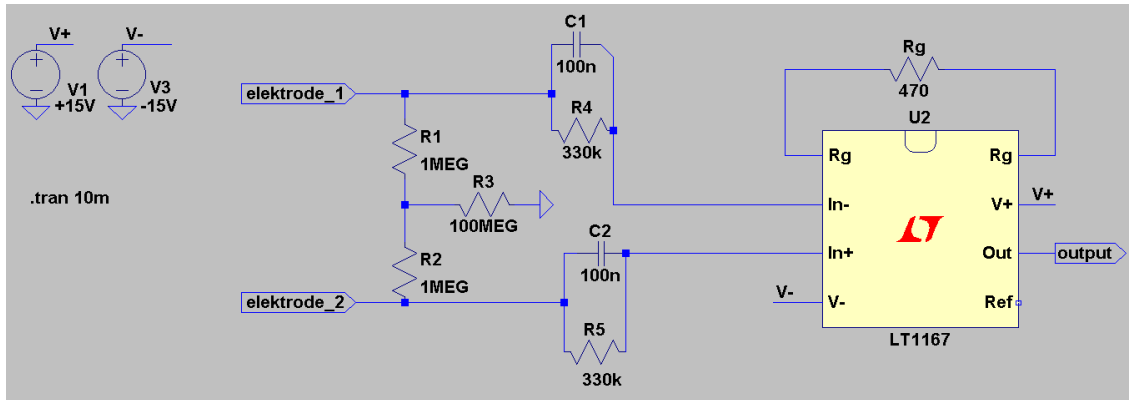
Som tidligere beskrevet i afsnit 2.3.3 er elektroderne placeret på hovedet, og eftersom hjertet ikke udgør en del af kredsløbet, vil risikoen for fatale ulykker med elektricitet falde. For at sikre forsøgspersonen, skal systemet fungere på den måde, at den højeste strøm der kan løbe tilbage til forsøgspersonen, ved en kortslutning, er mindre end 0,5 mA [Webster, 2009]. Dette opnås ved, at der i systemet implementeres høj modstand mellem elektroderne og den første forstærkning samt i koblingen til jord. Den minimale modstand kan beregnes vha. formlen for Ohms lov. Da systemet forsynes med ± 15 V udregnes minimal modstand på 30 k Ω .

For at kunne forbedre forsøgspersonens sikkerhed er der mulighed for at implementere højere modstand end 30 k Ω . Der blev valgt en modstand på 330 k Ω .

6.4 Første forstærkning

I følgende afsnit bliver design af første forstærkning og valg af komponenter beskrevet.

Den første forstærker placeres som den første blok i kredsløbet og forbindes direkte til elektroder. Elektroder har ikke ens modstand, og derfor er det nødvendigt at anvende en spændingsdeler, som reducerer risikoen for, at forskellen i modstand af elektroder betydeligt påvirker EEG-signalet. Forskellen på elektrodemodstand kan resultere i, at CM-signalet kan forstærkes videre som et DM-signal. Spændingsdeleren placeres mellem elektroder og instrumenteringsforstærker. Da der er en direkte forbindelse mellem en person og instrumenteringsforstærkeren er der risiko for, at strømmen løber tilbage til personen, hvis der sker en fejl i systemet. Der skal være en sikring mod, at lækstrøm ikke overskrider 0,5 mA. Problemet kan løses vha. implementering af to kondensatorer med værdi på 100 nF, der er i parallel forbindelse med to modstande på hver elektrodeindgang. På figur 6.2 kan første blok i kredsløbet og implementering af komponenter ses.



Figur 6.2: Figuren viser opsætningsdesign af spændingsdeleren og instrumenteringsforstærkeren. Elektrode 1 fungerer som den aktive elektrode, og elektrode 2 fungerer som signalreference elektroden.

For at opfylde kravene til den totale forstærkning er der brug for en instrumenteringsforstærker. Efter undersøgelse af forskellige instrumenteringsforstærkere, er der kommet frem til, at en instrumenteringsforstærker, der kan forstærke signalet 100 gange, vil opfylde kravene ift. forforstærkerens output.

6.4.1 Valg af komponenter

De ovennævnte kravspecifikationer kan imødekommes ved benyttelse af instrumenteringsforstærkeren LT1167, som har en CMRR på 110 dB ved en forstærkning på 100. Input impedansen for den valgte instrumenteringsforstærker er omkring $10 \text{ G}\Omega$ [Linear Technology Corporation, 1998].

For at opnå den ønskede forstærkning på 100, skal værdien af en modstand, som skal tilkobles instrumenteringsforstærkeren, udregnes. Dette gøres vha. en formel fra LT1167's datablad [Linear Technology Corporation, 1998], se ligning 6.3.

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_g} + 1 \quad (6.2)$$

$$R_g = \frac{49,4k\Omega}{100 - 1} = 498,99\Omega \quad (6.3)$$

Modstanden R_g blev udregnet til 499Ω , men denne modstand var ikke tilgængelig. Derfor skulle der vælges den tætteste størrelse af modstand til den ønskede. Den første blok blev testet med to modstande på 470Ω og på 560Ω . Til dette projekt blev der valgt en modstand på 470Ω , fordi den konfiguration gav den forventede forstærkning. Oversigt over modstandsværdier kan ses i tabel 6.1.

Modstand	Udregnede værdi	Valgte værdi
R1	1 M Ω	1 M Ω
R2	1 M Ω	1 M Ω
R3	100 M Ω	100 M Ω
R4	30 k Ω	330 k Ω
R5	30 k Ω	330 k Ω
R _g	499 Ω	470 Ω

Tabel 6.1: Tabel viser oversigt over udregnede og valgte modstandsværdier for første forstærkning.

6.5 Filter

I følgende afsnit vil filtertypen, -orden, og -design samt valg af komponenter for højpasfiltret og lavpasfiltret blive beskrevet.

Ved brug af filtre, er den overordnede filtertype vigtig for signalet. Til projektet anvendes filtre af typen Butterworth til både højpas- og lavpasfiltrering. Butterworth filtret ændrer ikke på signalets udformning og skaber en blød vinkel ved transitionsbåndet, og derved et langt bånd. [Sedra and Smith, 1998]

Højpasfilter Filtret skal dæmpe frekvenser, der ligger under 5 Hz, for at reducere DC-offset og bevægelsesstøj, som angivet i kravspecifikationerne i afsnit 5.6.1.

Lavpasfilter Et lavpasfilter er valgt, da frekvensområdet over 30 Hz skal dæmpes. Yderligere sættes en stopfrekvens på 50 Hz. Dette er gjort for at reducere DC-støj og biasstøj, som angivet i kravspecifikationerne i afsnit 5.6.2.

6.5.1 Udregning af filterorden

Formlen for filterordnen udledes vha. ligning 6.4, hvilken er en ligning for dæmpningen ved stopfrekvensen, hvortil resultatet fra ligning 6.6 benyttes.

$$A(\omega_s) = 10 \cdot \log \left[1 + \epsilon^2 \left(\frac{\omega_s}{\omega_p} \right)^{2N} \right] \quad (6.4)$$

Før denne formel kan bruges, skal ϵ bestemmes. Dette gøres ved at benytte ligning 6.5.

$$\epsilon = \sqrt{10^{\frac{A_{max}}{10}} - 1} = \sqrt{10^{\frac{3}{10}} - 1} = 0,9976 \quad (6.5)$$

ϵ sættes nu i anden.

$$\epsilon^2 = (0,9976)^2 = 0,9953 \quad (6.6)$$

Dette leder til følgende udtryk for ordnen:

$$N = \frac{\log(10^{\frac{A_{min}}{10}} - 1) - \log(\epsilon^2)}{2 \cdot \log(\frac{\omega_s}{\omega_p})} = \frac{\log(10^{\frac{20}{10}} - 1) - \log(0,9953)}{2 \cdot \log(\frac{50\text{Hz}}{30\text{Hz}})} = 4,502 \quad (6.7)$$

hvor $A_{max} = 3$ dB, $A_{min} = 20$ dB, $\omega_s = 50$ Hz, og $\omega_p = 30$ Hz, som er hhv. den maksimale dæmpning, minimale dæmpning, knæfrekvens på stopbåndet og knæfrekvens

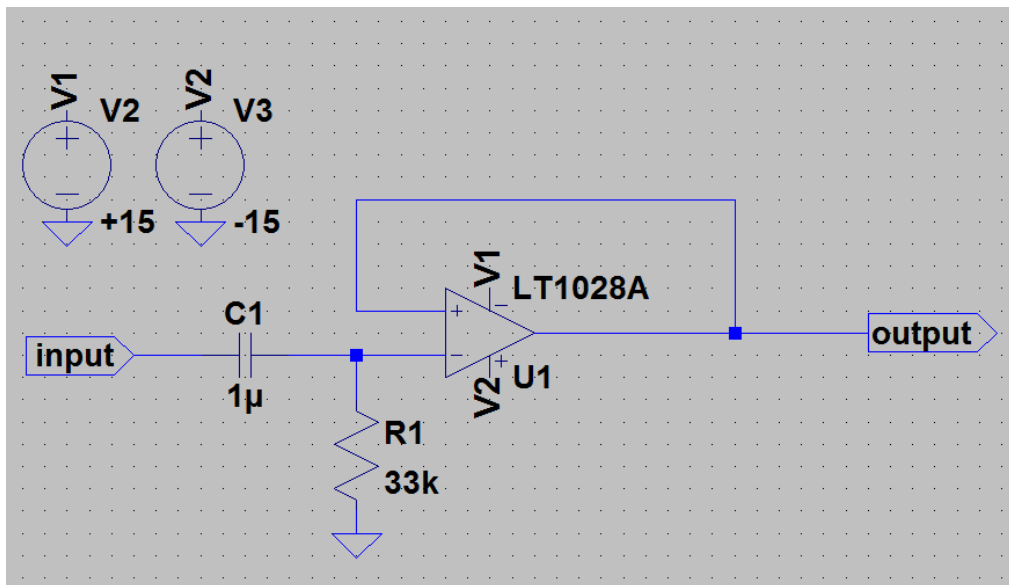
på pasbåndet. Eftersom ligning 6.7 resulterer i en orden af filtret på 4,502, skal denne værdi rundes op, hvilket medfører, at filtret skal være af 5. orden.

Et 5. ordens lavpasfilter af typen Butterworth unity-gain vil blive brugt til projektet.

6.5.2 Valg af komponenter

Højpasfilter

Formålet med denne blok er at filtrere signalet for DC-offset og bevægelsesstøj, hvilket er beskrevet i afsnit 5.6.1. For at reducere DC-offset, vil der benyttes et 1. ordens ikke-inverterende unity-gain Butterworth højpasfilter. Til dette filter er op-ampen TL051 anvendt. Opsætningen af højpasfiltret, som er den anden blok i kredsløbet, kan ses på figur 6.3.



Figur 6.3: Figuren viser opsætningsdesign af et 1. ordens unity-gain Butterworth højpasfilter. Da op-ampen TL051 ikke indgår som en komponent i LTspice, blev op-ampen LT1028A valgt til simulering.

For at kunne udregne værdier for modstanden og kondensatoren for højpasfiltret, fastsættes værdien for kondensatoren til $1 \mu\text{F}$. Da koefficienten $a_1 = 1$, ud fra tabel 16-5 i [Kugelstadt, 2008] for et 1. ordens Butterworth filter, kan modstanden for højpasfiltret udregnes ved brug af ligning 6.8.

$$R_1 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot a_1 \cdot C_1} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 5\text{Hz} \cdot 1 \cdot 1 \cdot 10^{-6}\text{F}} = 31831\Omega \quad (6.8)$$

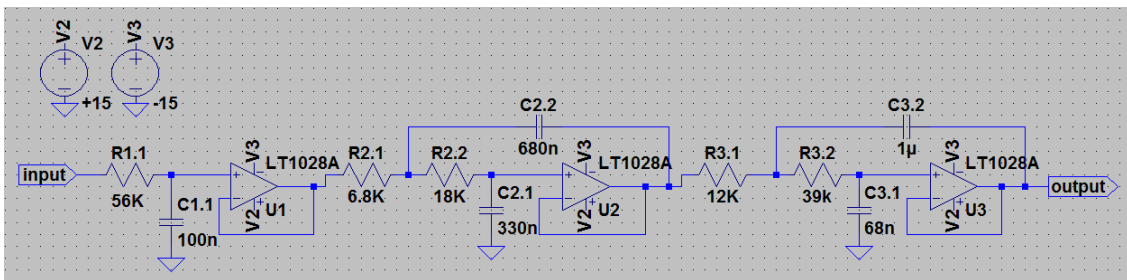
Der benyttes en modstand på $33 \text{ k}\Omega$, da det er den tilgængelige modstand, hvis værdi ligger tættest på den teoretiske udregnede værdi. En oversigt over værdier for komponenterne i højpasfiltret findes i tabel 6.2.

Komponenter	Udregnede værdi	Valgte værdi
C1		$1 \mu\text{F}$
R1	$31,831 \text{ k}\Omega$	$33 \text{ k}\Omega$

Tabel 6.2: Tabellen viser en oversigt over værdier for komponenterne i højpasfiltret.

Lavpasfilter

Den anden filtreringsblok består af tre dele, som indeholder en kaskade af et 1. ordens ikke-inverterende lavpas unity-gain filter og to 2. ordens unity-gain Sallen-Key lavpasfiltre, se figur 6.4. Disse dele vil først blive testet individuelt, hvorefter de testes kollektivt for at sikre, at blokken fungerer, som den skal i hver enkel del. Den første op-amp i denne filtreringsblok, af serien TL051, er valgt på baggrund af tilgængelighed og pris. Til de resterende to dele af filterblokken anvendes en TL052, da den kan simplificere systemet ved at opdele resten af filterblokken på hver sin side. Da en invertering ikke har en indflydelse på EEG-signalet, vælges der at benytte en ikke-inverterende konfiguration til første del af filtret. Alle tre dele af blokken består af en unity-gain opsætning, hvilket vil sige, at der fastholdes en forstærkning på 1.



Figur 6.4: Figuren viser opsætningsdesign af et 5. ordens unity-gain Butterworth lavpasfilter. Da op-amps TL051 og TL052 ikke indgår som en komponent i LTspice, blev op-ampen LT1028A valgt til simulering.

For at kunne udregne værdier for modstandene og kondensatorerne i hele filter kredsløbet, fastsættes $C_{1,1} = 100 \text{ nF}$, $C_{2,1} = 330 \text{ nF}$ og $C_{3,1} = 68 \text{ nF}$. Derudover findes koefficienterne $a_1 = 1$, $a_2 = 1,6180$, $a_3 = 0,6180$, $b_1 = 0$, $b_2 = 1$ og $b_3 = 1$ ud fra tabel 16-5 i [Kugelstadt, 2008], som skal benyttes til udregning af komponenternes værdier.

$R_{1,1}$ bestemmes vha. ligning 6.9.

$$R_{1,1} = \frac{a_1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_{1,1}} \quad (6.9)$$

Med en knækfrekvens $f_c = 30 \text{ Hz}$, resulterer ligning 6.9 i en $R_{1,1} = 53,05 \text{ k}\Omega$. Den nærmest tilgængelige modstand på $56 \text{ k}\Omega$ vælges.

$C_{2,2}$ bestemmes vha. ligning 6.10.

$$C_{2,2} \geq C_{2,1} \cdot \frac{4 \cdot b_2}{a_2^2} \quad (6.10)$$

Dette giver en $C_{2,2} = 504,216 \text{ nF}$. Da formlen angiver, at værdien skal være større end eller lig med $C_{2,1}$, vælges den nærmeste tilgængelige kondensator af større værdi end det udregnede, hvilket er en kondensator med en værdi på 680 nF .

For at udregne værdier for $R_{2,1}$ og $R_{2,2}$ benyttes ligning 6.11.

$$R_{2,1/2,2} = \frac{a_2 \cdot C_{2,2} \pm \sqrt{a_2^2 \cdot C_{2,2}^2 - 4 \cdot b_2 \cdot C_{2,1} \cdot C_{2,2}}}{4 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_{2,1} \cdot C_{2,2}} \quad (6.11)$$

$R_{2,1}$ blev udregnet til at være $6393,15 \text{ }\Omega$ ved brug af en $C_{2,1} = 330 \text{ nF}$ og $C_{2,2} = 680 \text{ nF}$. Den tilgængelige modstand med en tilnærmet værdi, som blev valgt, var på $6,8 \text{ k}\Omega$, mens

$R_{2,2}$ blev udregnet til at være $19618,2 \Omega$ ud fra samme værdier, men med et positivt fortegn i tælleren før kvadrudet. På baggrund af den teoretisk udregnede værdi for $R_{2,2}$, blev en modstand på $18 \text{ k}\Omega$ valgt.

$C_{3,2}$ blev udregnet vha. ligning 6.10, hvor $C_{2,1}$, a_2 og b_2 blev erstattet af $C_{3,1}$, a_3 og b_3 , hvilket gav en $C_{3,2}$, som skulle være større end eller lig med $712,184 \text{ nF}$. Den nærmeste tilgængelige kondensator med en større værdi end den udregnede værdi for $C_{3,2}$, var på $1 \mu\text{F}$.

$R_{3,1}$ og $R_{3,2}$ blev udregnet, ved brug af ligning 6.11. $C_{3,1}$ er i udregningen fastsat til 68 nF , og $C_{3,2}$ er fastsat til $1 \mu\text{F}$. Dette resulterede i en $R_{3,1}$ og $R_{3,2}$ på hhv. $11174,1 \Omega$ og $37040,5 \Omega$. De tilgængelige modstande, som blev valgt, var på hhv. $12 \text{ k}\Omega$ og $39 \text{ k}\Omega$. En oversigt over de udregnede og valgte værdier for lavpasfiltrets kondensatorer og modstande kan ses i tabel 6.3.

Komponenter	Udregnede værdi	Valgte værdi
Første del		
C1,1		100 nF
R1,1	53,05 k Ω	56 k Ω
Anden del		
C2,1		330 nF
C2,2	504,216 nF	680 nF
R2,1	6,39315 k Ω	6,8 k Ω
R2,2	19,6182 k Ω	18 k Ω
Tredje del		
C3,1		68 nF
C3,2	712,184 nF	1 μF
R3,1	11,1741 k Ω	12 k Ω
R3,2	37,0405 k Ω	39 k Ω

Tabel 6.3: Tabellen viser en oversigt over udregnede og valgte værdier for kondensatorer og modstande for lavpasfiltret.

6.6 Anden forstærkning

I følgende afsnit bliver design af anden forstærkning og valg af komponenter beskrevet.

Krav til den anden forstærker er, at den skal forstærke 250 eller 15.000 gange, afhængig af størrelsen af output signalet fra den første forstærker. For at opfylde kravene til den anden forstærkning er der brug for en switch, som benyttes til at justere forstærkning. Dette gøres, da amplituden i EEG-signalet kan variere fra person til person. Til projektet blev der valgt en TL051, da den opfylder kravspecifikationer opstillet i afsnit 5.7, og som er tilgængelig og billig. Der blev valgt at anvende en inverterende konfiguration af op-amp frem for ikke-inverterende, fordi den ikke er betydelig for visualisering af EEG-signalet. Da der er en væsentlig forskel i størrelsen af output signalet fra den første forstærkning, ønskes det, at anden forstærkning kan justeres ift. størrelsen af input signalet. Dermed kan outputtet tilpasses ADC'ens arbejdsområde.

6.6.1 Forstærkning på 250

Valg af komponenter

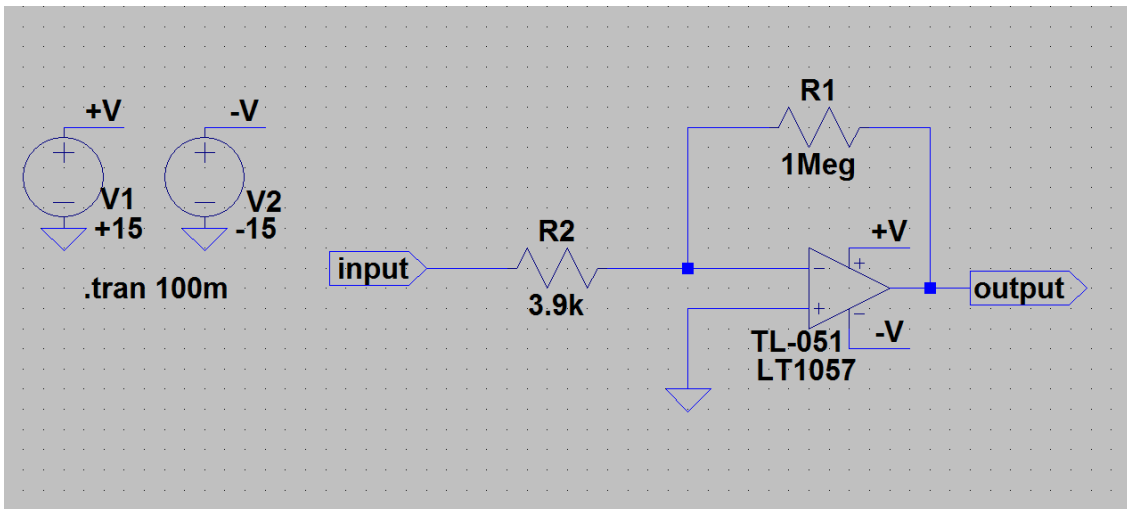
Værdien af feedbackmodstand R_1 på $1\text{ M}\Omega$ blev valgt ud fra de tilgængelige modstande mhp., at den i kombination med en anden modstand vil give en forstærkning på 250. Værdien af R_1 udregnes vha. følgende formel:

$$A = -\frac{R_1}{R_2} \quad (6.12)$$

Det blev udregnet, at modstanden af R_2 skal være $4\text{ k}\Omega$, men til projektet blev der valgt en modstand på $3,9\text{ k}\Omega$, da dens værdi er tættest på den ønskede ud fra de tilgængelige modstande. Opsætningsdesign af forstærkning på 250 kan ses på figur 6.5. Oversigt over modstandsværdier kan ses i tabel 6.4.

Modstand	Udregnede værdi	Valgte værdi
R1		$1\text{ M}\Omega$
R2	$4\text{ k}\Omega$	$3,9\text{ k}\Omega$

Tabel 6.4: Tabel viser oversigt over udregnede og valgte modstandsværdier for anden forstærkning på 250.



Figur 6.5: Figuren viser opsætningsdesign af forstærkning på 250 vha. en TL051. Da op-ampen TL051 ikke indgår som en komponent i LTspice, blev op-ampen LT1057 valgt til simulering.

6.6.2 Forstærkning på 15.000

Valg af komponenter

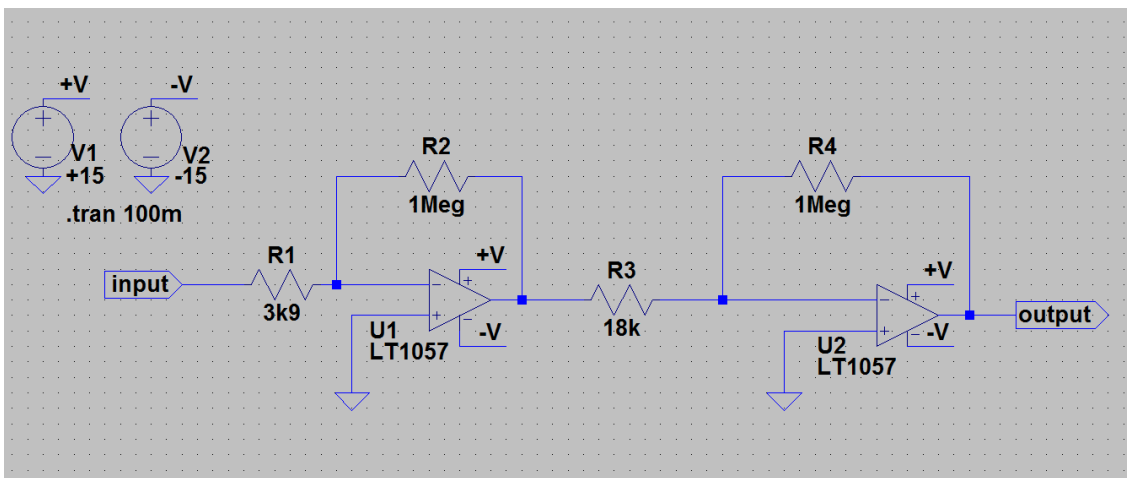
For at sikre at op-amp ikke går i mætning under den anden forstærkning, blev en forstærkning på 15.000 fordelt mellem to op-amps, der er i serie forbindelse med hinanden.

Det blev udregnet, at signalet efter forstærkning på 250 yderligere skal forstærkes med 60 for at opnå den samlede forstærkning på 15.000. Modstandsværdi blev udregnet til $17\text{ k}\Omega$ for at forstærke 60 gange, men da den modstandsværdi ikke var tilgængelig, blev der implementeret en modstand på $18\text{ k}\Omega$.

Opsætningsdesign af forstærkning på 15.000 kan ses på figur 6.6. Oversigt over modstandsværdier kan ses i tabel 6.5.

Modstand	Udregnede værdi	Valgte værdi
R1	4 k Ω	3,9 k Ω
R2		1 M Ω
R3	17 k Ω	18 k Ω
R4		1 M Ω

Tabel 6.5: Tabel viser oversigt over udregnede og valgte modstandsværdier for anden forstærkning på 15.000.



Figur 6.6: Figuren viser opsætningsdesign af forstærkning på 15.000 vha. en TL051. Da op-ampen TL051 ikke indgår som en komponent i LTspice, blev op-ampen LT1057 valgt til simulering.

6.7 ADC

Til projektet anvendes en NI USB-6009 konverter, som konverterer de analoge signaler til digitale signaler.

KAPITEL 7: TEST

I følgende afsnit vil en LTspice simulering blive lavet på de forstærker- og filtreblokkene. Udover dette vil det implementerede system blive gennemtestet i praksis. Under disse test vil strømforsyningen, ADC'en og elektroderne ikke blive testet, da disse ikke er designet eller produceret af gruppen selv. Højpas- og lavpasfiltrene vil blive testet på deres evne til at dæmpe signalerne, som opgivet i afsnit 5.6.1 og afsnit 5.6.2. For at kunne afgøre, om filtrene gør dette, vil der blive lavet en frekvensanalyse, med en sammenligning af det teoretiske og det praktiske kredsløb.

Forstærkerne i projektet vil blive testet på deres evne til at forstærke signalet, som opstillet i afsnit 5.7.

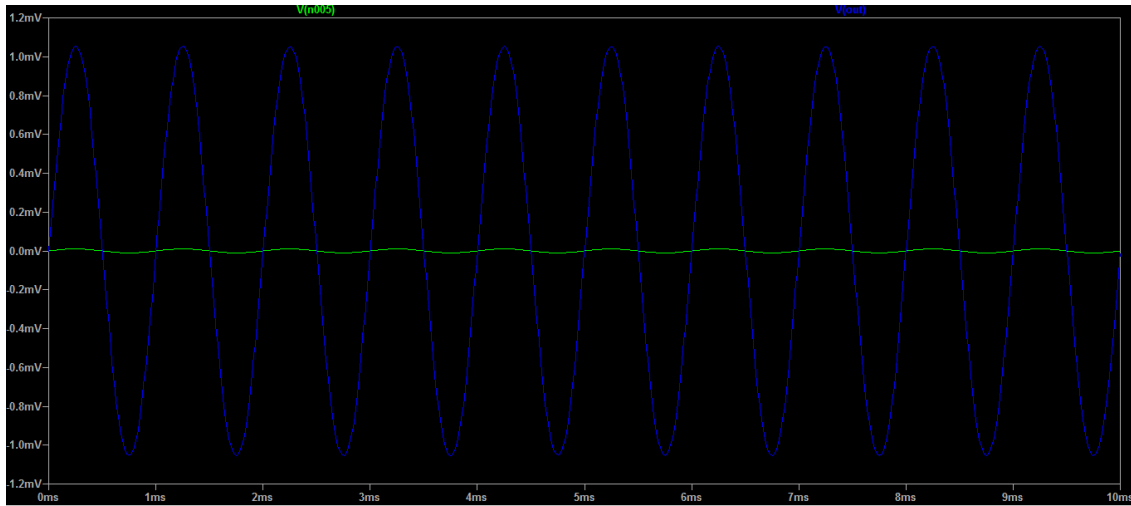
Efterfølgende vil alle blokke blive testet samlet med en funktionsgenerator, før en forsøgsperson tilsluttes. Dette forsøg vil blive beskrevet i afsnit 12.4.

7.1 Test af forstærker

7.1.1 Test af forstærkning i LTspice

Første forstærkning

Design af første forstærkning blev testet i LTspice, og der kunne aflæses en forstærkning på 101, som det ses på figur 7.1.

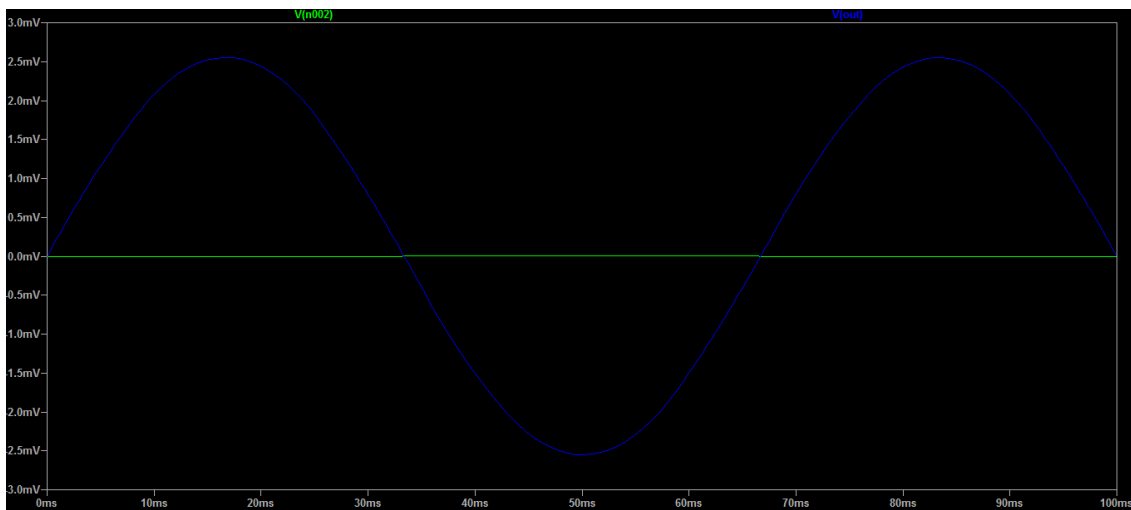


Figur 7.1: Den grønne graf viser input signalet, som har en $V_{pp} = 20 \mu\text{V}$. Den blå graf viser output signalet, som har en $V_{pp} = 2,02 \text{ mV}$.

Anden forstærkning

Forstærkning på 250

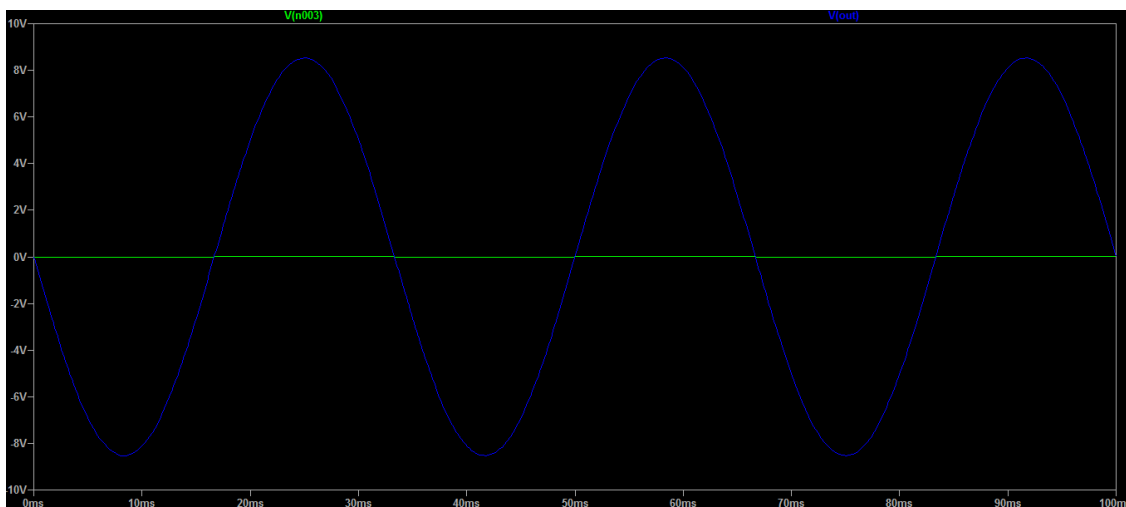
Design af anden forstærkning på 250 blev testet i LTspice, og der kunne aflæses en forstærkning på 250, som det ses på figur 7.2.



Figur 7.2: Den grønne graf viser input signalet, som har en $V_{pp} = 20 \mu\text{V}$. Den blå graf viser output signalet, som har en $V_{pp} = 5 \text{ mV}$.

Forstærkning på 15.000

Design af anden forstærkning på 15.000 blev testet i LTSpice, og der kunne ses en forstærkning på 15.000, som det ses på figur 7.3.

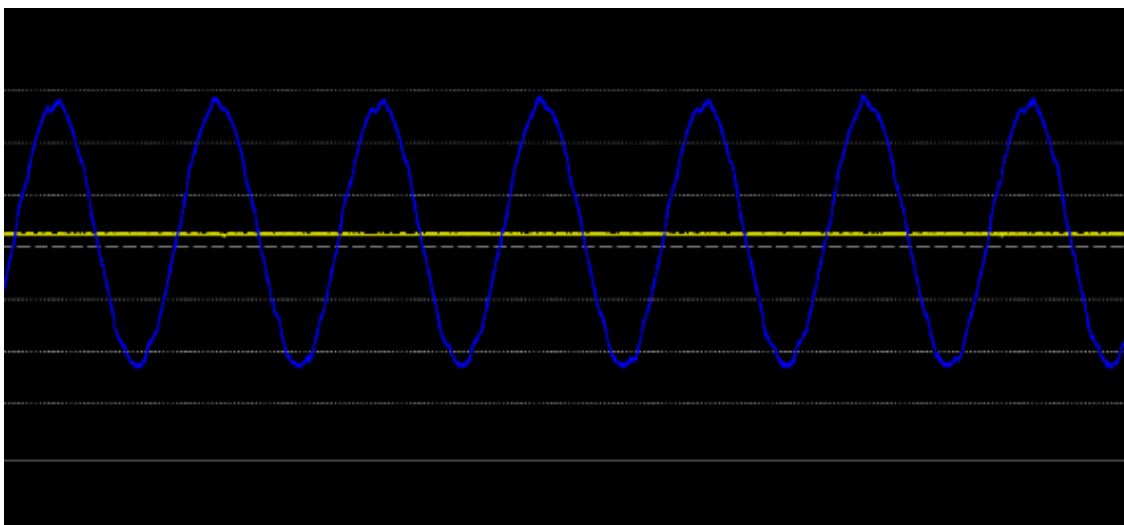


Figur 7.3: Den grønne graf viser input signalet, som har en $V_{pp} = 20 \mu\text{V}$. Den blå graf viser output signalet, som har en $V_{pp} = 18 \text{ V}$.

7.1.2 Test af forstærkning i praksis

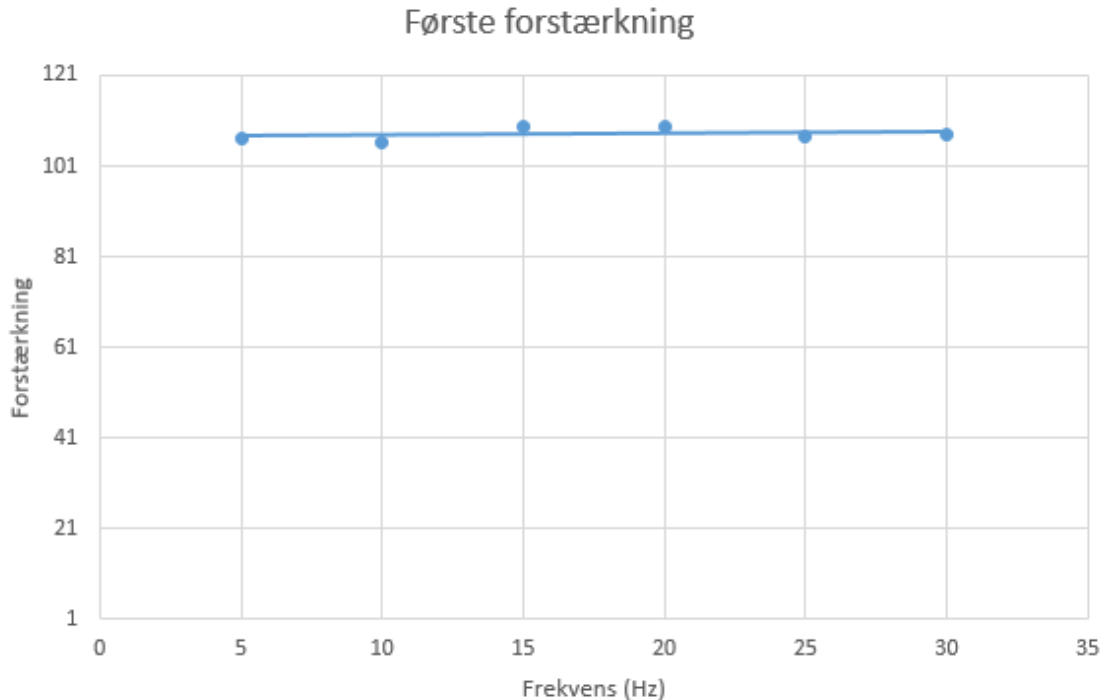
Første forstærkning

Det var ikke muligt at teste den første forstærkning med R_g på 499Ω , da en tilsvarende modstand ikke var tilgængelig. Derfor skulle der vælges en modstand med en størrelse tættest på den ønskede. Den første blok blev testet med to modstande, en på 470Ω og en på 560Ω . Til dette projekt blev der valgt en modstand på 470Ω , fordi den konfiguration, som kan ses på figur 6.2, gav den forventede forstærkning. Design af første forstærkning blev testet i praksis, og input og output signaler blev målt vha. et oscilloskop. Der kunne ses en forstærkning på 108, som det ses på figur 7.4.



Figur 7.4: Den gule graf viser input signalet, som har en $V_{pp} = 0,6 \text{ mV}$. Den blå graf viser output signalet, som har en $V_{pp} = 58,8 \text{ mV}$.

Forstærkning skal være lineær, og derfor testes den med forskellige frekvenser, der ligger inden for pasbåndet. Resultaterne af test med forskellige frekvensværdier kan ses på figur 7.5.



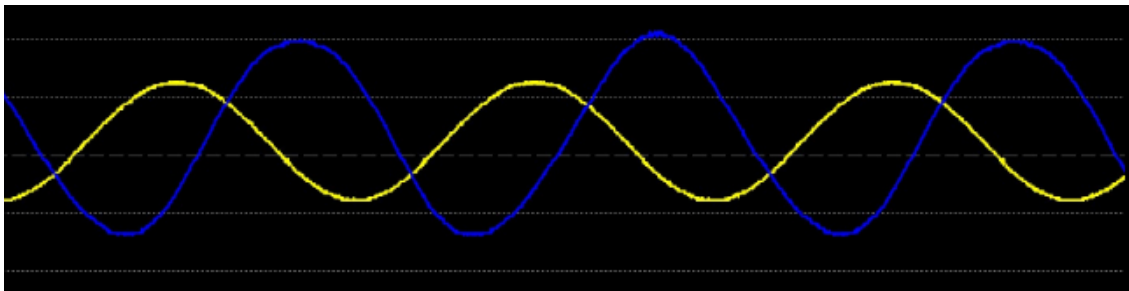
Figur 7.5: Grafen viser lineær forstærkning, som har gennemsnit på 108.

Anden forstærkning

Forstærkning på 250

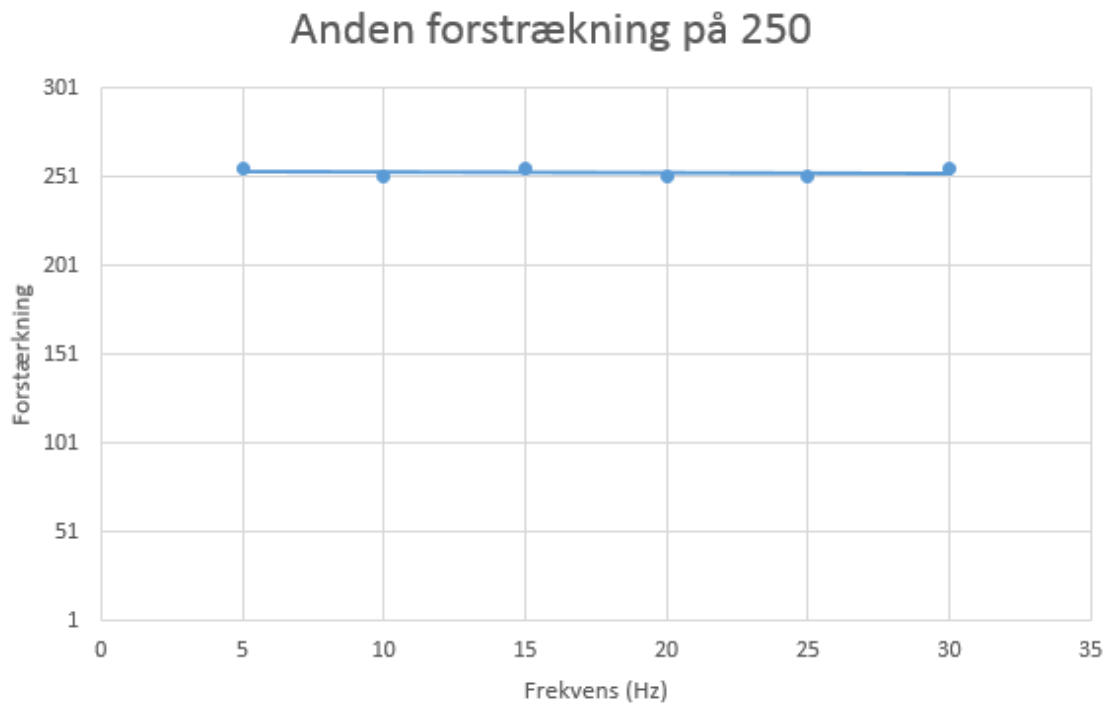
Forstærkning på 250 blev testet i praksis med den valgte feedback modstand på R_2 3,9 k Ω , og der kunne observeres en forstærkning på 254. Det blev afprøvet at implementere R_2 modstande med andre værdier, men det resulterede i en forstærkning, som var betydeligt større eller mindre end 250. Deraf blev R_2 modstande med andre værdier forkastet.

Design af anden forstærkning blev testet i praksis og input og output signaler blev målt vha. et oscilloskop, hvor signalet blev forstærket med 18 i den første forstærkning, og med 254 i den anden forstærkning. Graferne for input samt output signaler kan ses på figur 7.6.



Figur 7.6: Den gule graf viser input signalet, som har en amplitude på 29,4 mV. Den blå graf viser output signalet, som har en amplitude på 7144 mV.

Resultaterne af test af forstærkning med forskellige frekvensværdier kan ses på figur 7.7.

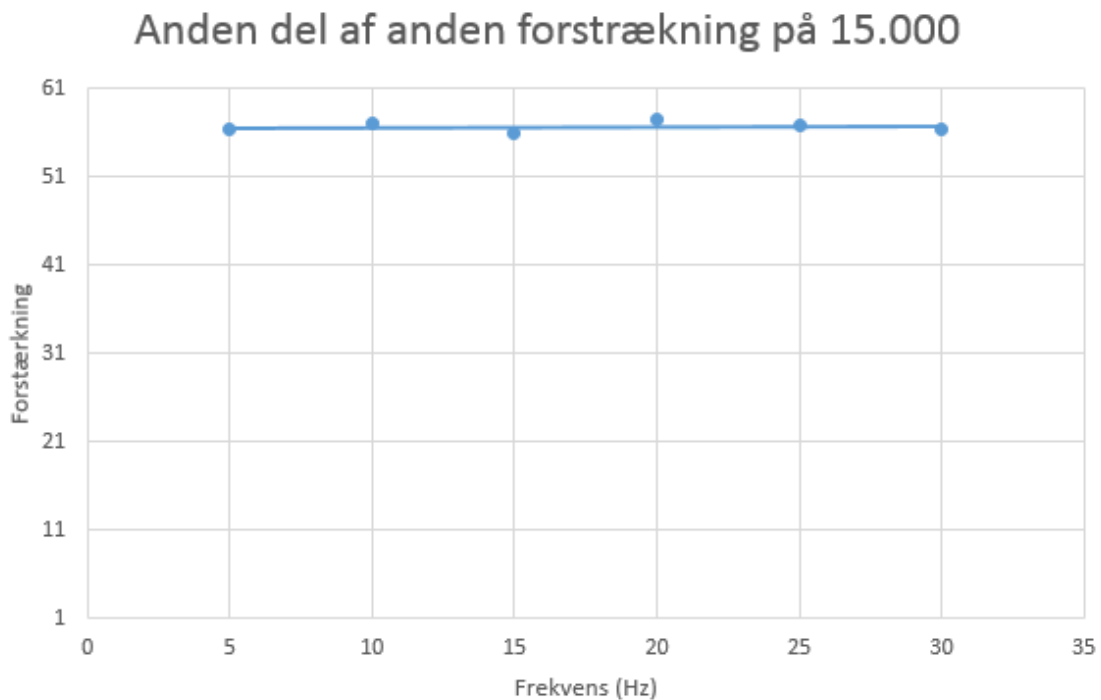


Figur 7.7: Grafen viser lineær forstærkning, som har gennemsnit på 254.

Forstærkning på 15.000

Forstærkning på 15.000 blev testet i praksis, og der kunne observeres en forstærkning på 14.478.

Resultaterne af test af forstærkning med forskellige frekvensværdier kan ses på figur 7.8.



Figur 7.8: Grafen viser lineær forstærkning, som har gennemsnit på 57.

7.2 Test af filtre

Før selve kredsløbet blev bygget på breadboard, blev det testet i simuleringsprogrammet LTspice mhp. at teste om filtrene opfylder kravspecifikationerne, fremsat i afsnit 5.6.1 og afsnit 5.6.2.

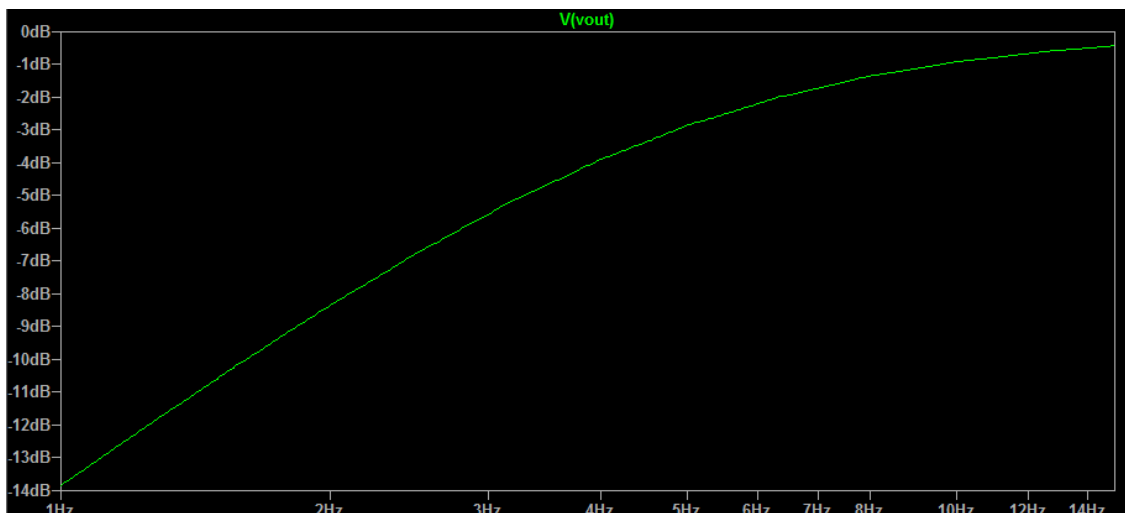
7.2.1 Højpasfilter

Selve højpasfiltret består kun af én blok. Denne blok er blevet testet og simuleret ved 1 Hz, 5 Hz og 10 Hz, for at undersøge dæmpningen.

Bloktest i LTspice

Højpasfiltret blev testet i LTspice, og der kunne ses, at frekvenserne under 5 Hz dæmpes signifikant, og frekvenserne over 5 Hz dæmpes i mindre grad. For dokumentation, kan billeder af højpasfiltrets test i LTspice ses i bilag 12.3.

Yderligere blev der produceret et diagram, figur 7.9, for at illustrere, hvor knækfrekvensen befinder sig og vurdere, om denne lever op til kravene i afsnit 5.6.1.

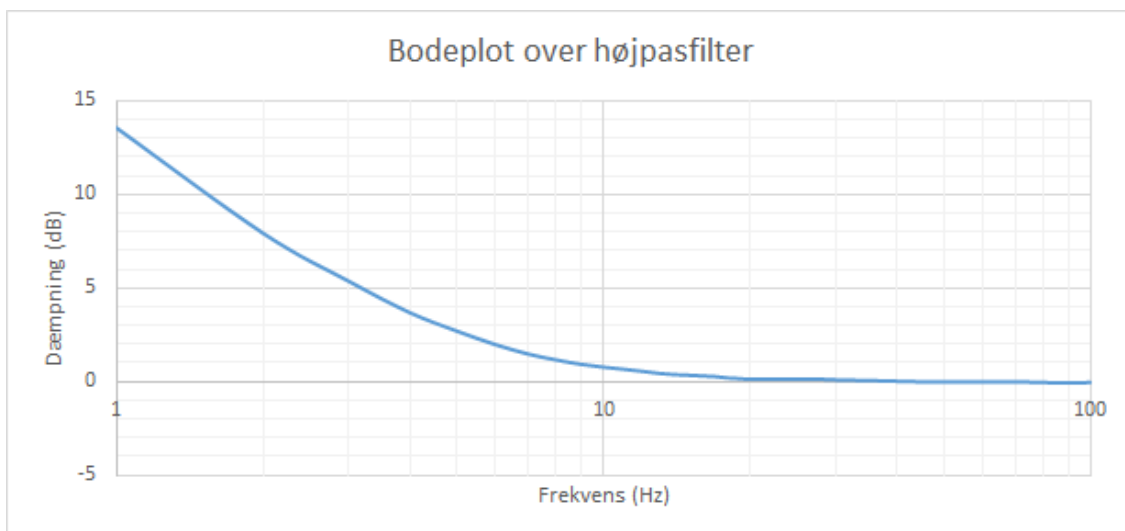


Figur 7.9: Et diagram over det simulerede højpasfilter. Den grønne graf viser dæmpningen i dB ved forskellige frekvenser i Hz.

På figur 7.9 kan det ses, at jo lavere frekvenser som gennemløber filtret, desto større er dæmpningen, og omvendt. Dette indikerer, at højpasfiltret virker i det simulerede kredsløb. Da den teoretiske test blev godkendt til at kunne opfylde kravspecifikationer i afsnit 5.6.1, kan det implementerede højpasfilter testes i praksis.

Bloktest i praksis

Under selve bloktesten kunne det demonstreres, at der er en sammenhæng mellem LTspice simuleringen og den praktiske bloktest, da frekvenser under 5 Hz dæmpes og frekvenser over 5 Hz fortsætter med minimal dæmpning. For dokumentation, kan billeder af højpasfiltrets test i praksis ses i bilag 12.3. Dertil kan højpasfiltret ses i figur 6.3.



Figur 7.10: Et bodeplot over det implementerede højpasfilter, med frekvens (Hz) på x-aksen og dæmpning (dB) på y-aksen.

For det implementerede kredsløb blev der ligeledes udformet et bodeplot. På figur 7.10 ses, at jo lavere frekvenser der passerer filtret, desto større er dæmpningen og omvendt. Under testene af højpasfiltrene kunne det observeres, at begge filtre dæmper signaler under 5 Hz.

En yderligere evaluering af filtret vil blive beskrevet i Kapitel 9.

7.2.2 Lavpasfilter

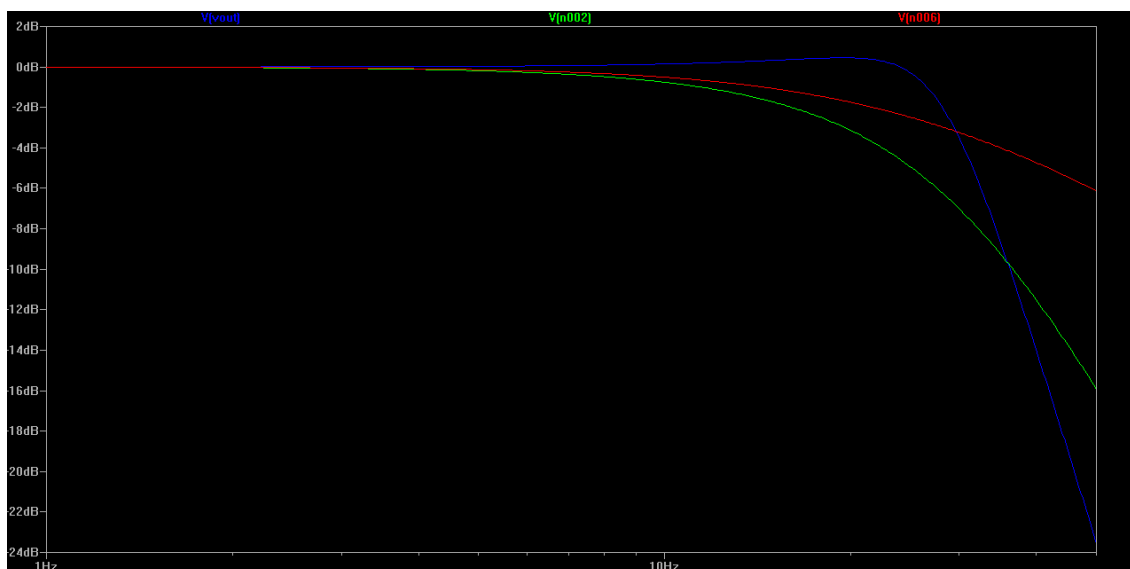
For at kunne teste, om filtret lever op til kravspecifikationerne i afsnit 5.6.2, blev der lavet en frekvensanalyse. Denne frekvensanalyse skal afgøre, om filtret dæmper ved 30 Hz, som det er lavet til.

Individuel bloktest i LTspice

Den individuelle bloktest havde til formål at sikre, at hver del af filtrene kunne filtrere. Ved denne test kunne alle tre blokke dæmpe signaler over 30 Hz. For dokumentation af dette, kan 6 grafer med de tre forskellige blokke ses i bilag 12.3.

Samlet bloktest

Efter at have testet de 3 blokke enkeltvis, blev de testet kombineret i LTspice. For at kunne afgøre om det simulerede filter lever op til afsnit 5.6.2, blev et diagram udarbejdet.



Figur 7.11: Simulering af lavpasfilter i LTspice: Den røde graf repræsenterer første blok. Den grønne graf repræsenterer anden blok. Den blå graf repræsenterer tredje blok.

På figur 7.11 ses diagrammet for de tre blokke for simuleringen i LTspice. Den blå graf, som repræsenterer den sidste blok og dermed det endelige lavpasfilter, efter at et signal vil passere alle blokke.

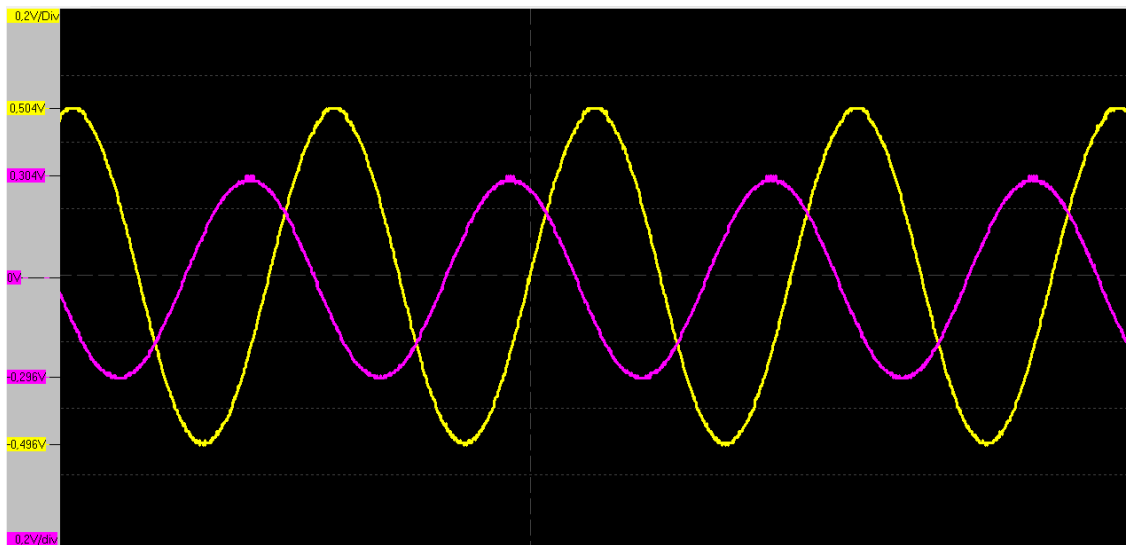
Individuel bloktest af implementeret filter

Under den individuelle bloktest blev de tre blokke testet ved at tilslutte dem til en strømforsyning, funktionsgenerator og et oscilloskop. Formålet med denne tilslutning er at sammenligne behandlingen af sinus signalet i det teoretisk simulerede kredsløb med det implementerede kredsløb.

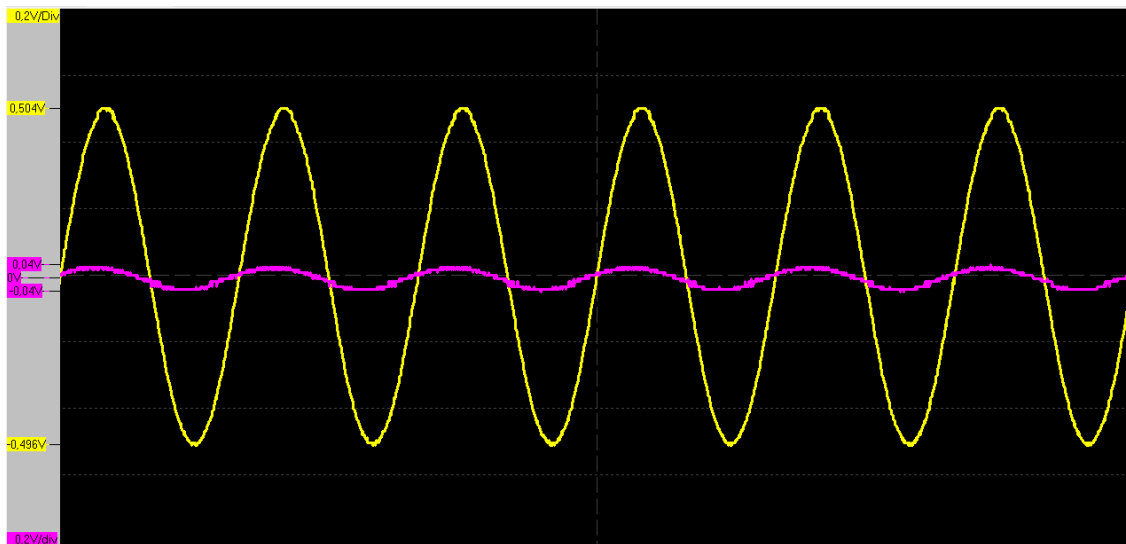
Under denne test kunne det registreres, at signalerne har en større dæmpning ved 50 Hz end ved 30 Hz. For dokumentation af dette se bilag 12.3.

Samlet bloktest

Efter at have testet de 3 blokke for sig selv i filtret, blev de testet kombineret i laboratoriet. For at kunne udføre denne test blev det samlede lavpasfilter tilsluttet, som de enkelte blokke i afsnit 7.2.2. Filtret blev testet på, hvordan det behandlede et 30 Hz sinussignal og et 50 Hz sinussignal.



Figur 7.12: Test af samlet filter ved brug af oscilloskop ved 30 Hz.

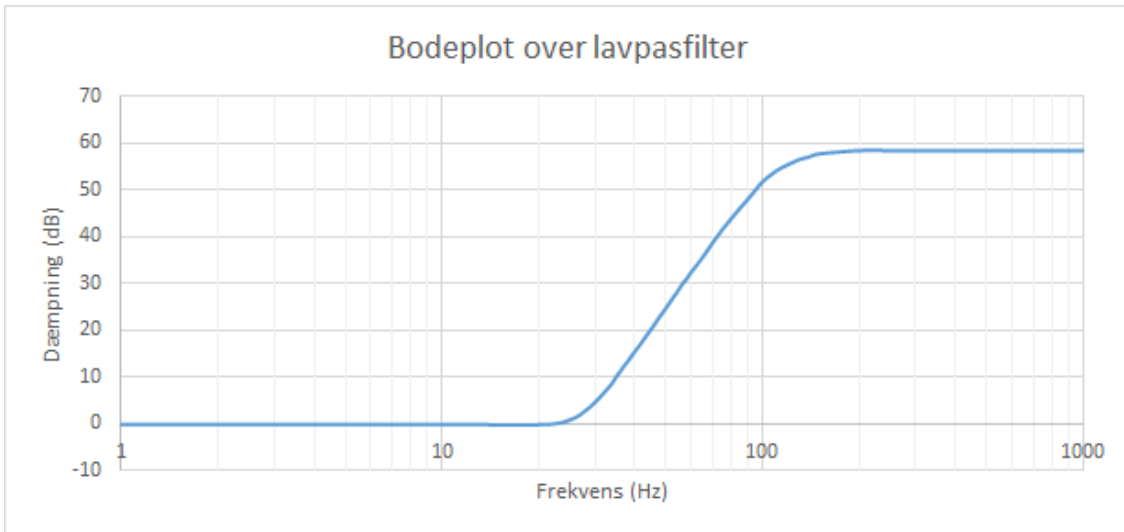


Figur 7.13: Test af samlet filter ved brug af oscilloskop ved 50 Hz.

Under disse test kunne det vurderes, at den implementerede kredsløbsbehandling af sinus signalet lever op til LTspice simuleringen.

Filtret lod signaler med frekvenser under 30 Hz passere, og dæmpede signaler med frekvenser herover. Graden af filtreringen øges fra $V_{pp} = 0,6$ V ved 30 Hz til $V_{pp} = 0,08$ V ved 50 Hz,

som ses på figur 7.12 og figur 7.13. Dette indikerer, at projektets kravspecifikationer med en stopfrekvens på 50 Hz kan opfyldes med et 5. ordens unity-gain Butterworth filter.



Figur 7.14: Et bodeplot over det implementerede lavpasfilter, med frekvens (Hz) på x-aksen og dæmpning (dB) på y-aksen.

Som det kan ses på figur 7.14 for det implementerede lavpasfilter blev knæfrekvensen aflæst til 28,2. Der blev yderligere aflæst en dæmpning på 4,71 dB ved 30 Hz. Stopfrekvensen blev aflæst til 46,05 Hz, og der kunne aflæses en dæmpning på 24,95 dB. Denne dæmpningen ligger 3,06 dB over kravspecifikationerne. Dette viser, at lavpasfiltret lever op til kravet for dæmpningen, som blev stillet i afsnit 5.6.2. Deraf blev denne blok godkendt til kredsløbet. En yderligere evaluering af filtret vil blive beskrevet i Kapitel 9.

7.3 Test af det samlede analoge kredsløb

Idet, at de enkelte blokke til kredsløbet er blevet godkendt til fortsættelse af gruppens medlemmer, vil det samlede kredsløb nu blive testet med en funktionsgenerator før tilkobling til en forsøgsperson.

Under denne test blev kredsløbet testet på evnen til at modtage frekvenser imellem 5 Hz og 30 Hz.

Grundlaget for dette er at en funktionsgenerator hjælper gruppen sikre sig, at signalet der modtages ligger inden for det frekvensområde som arbejdes med, og deraf analysere kredsløbet med en vis sikkerhed i, at kredsløbet får et brugbart signal at arbejde med.

KAPITEL 8: FORSØG

8.1 Præsentation af forsøget

For at give feedback til en patient under NFT er det nødvendigt at skelne mellem alfa- og beta frekvenser. Formål med forsøget er at vise, at EEG-signaler inden for disse frekvensbånd kan opsamles, behandles og visualiseres på en computer, vha. det designede system. Derfor blev forsøget udført med udgangspunkt i to forskellige fremgangsmåder mhp. at inducere alfa- og beta frekvenser. Efter opsamling blev EEG-signalerne behandlet og analyseret vha. FFT funktionen i MATLAB. Det forventes, at der skulle observeres større alfa aktivitet ift. beta i forsøg A og større beta aktivitet ift. alfa i forsøg B.

8.1.1 Forsøgsresultater

Under de to forsøg blev der lagt fokus på registrering af en vist alfa- eller beta aktivitet, samt observation af ændringer i aktivitet inden for alfa- og beta frekvensområde. Hvis dette kan gøres, giver det et grundlag for at evaluere i hvilken tilstand person er, dvs. om der kan ses større aktivitet inden for alfas frekvensbånd ift. aktivitet inden for betas frekvensbånd under forsøg A. Tilsvarende, under forsøg B, undersøges om aktivitet inden for betas frekvensbånd er større ift. aktivitet inden for alfas frekvensbånd.

Derefter evalueres om der kan ses en generel tendens i forsøg A og B, ift. størrelse af alfa- og beta aktivitet ud fra resultater for alle forsøgspersoner. Værdierne af alfa- og beta aktivitet blev bestemt ved at finde den maksimale værdi i hhv. forsøg A og B. I forsøg A kunne det ses, at aktiviteter inden for alfas frekvensbånd er større end aktiviteter inden for andre frekvenser, og peak-værdi ligger inden for alfas frekvensbånd for alle forsøgspersoner. I forsøg B kunne der ses, at aktivitet er størst inden for betas frekvensbånd. På trods af forventninger, var den højeste peak-værdi inden for alfas frekvensbånd under forsøg B for to målinger for én forsøgsperson.

Forsøgsresultaterne for aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd bliver præsenteret i følgende tabeller. I tabel 8.1 ses en oversigt over resultaterne for den højeste aktivitet inden for alfas frekvensbånd. Resultater over den højeste aktivitet inden for betas frekvensbånd kan ses i tabel 8.2. Overblik over alle resultater for forsøgspersonerne kan ses i bilag 12.5.

Alfa aktivitet	
Gennemsnit (Hz)	9,65 Hz
Maksimal alfa (Hz)	11,35 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	18 %
Minimal alfa (Hz)	8,01 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	17 %
Gennemsnit (mV)	29,56 mV
Maksimal alfa (mV)	38,54 mV
Afvigelse fra gennemsnit	43 %
Minimal alfa (mV)	14,19 mV
Afvigelse fra gennemsnit	43 %

Tabel 8.1: Tabellen viser en oversigt over den højeste aktivitet inden for alfa frekvensbånd.

Beta aktivitet	
Gennemsnit (Hz)	19,46 Hz
Maksimal beta (Hz)	19,60 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	1 %
Minimal beta (Hz)	17,71 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	9 %
Gennemsnit (mV)	73,52 mV
Maksimal beta (mV)	97,55 mV
Afvigelse fra gennemsnit	33 %
Minimal beta (mV)	25,03 mV
Afvigelse fra gennemsnit	66 %

Tabel 8.2: Tabellen viser en oversigt over den højeste aktivitet inden for beta frekvensbånd.

I tabel 8.3 ses en oversigt over den gennemsnitlige aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd under forsøg A. Resultaterne over den gennemsnitlige aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd under forsøg B kan ses i tabel 8.4.

Forsøg A		
Forsøgsperson	Gennemsnitlig alfa (mV)	Gennemsnitlig beta (mV)
1	11,5	2,7
2	5,7	2,6
3	8,3	3,4
4	10,6	5,9
5	8,4	3,8

Tabel 8.3: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne af gennemsnitlig aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd under forsøg A.

Forsøg B		
Forsøgsperson	Gennemsnitlig alfa (mV)	Gennemsnitlig beta (mV)
1	24,8	16,4
2	7,5	5,5
3	11,7	8,1
4	12,8	9,4
5	13,5	6,7

Tabel 8.4: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne af gennemsnitlig aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd under forsøg B.

Forhold mellem alfa og beta		
Forsøgsperson	Forsøg A	Forsøg B
1	4,3	1,5
2	2,2	1,4
3	2,4	1,4
4	1,8	1,4
5	2,2	2

Tabel 8.5: Tabellen viser en oversigt over forhold mellem gennemsnitlig aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd under forsøg A og B. Forholdet blev udregnet ved at beregne hvor mange gange den gennemsnitlige aktivitet inden for alfas frekvensbånd er større end den gennemsnitlige aktivitet inden for betas frekvensbånd, under begge forsøg.

Fra tabel 8.5 kan det observeres, at den gennemsnitlige aktivitet inden for alfas frekvensbånd under begge forsøg er større end aktivitet inden for betas frekvensbånd for alle forsøgspersoner. I forsøg B blev forholdet mellem gennemsnitlig aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd reduceret ift. forsøg A. Dette tyder på, at forsøgspersonerne har vist større koncentration under forsøg B end under forsøg A.

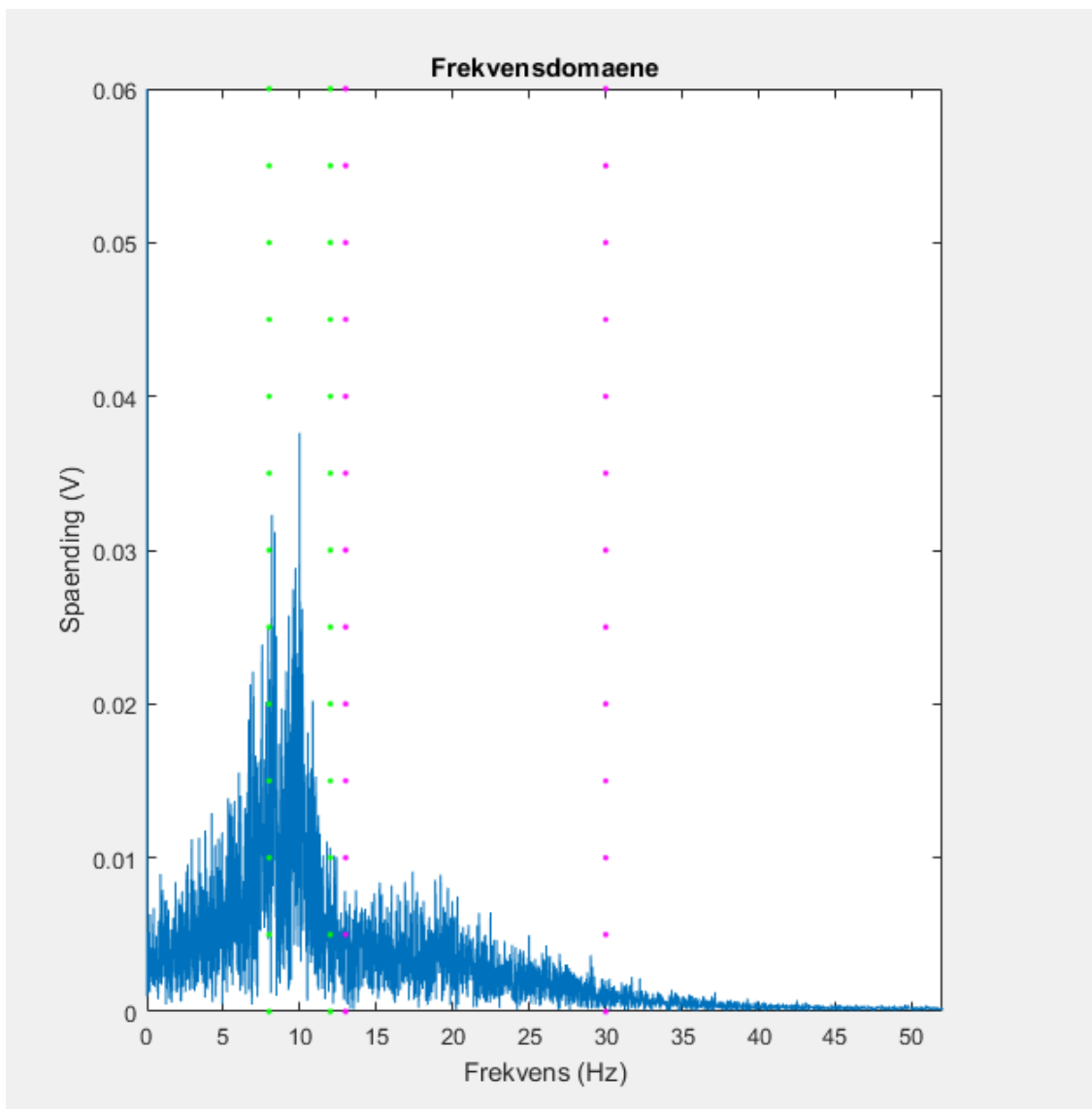
8.1.2 Databehandling

Til databehandlingen blev to MATLAB koder udarbejdet, som er vedlagt i bilag 12.6. Kode 1 bruges til at opsamle data vha. ScopeLogger samt til behandling og visualisering i MATLAB, i tids- og frekvensdomæne. Tidsdomænet bruges til at vise, at EEG-signalet ligger inden for ADC'ens arbejdsområde. Der bliver anvendt fast Fourier transform (FFT) funktion for at vise data i frekvensdomæne. Ulempen ved at anvende kode 1 er, at der skal bruges to programmer.

Kode 1 blev anvendt i begyndelsen af arbejdet for at behandle data.

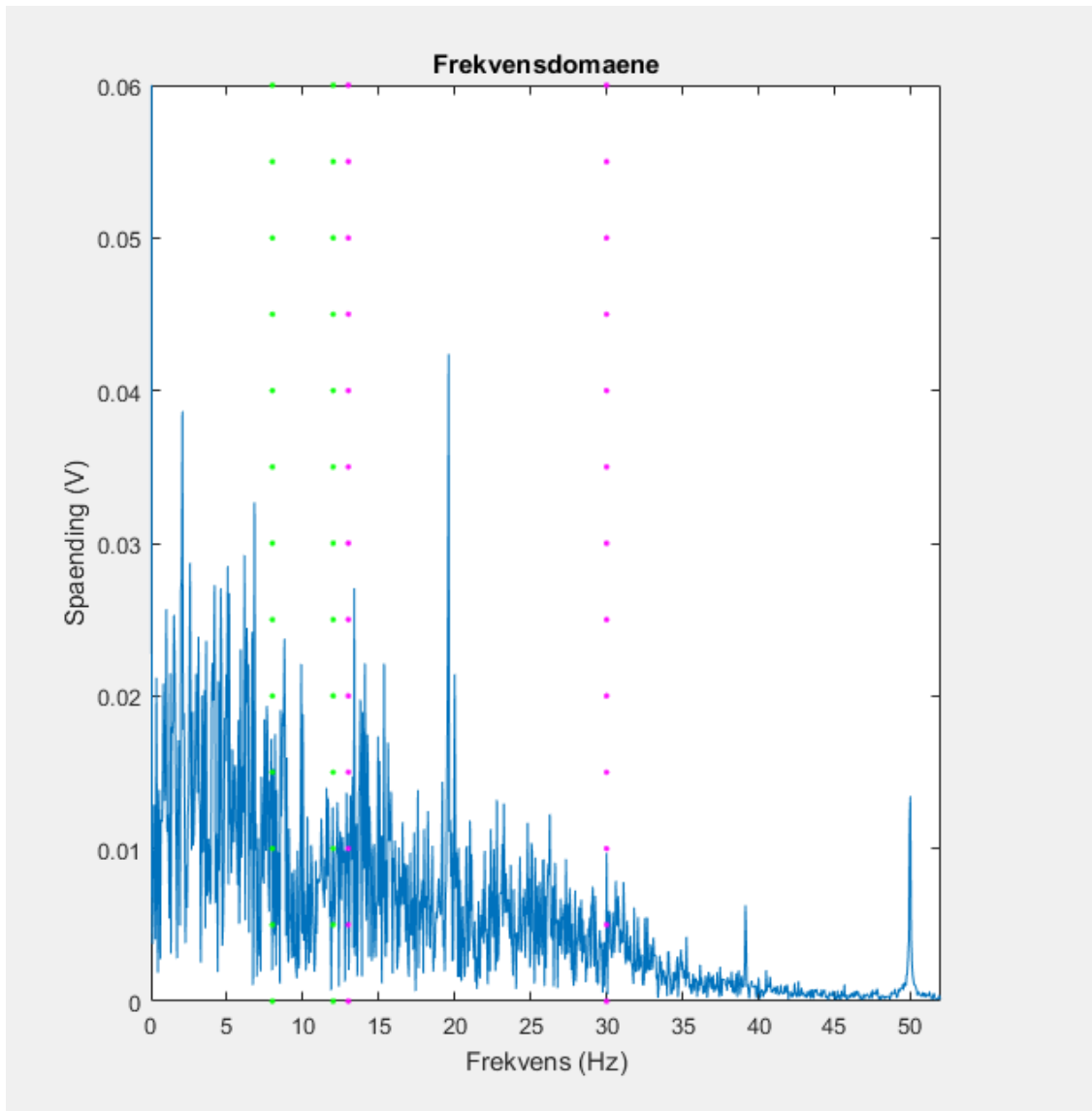
Kode 2 bruges til at opsamle, behandle og visualisere data vha. MATLAB i frekvensdomænet. Denne kode blev udarbejdet senere for at gøre databehandlingen lettere.

Ud fra data blev der lavet en FFT, og der kan ses størst aktivitet inden for alfas frekvensbånd under forsøg A. Dette kan ses på figur 8.1.



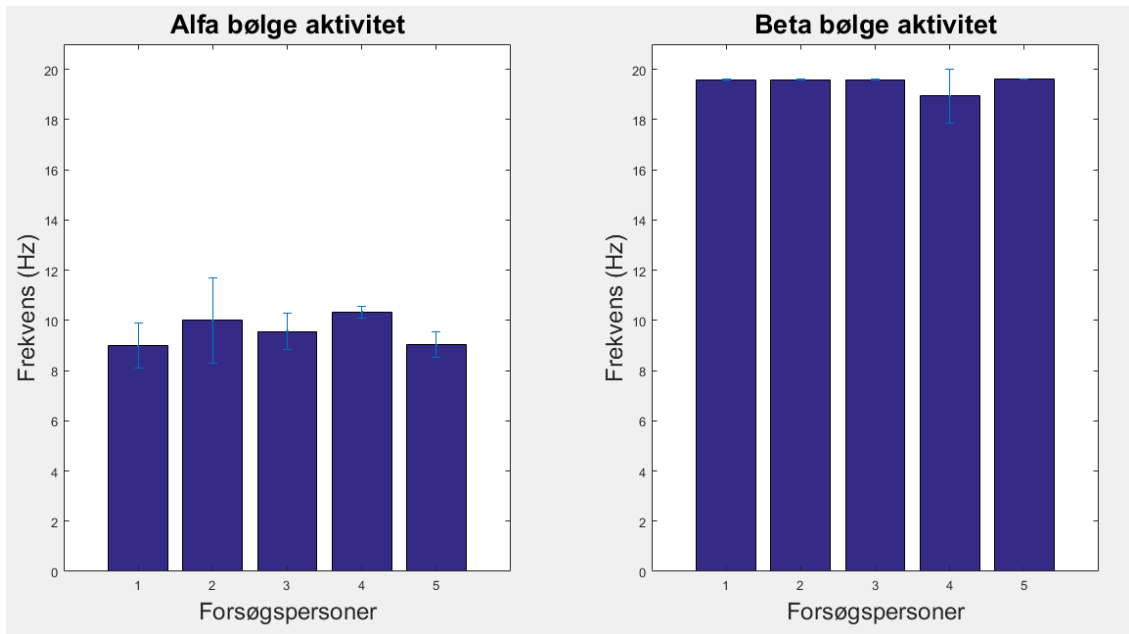
Figur 8.1: Figuren viser FFT af EEG-signal, fra forsøg A. De grønne prikker markerer frekvensbånd for alfa aktivitet (8-12 Hz), og de lyserøde prikker markerer frekvensbånd for beta aktivitet (13-30 Hz).

Ud fra data blev der lavet en FFT, og der kan ses, at størst aktivitet ligger inden for beta frekvens under forsøg B. Hos alle forsøgspersoner kunne en forholdvis høj alfa aktivitet stadig observeres. På figur 8.2 ses alfa- og beta frekvenserne fra forsøg B.



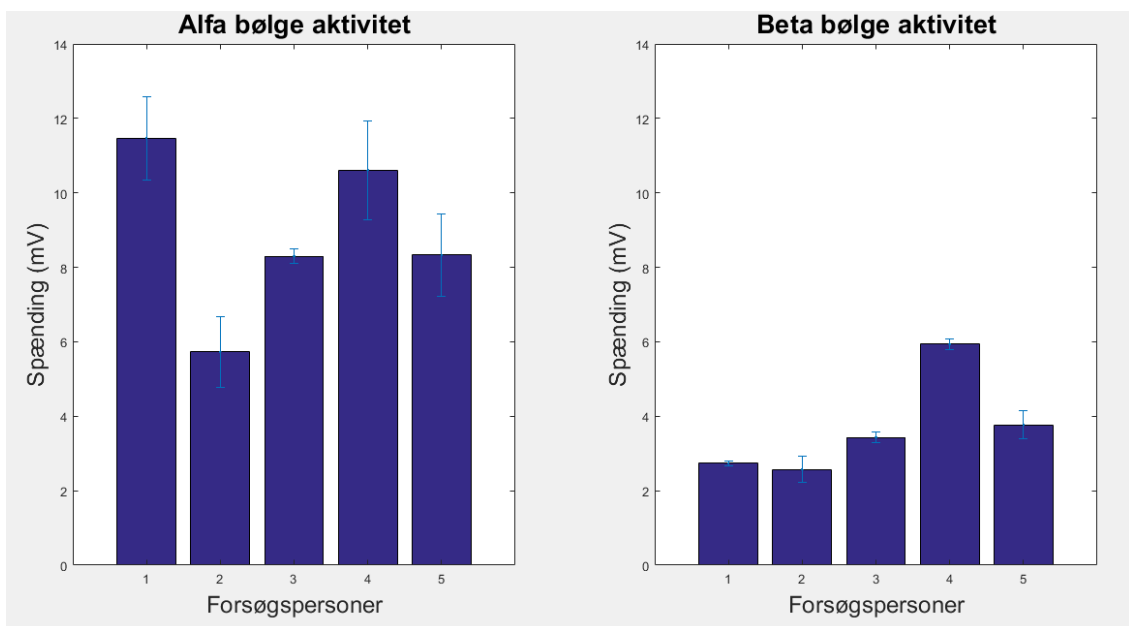
Figur 8.2: Figuren viser FFT af EEG-signal, fra forsøg B. De grønne prikker markerer frekvensbånd for alfa aktivitet (8-12 Hz), og de lyserøde prikker markerer frekvensbånd for beta aktivitet (13-30 Hz).

Resultaterne for forsøget, der blev udført på to forskellige fremgangsmåder, bliver evalueret hvorvidt der kan ses en forskel i alfa- og beta aktivitet mellem alle forsøgspersoner. Overblik over resultaterne kan ses på figur 8.3.

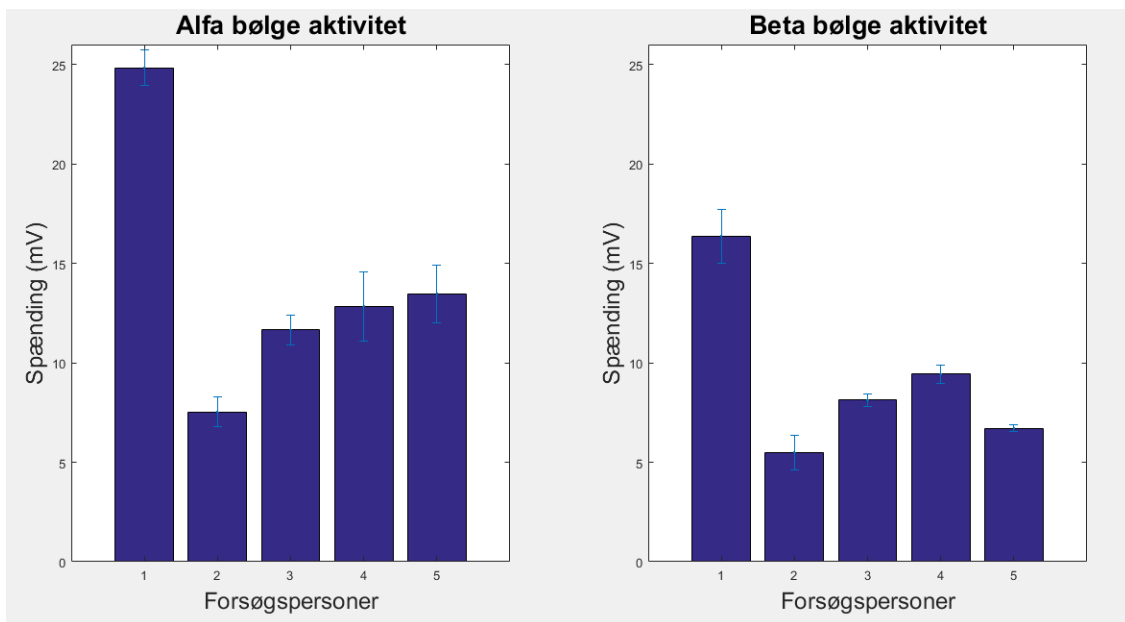


Figur 8.3: Figureerne viser den højeste aktivitet for alfa- og beta frekvenser hos alle forsøgs personer. På den venstre figur ses målingerne for alfa aktivitet, der blev lavet under forsøg A. På den højre figur ses målingerne for beta aktivitet, der blev lavet under forsøg B.

Ud fra resultaterne for forsøg A og B, hvor der blev evalueret på den højeste aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd, kan der ses, at ændringer i alfa- og beta aktivitet kan opsamles, behandles og visualiseres på en computer. Den gennemsnitlige aktivitet inden for alfas- og betas frekvensbånd under forsøg A og B blev undersøgt og er illustreret på figur 8.4 og figur 8.5.



Figur 8.4: Figureerne viser den gennemsnitlige aktivitet inden for alfa- og beta frekvenser hos alle forsøgs personer. På den venstre figur ses alfa aktivitet, der blev målt under forsøg A. På den højre figur ses beta aktivitet, der blev målt under forsøg A.



Figur 8.5: Figurerne viser den gennemsnitlige aktivitet inden for alfa- og beta frekvenser hos alle forsøgspersoner. På den venstre figur ses alfa aktivitet, der blev målt under forsøg B. På den højre figur ses beta aktivitet, der blev målt under forsøg B.

Ud fra resultaterne for forsøg A og B kan der ses, at ændringer i alfa- og beta aktivitet kan opsamles, behandles og visualiseres på en computer, vha. det designede system.

KAPITEL 9: EVALUERING

9.1 Patientsikkerhed

Da elektroderne påsættes superior for torso, vil det kardiovaskulære system ikke indgå i kredsløbet. Dette reducerer muligheden for fatale ulykker, men da det ikke er nok mht. tilkobling af medicoteknisk udstyr blev der foretaget en sikring. Denne sikring sørger for, at forsøgspersoner aldrig vil kunne få mere end 0,5 mA igennem kroppen, selv ved kortslutning.

9.2 Elektrodeplacering

Elektrodeplaceringen er valgt på baggrund af det faktum, at både alfa- og beta frekvenser kan måles på den præfrontale cortex, ved Fz. NF til ADHD-patienter er baseret på målinger fra det område [Demos, 2005]. Der kunne observeres, at alfa- og beta frekvenser blev opsamlet og videresendt til systemet, vha. elektrodeplaceringen baseret på 10-20 systemet. Dertil vil den valgte elektrodeplacering have indflydelse på brugervenligheden, da mastoid og øreflippen er lette at identificere. Der kan forventes afvigelser ift. placering af elektroder på de udvalgte områder, da målinger af afstand mellem nasion og inion blev udført af forskellige personer.

9.3 Forstærkning

Den totale forstærkning blev sat til at være mellem 25.000 og 1.500.000 for at tilpasse hhv. den højeste og laveste amplitude af EEG-signalerne, til ADC'ens arbejdsområde. Dette blev gjort for at kunne måle på en variation af forsøgspersoner.

Den første forstærkning er fastlagt i systemet.

Første forstærkning	Krav	Teori	Afvigelse (%)	Praksis	Afvigelse (%)
Forstærkning	100	101	1 %	108	8 %

Tabel 9.1: Tabel over den procentmæssige afvigelse fra kravspecifikationerne til første forstærknings teoretiske og praktiske værdi.

I tabel 9.1 kan det observeres, at det teoretiske system har en afvigelse på 1 % ift. kravspecifikationerne. For kravene til den praktiske test ses en procentmæssig afvigelse på 8 %, som ikke har stor betydning for EEG-signalet, der skal videresendes til anden forstærkning.

Ved anden forstærkning er der mulighed for at vælge mellem en forstærkning på 254 eller 14.478, baseret på behovet.

Første mulighed for anden forstærkning ses i tabel 9.2.

Anden forstærkning	Krav	Teori	Afvigelse (%)	Praksis	Afvigelse (%)
Forstærkning	250	250	0 %	254	2 %

Tabel 9.2: Tabel over procentmæssige afvigelse fra kravspecifikationerne til første forstærknings teoretiske og praktiske værdi.

I tabel 9.2 ses en afvigelse på 1,6 % i den praktiske test. Dette er en afvigelse, som er forekommet grundet forstærkningen på 254 i stedet for 250. Anden mulighed for anden forstærkning kan ses i tabel 9.3.

Anden forstærkning	Krav	Teori	Afvigelse (%)	Praksis	Afvigelse (%)
Forstærkning	15.000	14.000	7 %	14.478	3 %

Tabel 9.3: Tabel over procentmæssige afvigelse fra kravspecifikationerne til anden forstærknings anden mulighed teoretiske og praktiske værdi.

I tabel 9.3 blev der valgt en forstærkning på 14.478 på det implementerede kredsløb. Grundlaget for denne forstærkning kan læses i afsnit 7.1. Forstærkningen er 522 under kravspecifikationerne, og dette resulterer i en afvigelse på 3,48 %. Der kan evalueres, at forstærkningen fortsat er anvendelig til systemet, da det forstærkede EEG-signal ligger inden for ADC'ens arbejdsområde.

Baseret på overstående tabeller over projektets forstærkere kan det evalueres, at de tre forstærkere ikke har betydelige afvigelser ift. kravspecifikationerne.

9.4 Filter

Højpasfilter

For at evaluere filter ift. kravspecifikationerne, blev det simulerede og implementerede filter testet med signalfrekvenser, fra 1 Hz til 100 Hz. Dette kan ses på figur 7.10, og er videre brugt til at finde værdierne præsenteret i tabel 9.4.

Højpasfiltret	Krav	LTspice	Afvigelse (%)	Praksis	Afvigelse (%)
Knækfrekvens	5 Hz	4,86 Hz	3 %	4,65 Hz	7 %
Dæmpning	3 dB	2,86 dB	5 %	2,71 dB	10 %

Tabel 9.4: Tabel for højpasfiltrets kravsmæssige-, LTspice-, og praktiske værdier for den reelle knækfrekvens, og dæmpningerne ved den fastlagte knækfrekvens på 5 Hz.

I kravspecifikationerne blev et acceptkrav for Hz sat til + 10 %. I højpasfiltrets tabel 9.4 kan det aflæses, at afvigelserne ligger på 10 % eller herunder. Yderligere ligger afvigelsen for dæmpningen ved 5 Hz på 0,29 dB under de maksimalt tilladte 3 dB. Det vil sige, at højpasfiltret lever op til acceptkravene stillet i kravspecifikationerne.

Lavpasfilter

For at evaluere filter ift. kravspecifikationerne, blev det simulerede og implementerede filter testet med signalfrekvenser fra 1 Hz til 1000 Hz. Dette kan ses på figur 7.14, og er videre brugt til at finde værdierne præsenteret i tabel 9.5.

Lavpasfiltret	Krav	LTspice	Afvigelse (%)	Praksis	Afvigelse (%)
Knækfrekvens	30 Hz	29,43 Hz	2 %	28,24 Hz	6 %
Dæmpning	3 dB	3,5 dB	17 %	4,7 dB	57 %
Stopfrekvens	50 Hz	46,05 Hz	8 %	44,65 Hz	11 %
Dæmpning	20 dB	23,53 dB	18 %	24,88 dB	24 %

Tabel 9.5: Tabel for lavpasfiltrets kravsmæssige-, LTspice-, og praktiske værdier for reelle knæk- og stopfrekvenser, og dæmpningerne ved de fastlagte knæk- og stopfrekvenser på 30 Hz og 50 Hz.

I kravspecifikationerne blev et acceptkrav for Hz sat til - 10 %. I lavpasfiltrets tabel 9.5 kan det aflæses, at afvigelserne for dæmpning ved 30 Hz ligger op til 57 %. Det vil sige, at lavpasfiltret ikke lever op til acceptkravene. Da der optages lave beta frekvenser (13-21 Hz), er dette ikke et problem for den målte aktivitet. Ved brug af hele betas frekvensområde skaber dette imidlertid problemer ved høje beta frekvenser.

I tabel 9.5 vises resultaterne for knækfrekvensen ved 3 dB, stopfrekvensen ved 20 dB, og dæmpningerne ved de fastlagte knæk- og stopfrekvenser. Som det kan ses af tabellen, er knækfrekvensen lavere for både LTspice filtret og det implementerede filter. Forskellen ligger på 1,76 Hz ved det implementerede filter, hvilket ikke er en stor afvigelse.

Den fastsatte stopfrekvens ved en dæmpning på 20 dB forekommer ligeledes ved tidligere frekvenser end forventet. Dette forekommer i filtret fra LTspice ved 46,05 Hz, og ved det implementerede filter ved 44,65 Hz. Forskydningen for stopfrekvensen til 44,65 Hz, frem for de angivne 50 Hz, stemmer overens med forskydningen ved knækfrekvensen til 28,24 Hz, der forekommer tidligere end de angivne 30 Hz. Det ses, at dæmpningen ved 50 Hz ligger på 24,88 dB. Denne afvigelse er større, men resulterer i yderligere dæmpet lavfrekvent støj.

Det kan evalueres, at lavpasfiltret allerede dæmper med 3 dB ved 28,24 Hz i stedet for 30 Hz. Dette betyder, at det implementerede filter når knækfrekvensen før det simulerede filter, som har en knækfrekvens ved 29,43 Hz. Det blev vurderet til at være acceptabelt, fordi der ønskes at måle de lave beta frekvenser mellem 13-21 Hz, der observeres når personer er koncentreret [Demos, 2005].

Lavpasfiltret overholder kravspecifikationerne for en stopfrekvens på 50 Hz, og en dæmpning herved på 20 dB.

Dæmpning af alfa- og beta frekvensbånd

Den totale dæmpning af frekvensbåndene er fundet ved at lægge dæmpningerne fra højpas- og lavpasfiltrene sammen.

For alfa frekvensbåndet på 8-12 Hz sker en dæmpning af signalet fra 1,17 dB til 0,57 dB. Dette svarer til en dæmpning af signalet på 12,6 % til 5,6 %.

For det valgte beta frekvensbånd på 13-21 Hz sker en dæmpning af signalet fra 0,39 dB til 0,07 dB. Dette svarer til en dæmpning af signalet på 4,4 % til 0,8 %.

For det resterende beta frekvensbånd på 21-30 Hz sker en dæmpning af signalet fra 0,07 dB til 4,80 dB. Dette svarer til en dæmpning af signalet på 0,8 % til 42,5 %.

9.5 Systemet

Test af det samlede system blev beskrevet i afsnit 7.3 og resultaterne i afsnit 8.1.1. Systemet blev testet både vha. en funktionsgenerator og på forsøgspersonerne. I begge tilfælde kan det konstateres, at både de simulerede og biologiske signaler blev opsamlet, forstærket og filtreret. EEG-signalerne blev visualiseret på en computer og behandlet vha. MATLAB, for at evaluere systemets præstation.

9.6 Forsøg

Det kan evalueres, at det er muligt vha. systemet at monitorere ændringer i forsøgspersonens hjerneaktivitet inden for alfa- og beta frekvensbånd. Dette tyder på at videreudvikling af systemet vil gøre det muligt at give real-time feedback til forsøgspersonen.

KAPITEL 10: DISKUSSION

I følgende afsnit diskuteres hvordan systemet kunne designes anderledes for at opfylde de opstillede krav.

Valg af forstærkning

Design af anden forstærkning kan diskuteres, hvor der er mulighed for at vælge mellem to fastlagte forstærkningsværdier. Fordelen ved det er, at det altid er muligt at vide, hvor meget EEG-signalet bliver forstærket. Ulempen er, at arbejdsområdet ikke altid kan udnyttes maksimalt, når der kun er to fastlagte forstærkninger. Løsningen på det kunne være implementering af flere fastlagte forstærkninger, men dette vil resultere i et mere kompliceret system. En anden mulighed kunne være at anvende en variabel forstærker. Ulempen ved denne løsning er, at der ikke vides præcis hvor meget EEG-signalet forstærkes med. Samtidig er der ikke en mulighed for at skifte mellem forstærkninger ved brug af en switch. Ved at implementere en digital switch i softwaren kunne EEG-signalet forstærkes afhængig af dets størrelse.

Valg af filtre

Til projektet blev der anvendt et 1. ordens højpasfilter og et 5. ordens lavpasfilter. I stedet for kunne der muligvis benyttes et båndpasfilter, men ved at holde filtreringerne i hver sin blok, blev der designet et system, hvis fejl nemmere kunne findes og rettes. Ved at anvende en TL052 i lavpasfiltret bliver der brugt én komponent færre, hvilket reducerer risiko for støj og gør kredsløbet mindre.

Afvigelse

Der ses afvigelser fra det teoretiske til de praktiske test ved filtrene i afsnit 7.2, i afsnit 7.2.2 og under forstærkningen i afsnit 7.1. Disse afvigelser skyldes bl.a., at der er forskel på det simulerede kredsløb i LTspice og det implementerede kredsløb. Eksempelvis tager LTspice hverken hensyn til strømmen i ledninger eller komponenternes tolerance. Denne tolerance er 1 % for modstandene og 5 % for kondensatorerne for de valgte komponenter, med undtagelse af modstandene på 1 M Ω , som havde en tolerance på 0,1 %.

Derudover kan mange faktorer have indflydelse på afvigelse i systemet, bl.a. kontakten mellem komponenter og breadboard under implementeringstesten.

Det kunne muligvis have ladet sig gøre at komme tættere på de ønskede knækfrekvenser, men dette ville kræve, at andre kondensatorer var til rådighed i laboratoriet.

Forsøg

Design af forsøg samt udførsel kunne gøres anderledes. Det var ikke muligt at danne komfortable vilkår under forsøg B. Disse vilkår kunne forbedres ved erhvervelse af længere ledninger fra systemet til elektroderne. En fordel ville være, at forsøgspersonen ville sidde i en komfortabel position til at udføre forsøget. En ulempe ved længere ledninger kunne være, at der ville skabes mere støj.

For at opnå bedre resultater for målinger af alfa aktivitet skulle en forsøgsperson være i en afslappende tilstand, som ikke var mulig for alle forsøgspersoner. Det kunne muligvis have været mere afslappende, hvis personen fik hvile i længere tid og med blødere underlag.

Ved måling af beta aktivitet var det svært at læse en tekst, da ledningerne fra elektroderne var korte. Dette medførte, at forsøgspersonens hoved skulle lægges på armen eller tæt på bordet, som kan ses på figur 12.21. En mulighed til at forbedre måling af beta aktivitet kunne være at forberede regnestykker, som forsøgspersonen på forhånd ikke havde kendskab til. Måling af beta aktivitet kunne evt. være fremmet, hvis forsøgspersonen havde større bevægelsesfrihed under tekstlæsning samt større afstand til teksten. Afslapning mht. tid og stilling vil være en individuel vurdering. Det kan derfor være svært at foretage samme forsøgsopstilling og fremgangsmetode, som sikrer, at samtlige forsøgspersoner er komfortable under optagelse.

Til projektet var EMG-elektroderne anvendt til opsamling af signaler. Ved at bruge EEG-elektroder kunne der muligvis være skabt bedre kontakt og dermed bedre grundlag for måling af EEG-aktivitet, da EEG-elektroder er designet til fastsætning på hovedbunden.

Fejlkilder

Det er muligt, at fejlkilder kunne påvirke resultaterne. Det kan være, at elektroder blev påsat forskelligt på forsøgspersoner. Afvigelse fra kravspecifikationer i den implementerede kredsløb kunne også påvirke resultaterne af forsøg.

Forsøgsresultater

Forsøgsresultaterne er brugbare, da systemets fokus har været at opsamle og analysere EEG-signaler i alfas- og betas frekvensområde. Da der er opsamlet både alfa- og beta frekvenser er dette en indikation om, at systemet fungerer efter hensigten. Brug af systemet ift. NFT for ADHD- og epilepsiramte er imidlertid ikke mulig, da systemet på nuværende tidspunkt ikke er i stand til at give feedback.

KAPITEL 11: KONKLUSION

På baggrund af problemanalysen fremgår det, at ADHD- og epilepsipatienter har gavn af NF som supplement til behandling.

I dette projekt er et analogt EEG-system blevet designet for at besvare problemformuleringen.

Systemet indeholder sammenlagt syv blokke. Disse blokke er forstærkere, et højpasfilter, et lavpasfilter, en ADC og en computer. Den første blok i kredsløbet er en instrumenteringsforstærker, som er direkte forbundet til elektroder. Mellem elektroderne og instrumenteringsforstærkeren er der lavet en sikring mod lækstrøm. Den anden blok i kredsløbet er et 1. ordens højpasfilter. Den tredje blok i kredsløbet er et 5. ordens lavpasfilter. Efter lavpasfiltret blev den anden forstærker implementeret, som har to forstærkningsmuligheder på 254 og 14.478.

Den analoge del af systemet kan opsamle og videresende EEG-signaler, der ligger inden for alfas- og betas frekvensområde, til en computer for visualisering. De opsamlede EEG-signaler skal behandles og analyseres i MATLAB.

Det designede system opfylder de opstillede kravspecifikationer og har potentiale til at blive videreudviklet til NFT til ADHD- og epilepsipatienter.

LITTERATUR

- [Angelakis et al., 2007] Angelakis, E., Stathopoulou, S., Frymiare, J. L., Green, D. L., Lubar, J. F., and Kounios, J. (2007). Eeg neurofeedback: a brief overview and an example of peak alpha frequency training for cognitive enhancement in the elderly. The Clinical Neuropsychologist, 21(1):110–129.
- [Arns et al., 2012] Arns, M., Conners, C. K., and Kraemer, H. C. (2012). A decade of eeg theta/beta ratio research in adhd: a meta-analysis. Journal of attention disorders, page 1087054712460087.
- [Backes, 2007] Backes, J. (2007). A practical guide to iec 60601-1. <http://www.rigelmedical.com/downloads/Rigel-Medical-A-Practical-guide-to-IEC-60601-1.pdf>.
- [Banaschewski and Brandeis, 2007] Banaschewski, T. and Brandeis, D. (2007). Annotation: what electrical brain activity tells us about brain function that other techniques cannot tell us—a child psychiatric perspective. Journal of Child Psychology and Psychiatry, 48(5):415–435.
- [Barkley, 1997] Barkley, R. A. (1997). Behavioral inhibition, sustained attention, and executive functions: Constructing a unifying theory of adhd. Psychological Bulletin, 121(1):65–94.
- [Brenner and Hall, 2007] Brenner, D. J. and Hall, E. J. (2007). Computed tomography — an increasing source of radiation exposure. New England Journal of Medicine, 357(22):2277–2284.
- [Bronzino, 1999] Bronzino, J. D. (1999). Biomedical engineering handbook, volume 2. CRC press.
- [Chandler and Munday, 2011] Chandler, D. and Munday, R. (2011). A Dictionary of Media and Communication. Oxford University Press, 1st edition.
- [Choi, 2013] Choi, K. (2013). Electroencephalography (eeg)-based neurofeedback training for brain-computer interface (bci). Experimental brain research, 231(3):351–365.
- [Collura et al., 2015] Collura, T. F., QEEG-D, B., and Bedford, O. (2015). Technical foundations of neurofeedback principles and processes for an emerging clinical science of brain and mind.
- [Colombo, 1997] Colombo, A. (1997). How to eliminate ground loops. Security Distributing & Marketing, 27(11):23,26.
- [Croft et al., 2005] Croft, R. J., Chandler, J. S., Barry, R. J., Cooper, N. R., and Clarke, A. R. (2005). Eog correction: a comparison of four methods. Psychophysiology, 42(1):16–24.
- [Damm, 2007] Damm, Dorte; Hove Thomsen, P. (2007). Et liv i kaos : om voksne med ADHD. Kbh. : Hans Reitzel, first edition.
- [DeDad, 1999] DeDad, J. A. (1999). Solving instrumentation ground loop problems. ABI/INFORM Collection, 12:14.

- [Demos, 2005] Demos, J. N. (2005). Getting Started with Neurofeedback. W. W. Norton & Company, first edition.
- [Epilepsiforeningen, 2016] Epilepsiforeningen (2016). Eeg-undersøgelse ved epilepsi. <http://www.epilepsiforeningen.dk>.
- [Fox and Raichle, 2007] Fox, M. D. and Raichle, M. E. (2007). Spontaneous fluctuations in brain activity observed with functional magnetic resonance imaging. Nature Reviews Neuroscience, 8(9):700–711.
- [Frederic H. Martini, 2015] Frederic H. Martini, Judi L. Nath, E. F. B. (2015). Fundamentals of Anatomy & Physiology. Pearson Education.
- [George H. Klem, 1999] George H. Klem, Hans Otto Lüders, H. H. J. C. E. (1999). The ten-twenty electrode system of the international federation. International Federation of Clinical Neurophysiology.
- [Górriz et al., 2011] Górriz, J. M., Lang, E. W., and Ramírez, J. (2011). Recent advances in biomedical signal processing. Bentham Science Publishers.
- [Graumann et al., 2010] Graumann, B., Allison, B. Z., and Pfurtscheller, G. (2010). Brain-computer interfaces: Revolutionizing human-computer interaction. Springer Science & Business Media.
- [Hammond, 2011] Hammond, D. C. (2011). What is neurofeedback: An update. Journal of Neurotherapy.
- [Holger Gevensleben and Heinrich, 2014] Holger Gevensleben, Gunther H. Moll, A. R. and Heinrich, H. (2014). Neurofeedback in attention-deficit/hyperactivity disorder – different models, different ways of application. Frontiers in Human Neuroscience, 8: 846.(846).
- [Holly Hazlett-Stevens, 2005] Holly Hazlett-Stevens, M. G. C. (2005). Handbook of Brief Cognitive Behaviour Therapy, Chapter 1. John Wiley and sons, LTD, first edition.
- [Huhta and Webster, 1973] Huhta, J. C. and Webster, J. G. (1973). 60-Hz interference in electrocardiography. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-20(2):91–101.
- [Huster et al., 2014] Huster, R. J., Mokom, Z. N., Enriquez-Geppert, S., and Herrmann, C. S. (2014). Brain–computer interfaces for eeg neurofeedback: Peculiarities and solutions. International journal of psychophysiology, 91(1):36–45.
- [James W. Nilsson, 2014] James W. Nilsson, S. A. R. (2014). Electric Circuits. Pearson, 10th edition.
- [Januszewski, 2007] Januszewski, M. (2007). Overcoming a loopy situation. Residential Systems, 8(12):70.
- [Jasper, 1958] Jasper, H. H. (1958). Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 10(2):370–375.
- [Jing Hu, 2015] Jing Hu, Chun-sheng Wang, M. W. Y.-x. D. Y. H. J. S. (2015). Removal of eeg and emg artifacts from eeg using combination of functional link neural network and adaptive neural fuzzy inference system. Neurocomputing.

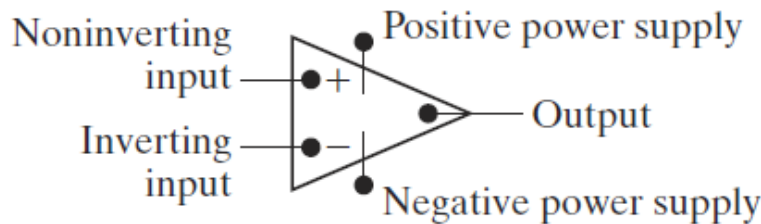
- [Kerry L. Coburn, 1988] Kerry L. Coburn, M. A. M. (1988). Facts and artifacts in brain electrical activity mapping. Brain Topography, 1(1).
- [Kirk, 2016] Kirk, H. W., editor (2016). Restoring the Brain Neurofeedback as an Integrative Approach to Health. CRCPress.
- [Kugelstadt, 2008] Kugelstadt, T. (2008). Active filter design techniques. op amps for everyone: design reference.
- [Leibniz Institute for Primate Research, 2016] Leibniz Institute for Primate Research, D. P. (2016). Magnetic resonance imaging - deutsches primatenzentrum. <http://www.dpz.eu/en/info-center/knowledge/magnetresonanztomographie.html>.
- [Levkov et al., 1984] Levkov, C., Michov, G., Ivanov, R., and Daskalov, I. K. (1984). Subtraction of 50 Hz interference from the electrocardiogram. Medical & Biological Engineering & Computing, 22(4):371–373.
- [Levkov et al., 2005] Levkov, C., Mihov, G., Ivanov, R., Daskalov, I., Christov, I., and Dotsinsky, I. (2005). Removal of power-line interference from the eeg: A review of the subtraction procedure. BioMedical Engineering OnLine, 4(1):50.
- [Limited, 2012] Limited, T. C. T. R. (2012). 10/20 system positioning manual.
- [Linear Technology Corporation, 1998] Linear Technology Corporation, L. T. C. (1998). LT1167 Single Resistor Gain Programmable, Precision Instrumentation Amplifier. Linear Technology Corporation, 1630 McCarthy Blvd., Milpitas, CA 95035-7417.
- [Martijn Arnsa, 2014] Martijn Arnsa, Hartmut Heinrich, U. S. (2014). Evaluation of neurofeedback in adhd: The long and winding road. Biological Psychology, 95:108–115.
- [Matthews and Jezzard, 2004] Matthews, P. M. and Jezzard, P. (2004). Functional magnetic resonance imaging. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 75(1):6–12.
- [Monderer et al., 2002] Monderer, R. S., Harrison, D. M., and Haut, S. R. (2002). Neurofeedback and epilepsy. Epilepsy & Behavior, 3(3):214–218.
- [Oxford University, 2016] Oxford University, N. D. o. C. N. (2016). Introduction to fmri — nuffield department of clinical neurosciences. <https://www.ndcn.ox.ac.uk/divisions/fmrib/what-is-fmri/introduction-to-fmri>.
- [Pedro M. R. Reis, 2014] Pedro M. R. Reis, Felix Hebenstreit, F. G.-V. v. T. M. L. (2014). Methodological aspects of eeg and body dynamics measurements during motion. Frontiers in Human Neuroscience.
- [Platform, 2016] Platform, I. B. R. (2016). EEG Pocket Guide. Imotions Biometric Research Platform.
- [Rainer E. Burkard, 2000] Rainer E. Burkard, Anthony Jameson, G. S. P. D. J.-L. L. V. C. J. P. H. W. E. (2000). Computational Mathematics Driven by Industrial Problems, volume 1739. Springer. Signal Processing for Everyone.
- [Repovš, 2010] Repovš, G. (2010). Dealing with noise in eeg recording and data analysis. Informatica Medica Slovenica, 15(1):18–25.
- [Sabers, 2008] Sabers, A. (2008). Tæt på Epilepsi, volume 8. www.Epilepsy.dk.

- [Santos et al., 2013] Santos, K., Palmini, A., Radziuk, A. L., Rotert, R., Bastos, F., Booij, L., and Fernandes, B. S. (2013). The impact of methylphenidate on seizure frequency and severity in children with attention-deficit-hyperactivity disorder and difficult-to-treat epilepsies. Developmental Medicine & Child Neurology, 55(7):654–660.
- [Scherer et al., 2013] Scherer, R., Faller, J., Balderas, D., Friedrich, E. V., Pröll, M., Allison, B., and Müller-Putz, G. (2013). Brain-computer interfacing: more than the sum of its parts. Soft Computing, 17(2):317–331.
- [Sedra and Smith, 1998] Sedra, A. S. and Smith, K. C. (1998). Microelectronic Circuits, volume 1. New York: Oxford University Press.
- [Swingle, 2015] Swingle, P. G. (2015). Adding Neurotherapy to Your Practice: Clinician’s Guide to the ClinicalQ, Neurofeedback, and Braindriving. Springer.
- [Tan et al., 2009] Tan, G., Thornby, J., Hammond, D. C., Strehl, U., Canady, B., Arnenmann, K., and Kaiser, D. A. (2009). Meta-analysis of eeg biofeedback in treating epilepsy. Clinical EEG and Neuroscience, 40(3):173–179.
- [Teplan, 2002a] Teplan, M. (2002a). Fundamentals of eeg measurement. Journal of the Institute of Measurement Science, 2. Institute of Measurement Science.
- [Teplan, 2002b] Teplan, M. (2002b). Fundamentals of eeg measurement. Measurement science review, 2(2):1–11.
- [Urigüen and Garcia-Zapirain, 2015] Urigüen, J. A. and Garcia-Zapirain, B. (2015). Eeg artifact removal—state-of-the-art and guidelines. Journal of neural engineering, 12(3):031001.
- [Wang et al., 2013] Wang, G.-J., Volkow, N. D., Wigal, T., Kollins, S. H., Newcorn, J. H., Telang, F., Logan, J., Jayne, M., Wong, C. T., Han, H., et al. (2013). Long-term stimulant treatment affects brain dopamine transporter level in patients with attention deficit hyperactive disorder. PloS one, 8(5):e63023.
- [Webster, 2009] Webster, J. G. (2009). Medical Instrumentation: Application and Design. Wiley, 4th edition.
- [Whitaker, 2005] Whitaker, J. C. (2005). The Electronics Handbook Second Edition. CRC Press.
- [Wolf, 1973] Wolf, S. (1973). Guide to Electronic Measurements and Laboratory Practice. Prentice Hall, 1st edition.

KAPITEL 12: BILAG

12.1 Operationsforstærker

En operationsforstærker er et elektronisk kredsløb med høj forstærkning, hvor modstande anvendes til at justere dens egenskaber. Der findes ikke-inverterende og inverterende konfigurationsmuligheder [James W. Nilsson, 2014].



Figur 12.1: Her ses en operationsforstærker, som kan anvendes i forskellige kredsløb, bl.a. til design af en instrumenteringforstærker. [James W. Nilsson, 2014]

I den ikke-inverterende forstærker er inputsignalet forbundet til den ikke-inverterende terminal. Output er desuden i fase med input. Den ikke-inverterende forstærker kan anvendes som en spændingsfølger, der har outputsignalet forbundet til den inverterende input terminal på den efterfølgende op-amp. Den primære anvendelse af en spændingsfølger er at skabe en buffer i et digitalt kredsløb [James W. Nilsson, 2014].

Ved en ikke-inverterende forstærker er input signalet forbundet til den positive terminal, mens den negative terminal er forbundet til jord/ground [Wolf, 1973]. Dette kan ses på figur 12.2.

Output spændingen, V_{out} , for denne konfiguration er givet ved ligning 12.1 [James W. Nilsson, 2014].

$$V_{out} = \frac{R_1 + R_2}{R_2} V_{in} \quad (12.1)$$

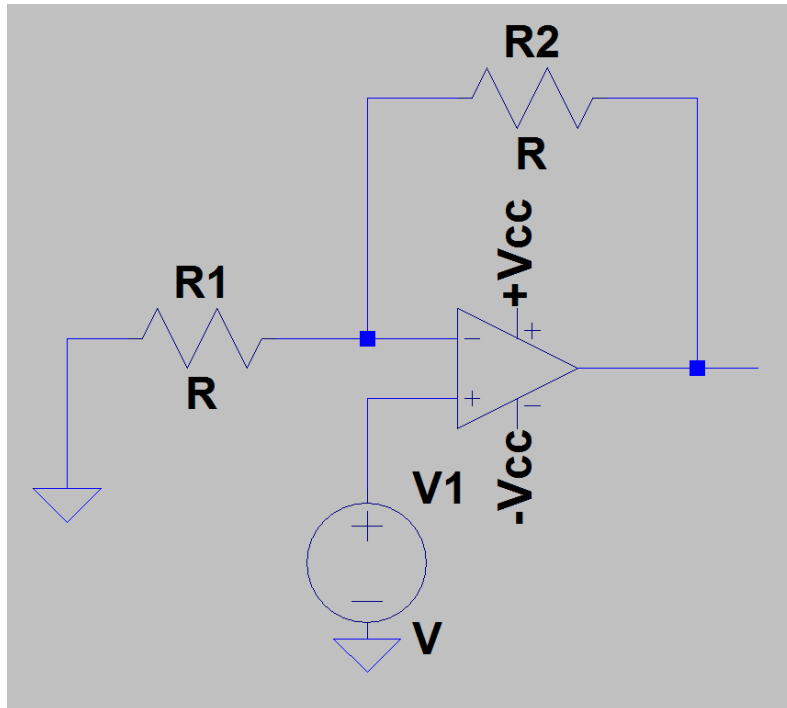
Ved at isolere V_{in} i ligning 12.1, kan forstærkningen, A , af kredsløbet findes. Det skal bemærkes, at der i formlen antages, at det er en ideel ikke-inverterende forstærker, hvilket forklarer, at der ingen strøm løber i hverken den positive eller negative input terminal [Webster, 2009].

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (12.2)$$

Som det fremgår af ligning 12.2 repræsenterer forstærkningen forholdet mellem output spændingen og input spændingen af kredsløbet.

I den inverterende forstærker er indgangssignalet forbundet til den inverterende terminal. Output er ikke i fase med input [Webster, 2009]. Output spændingen, V_{out} , for denne konfiguration er givet ved ligning 12.3.

$$V_{out} = \frac{-R_2}{R_1} V_{in} \quad (12.3)$$



Figur 12.2: Den modificerede figur viser en operationsforstærker af ikke-inverterende konfiguration. [James W. Nilsson, 2014]

Gain er givet ved ligning 12.4

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (12.4)$$

Den ideelle op-amp er karakteriseret ved:

- Uendelig stor forstærkning
- V_{out} er lig med 0
- Uendelig stor input impedans
- Uendelig lille output impedans
- Uendelig stor båndbredde

I praksis skal op-amps tilnærme sig de ideelle egenskaber [Webster, 2009].

Der er begrænsninger på, hvor meget der kan forstærkes. Det er vigtigt, at spændingsforsyningen er større end outputsignalet for at undgå, at forstærkeren går i mætning og dermed ikke længere fungerer som en lineær forstærker [James W. Nilsson, 2014]. Maksimal forstærkning udregnes vha. formlen:

$$-VCC \leq A(V_p - V_n) \leq +VCC \quad (12.5)$$

Hvis der tages højde for andre biologiske signaler, der er højere end EEG-signaler, som kan resultere i mætning af forstærkeren, kan forstærkning reduceres til 1000. Der er også andre støjklender for EEG-signaler, eksempelvis bevægelse i elektriske ledninger, støj fra mobiltelefoner og trådløs netværk. Dermed maksimalt output signal forventes på 3 V.

12.2 Udregning af komponenter i filter blokken

Koefficienter til et 5. ordens unity-gain Butterworth lavpasfilter

Koefficienter	a	b
Del 1	$a_1=1$	$b_1=0$
Del 2	$a_2=1,6180$	$b_2=1$
Del 3	$a_3=0,6180$	$b_3=1$

Tabel 12.1: Ovenstående koefficienter for 5. ordens Butterworth filter benyttes til udregning af de teoretiske værdier for kondensatorerne og modstandene i filter blokken. [Kugelstadt, 2008]

Kondensatorer

Formel til udregning af $C_{2,2}$:

$$C_{2,2} \geq C_{2,1} \cdot \frac{4 \cdot b_2}{a_2^2} = 330 \cdot 10^{-9} F \cdot \frac{4 \cdot 1}{(1,618)^2} \geq 504,216 nF \quad (12.6)$$

Formel til udregning af $C_{3,2}$:

$$C_{3,2} \geq C_{3,1} \cdot \frac{4 \cdot b_3}{a_3^2} = 68 \cdot 10^{-9} F \cdot \frac{4 \cdot 1}{(0,618)^2} \geq 712,184 nF \quad (12.7)$$

Modstande

Formel til udregning af R_{11} :

$$R_{11} = \frac{a_1}{2\pi f_c C_{11}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 30 Hz \cdot 100 \cdot 10^{-9} F} = 53,05 k\Omega \quad (12.8)$$

Formel til udregning af $R_{2,1}$:

$$R_{2,1} = \frac{a_2 \cdot C_{2,2} - \sqrt{a_2^2 \cdot C_{2,2}^2 - 4 \cdot b_2 \cdot C_{2,1} \cdot C_{2,2}}}{4 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_{2,1} \cdot C_{2,2}} \quad (12.9)$$

$$= \frac{1,618 \cdot 680 \cdot 10^{-9} F - \sqrt{(1,618)^2 \cdot (680 \cdot 10^{-9} F)^2 - 4 \cdot 1 \cdot 330 \cdot 10^{-9} F \cdot 680 \cdot 10^{-9} F}}{4 \cdot \pi \cdot 30 Hz \cdot 330 \cdot 10^{-9} F \cdot 680 \cdot 10^{-9} F} = 6393,15 \Omega \quad (12.10)$$

Formel til udregning af $R_{2,2}$:

$$R_{2,2} = \frac{a_2 \cdot C_{2,2} + \sqrt{a_2^2 \cdot C_{2,2}^2 - 4 \cdot b_2 \cdot C_{2,1} \cdot C_{2,2}}}{4 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_{2,1} \cdot C_{2,2}} \quad (12.11)$$

$$= \frac{1,618 \cdot 680 \cdot 10^{-9} F + \sqrt{(1,618)^2 \cdot (680 \cdot 10^{-9} F)^2 - 4 \cdot 1 \cdot 330 \cdot 10^{-9} F \cdot 680 \cdot 10^{-9} F}}{4 \cdot \pi \cdot 30 Hz \cdot 330 \cdot 10^{-9} F \cdot 680 \cdot 10^{-9} F} = 19618,2 \Omega \quad (12.12)$$

Formel til udregning af $R_{3,1}$:

$$R_{3,1} = \frac{a_3 \cdot C_{3,2} - \sqrt{a_3^2 \cdot C_{3,2}^2 - 4 \cdot b_3 \cdot C_{3,1} \cdot C_{3,2}}}{4 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_{3,1} \cdot C_{3,2}} \quad (12.13)$$

$$= \frac{0,618 \cdot 1 \cdot 10^{-6}F - \sqrt{(0,618)^2 \cdot (1 \cdot 10^{-6}F)^2 - 4 \cdot 1 \cdot 68 \cdot 10^{-9}F \cdot 1 \cdot 10^{-6}F}}{4 \cdot \pi \cdot 30Hz \cdot 68 \cdot 10^{-9}F \cdot 1 \cdot 10^{-6}F} = 11174,1\Omega \quad (12.14)$$

Formel til udregning af $R_{3,2}$:

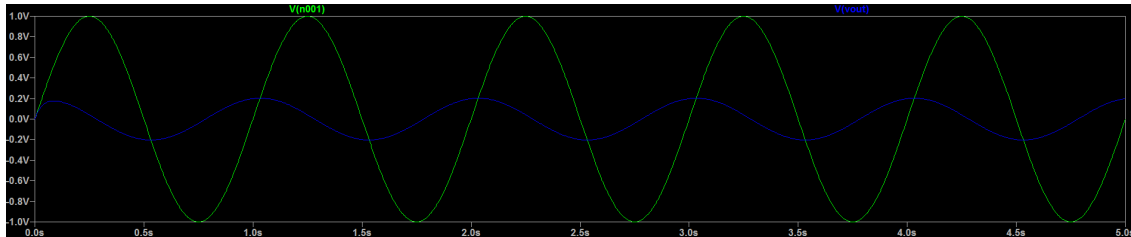
$$R_{3,2} = \frac{a_3 \cdot C_{3,2} + \sqrt{a_3^2 \cdot C_{3,2}^2 - 4 \cdot b_3 \cdot C_{3,1} \cdot C_{3,2}}}{4 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_{3,1} \cdot C_{3,2}} \quad (12.15)$$

$$= \frac{0,618 \cdot 1 \cdot 10^{-6}F + \sqrt{(0,618)^2 \cdot (1 \cdot 10^{-6}F)^2 - 4 \cdot 1 \cdot 68 \cdot 10^{-9}F \cdot 1 \cdot 10^{-6}F}}{4 \cdot \pi \cdot 30Hz \cdot 68 \cdot 10^{-9}F \cdot 1 \cdot 10^{-6}F} = 37040,5\Omega \quad (12.16)$$

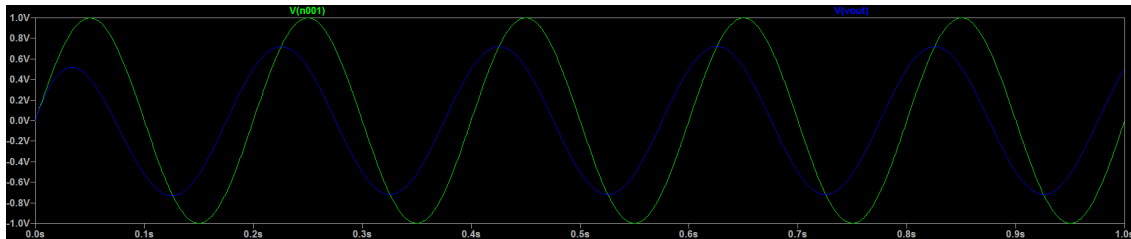
12.3 Test af filtre

I dette bilag ses dokumentation for filtrene anvendt i projektet.

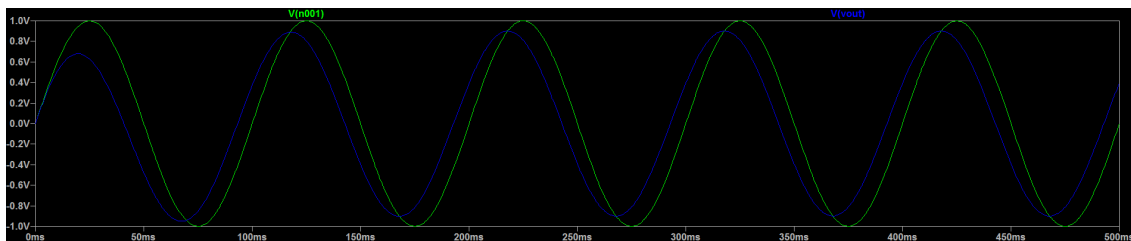
Højpasfilter - LTspice



Figur 12.3: Figuren viser en simulering af højpasfiltret i LTspice, testet med 1 Hz. Den grønne kurve repræsenterer input signalet med en $V_{pp} = 1,998$ V, og den blå kurve repræsenterer output signalet med en $V_{pp} = 405,77$ mV.

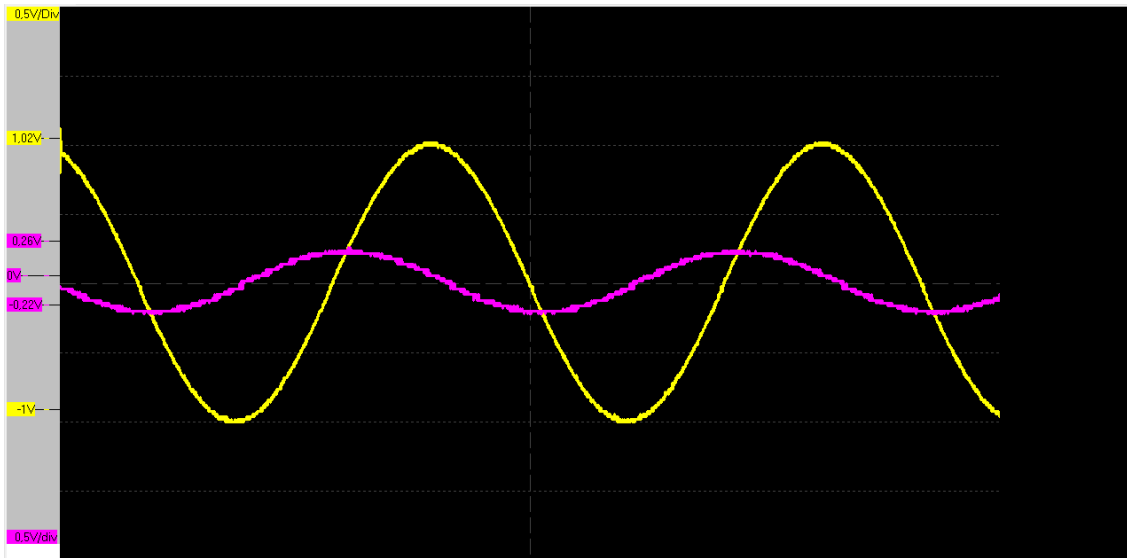


Figur 12.4: Figuren viser en simulering af højpasfiltret i LTspice, testet med 5 Hz. Den grønne kurve repræsenterer input signalet med en $V_{pp} = 1,996$ V, og den blå kurve repræsenterer output signalet med en $V_{pp} = 1,438$ V.

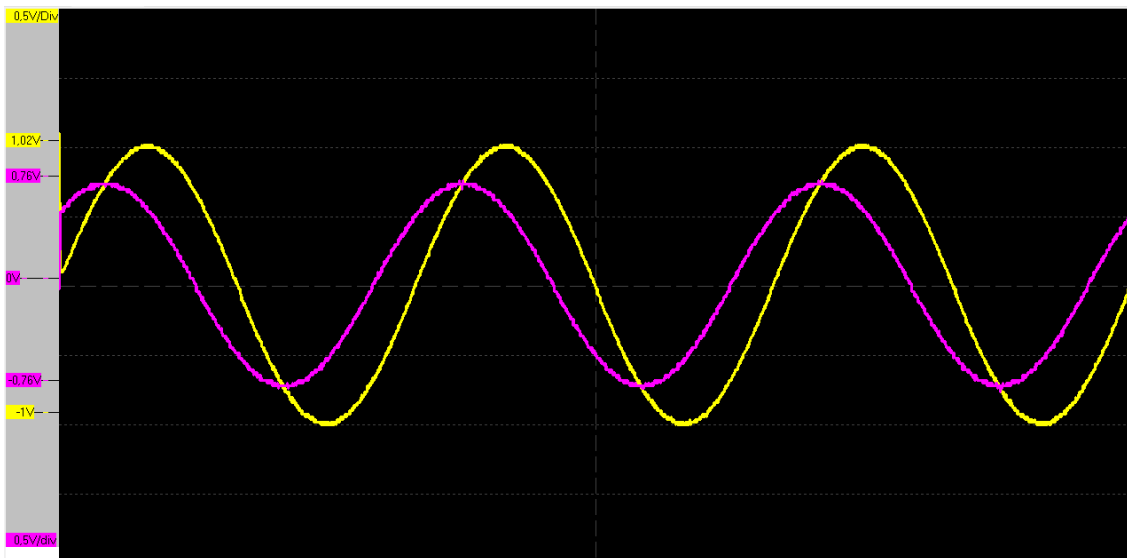


Figur 12.5: Figuren viser en simulering af højpasfiltret i LTspice, testet med 10 Hz. Den grønne kurve repræsenterer input signalet med en $V_{pp} = 1,996$ V, og den blå kurve repræsenterer output signalet med en $V_{pp} = 1,799$ V.

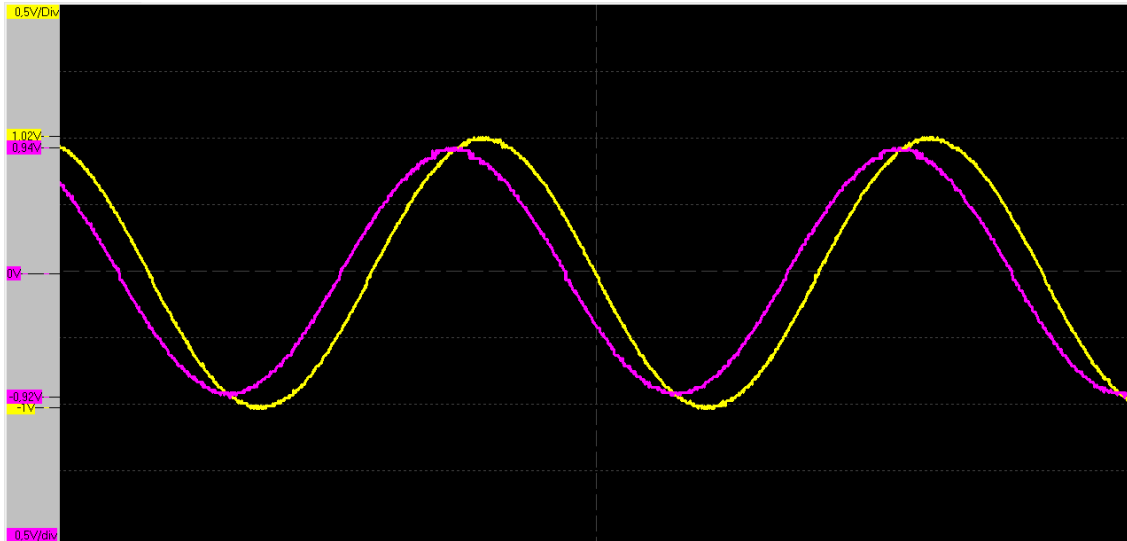
Højpasfilter - Praksis



Figur 12.6: Test af højpasfilter med 1 Hz. Den gule kurve repræsenterer input signalet med en $V_{pp} = 2,02$ V, og den pink kurve repræsenterer output signalet med en $V_{pp} = 0,48$ V.



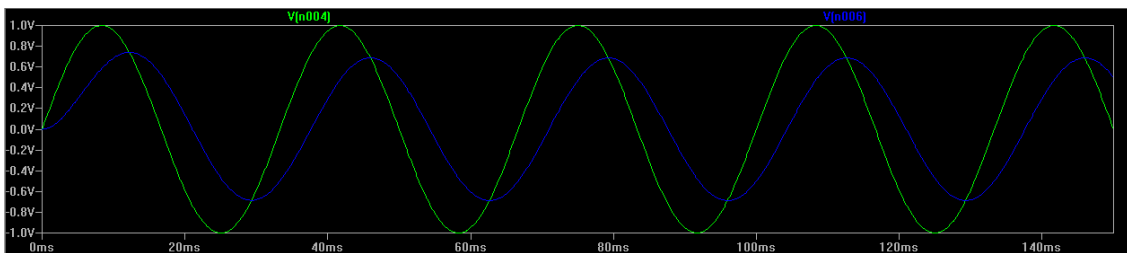
Figur 12.7: Test af højpasfilter med 5 Hz. Den gule kurve repræsenterer input signalet med en $V_{pp} = 2,02$ V, og den pink kurve repræsenterer output signalet med en $V_{pp} = 1,52$ V.



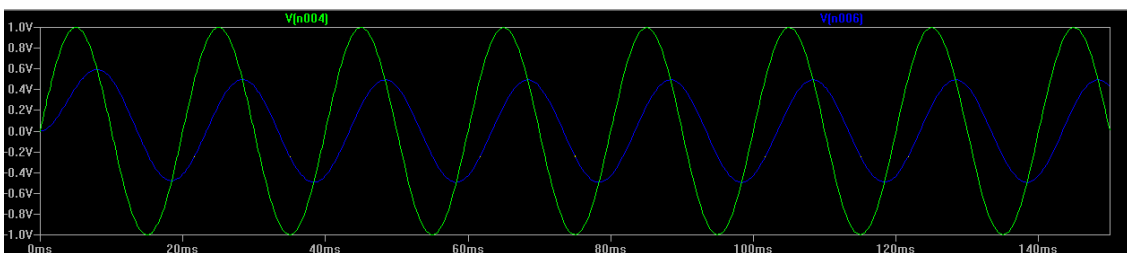
Figur 12.8: Test af højpasfilter med 10 Hz. Den gule kurve repræsenterer input signalet med en $V_{pp} = 2,02$ V, og den pink kurve repræsenterer output signalet med en $V_{pp} = 1,86$ V.

Lavpasfilter - LTspice

Blok 1



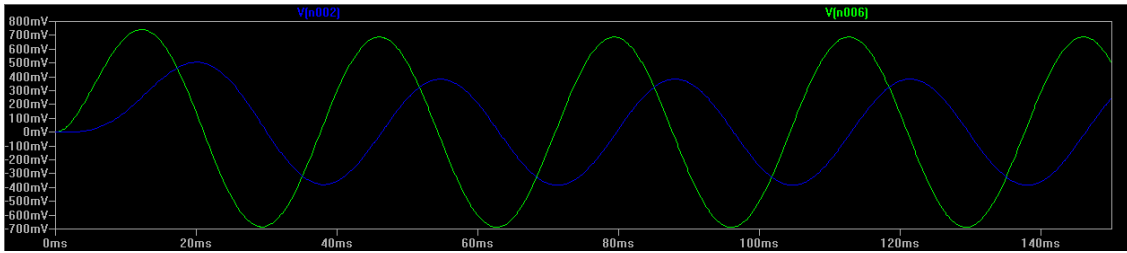
Figur 12.9: Test af blok 1 med 30 Hz. Den grønne kurve viser input signalet med $V_{pp} = 1,994$ V, og den blå kurve viser output signalet med en $V_{pp} = 1,370$ V.



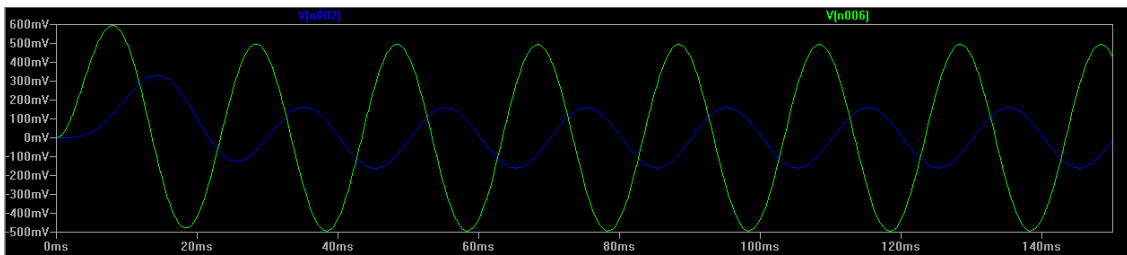
Figur 12.10: Test af blok 1 med 50 Hz. Den grønne kurve viser input signalet med $V_{pp} = 1,986$ V, og den blå kurve viser output signalet med en $V_{pp} = 0,978$ V.

Under denne test kunne det registreres, at signalerne har en større dæmpning ved 50 Hz end ved 30 Hz. Dette viser, at filtret lader de 30 Hz passere igennem uden ændring.

Blok 2 Blok 2 blev også testet i LTspice. Denne test illustreres som følgende:



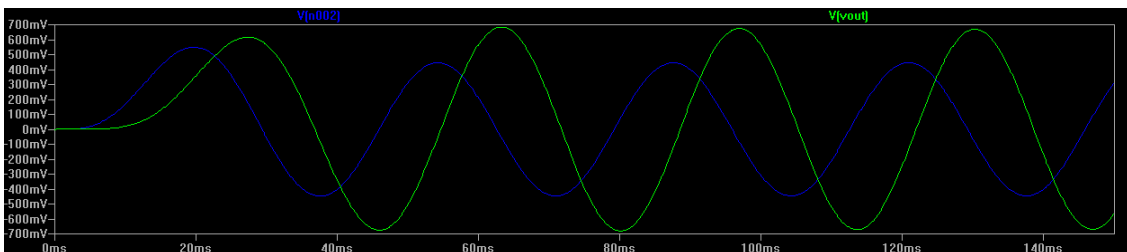
Figur 12.11: Test af blok 2 med 30 Hz. Den grønne kurve viser input signalet med $V_{pp}=1,376$ V, og den blå kurve viser output signalet med en $V_{pp}=0,892$ V.



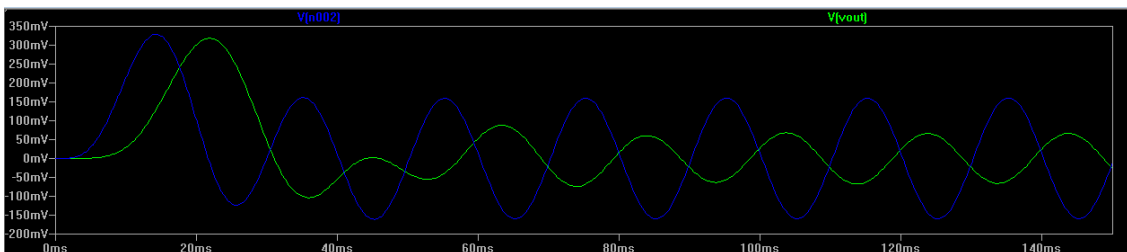
Figur 12.12: Test af blok 2 med 50 Hz. Den grønne kurve viser input signalet med $V_{pp}=987,32$ mV, og den blå kurve viser output signalet med en $V_{pp}=319,38$ mV.

Ved test af blok registreres det, at 30 Hz signaler passerer igennem med en lav dæmpning, hvorimod 50 Hz har en større dæmpning.

Blok 3 Blok 3 blev testet ligesom blok 1 og 2.



Figur 12.13: Test af blok 3 med 30 Hz. Den blå kurve viser input signalet med $V_{pp}=888,60$ mV, og den grønne kurve viser output signalet med en $V_{pp}=1344,44$ mV.

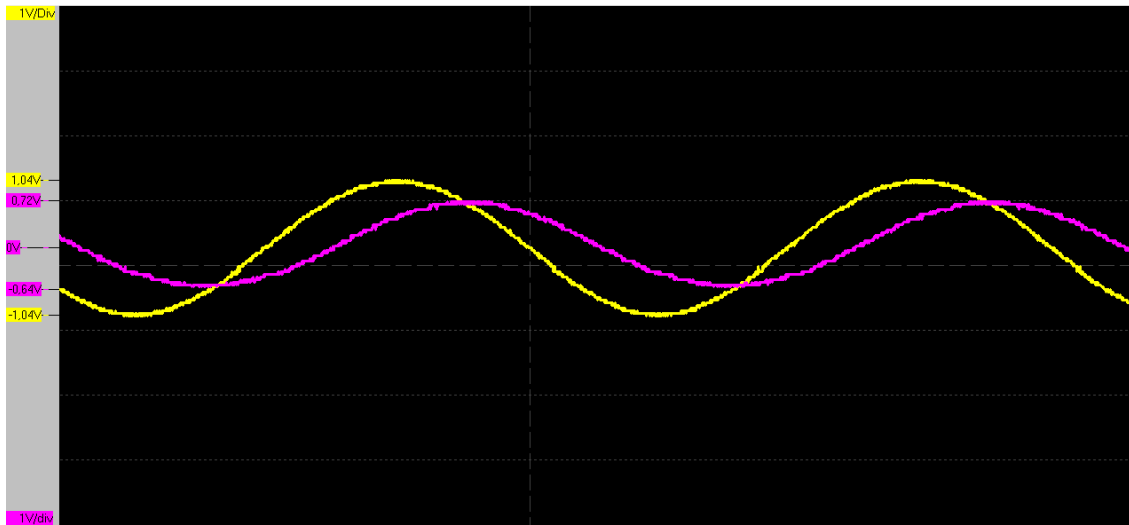


Figur 12.14: Test af blok 3 med 50 Hz. Den blå kurve viser input signalet med $V_{pp}=317,04$ mV, og den grønne kurve viser output signalet med en $V_{pp}=130,22$ mV.

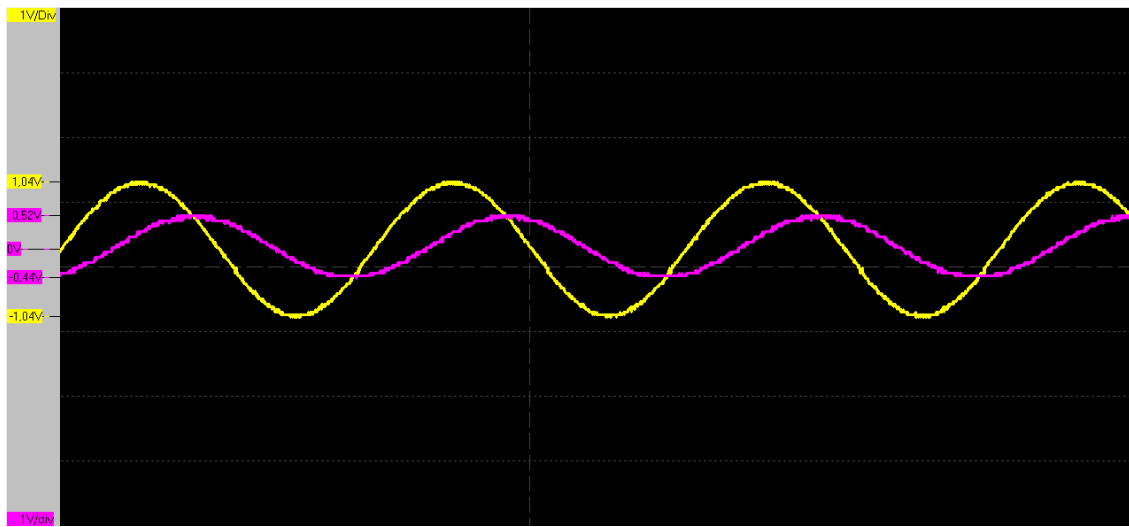
Ved blok 3 ses det samme resultatet ved, som ved blok 1 og 2. Dette indikerer, at filtret 3 blok dele til kredsløbet teoretisk lever op til kravspecifikationerne.

LP - Praksis

Blok 1



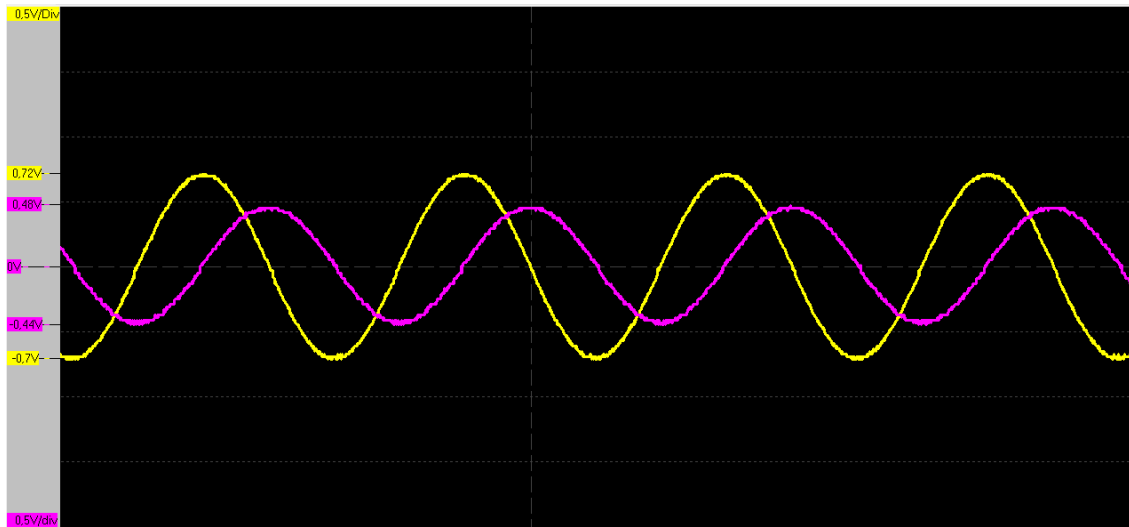
Figur 12.15: Test af blok 1 med 30 Hz. Den gule kurve viser input signalet med $V_{pp} = 2,08$ V, og den pink kurve viser output signalet med en $V_{pp} = 1,36$ V.



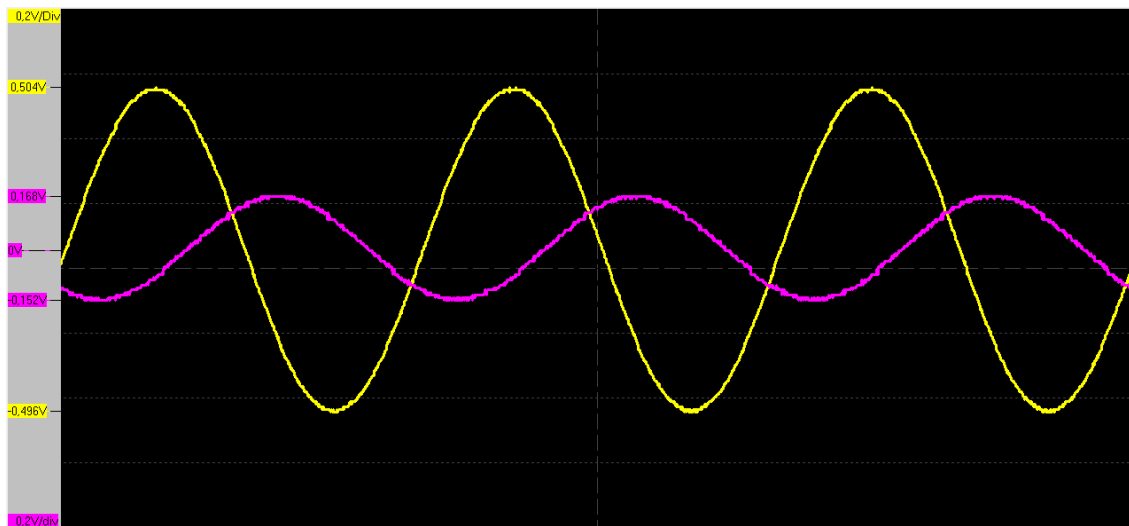
Figur 12.16: Test af blok 1 med 50 Hz. Den gule kurve viser input signalet med $V_{pp} = 2,08$ V, og den pink kurve viser output signalet med en $V_{pp} = 0,96$ V.

Under denne test kunne det registreres, at signalerne har en større dæmpning ved 50 Hz end ved 30 Hz. Dette viser, at filtret lader de 30 Hz passere igennem uden ændring.

Blok 2



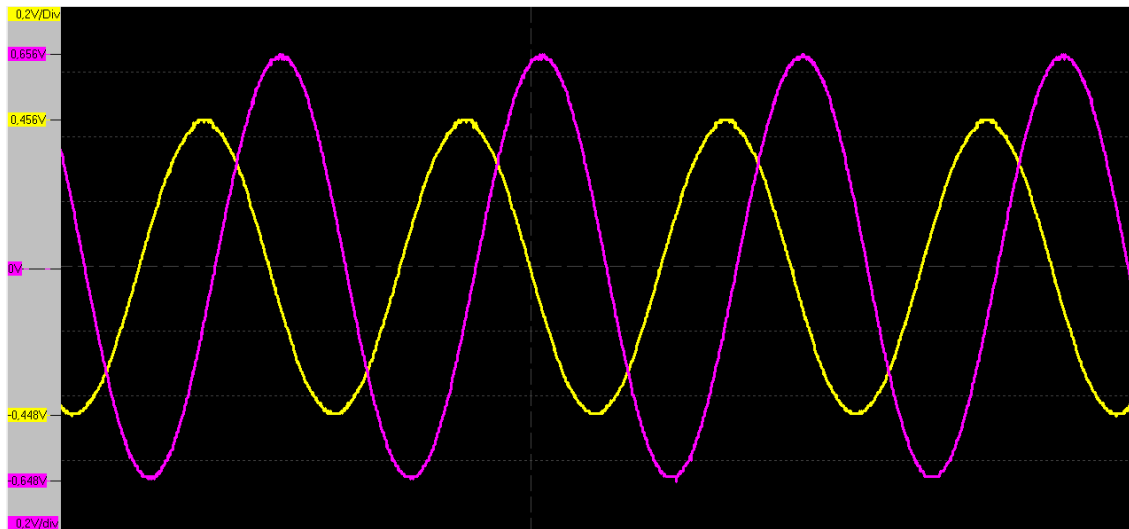
Figur 12.17: Test af blok 2 med 30 Hz. Den gule kurve viser input signalet med $V_{pp}= 1,42$ V, og den pink kurve viser output signalet med en $V_{pp}= 0,92$ V.



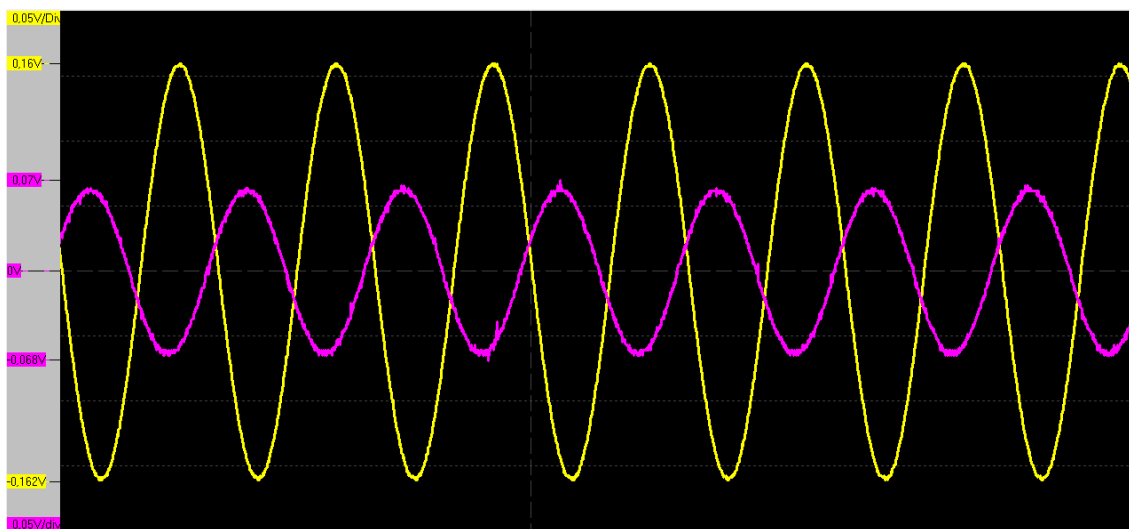
Figur 12.18: Test af blok 2 med 50 Hz. Den gule kurve viser input signalet med $V_{pp}= 1$ V, og den pink kurve viser output signalet med en $V_{pp}= 0,32$ V.

Under denne test kunne det registreres, at signalerne har en større dæmpning ved 50 Hz end ved 30 Hz.

Blok 3



Figur 12.19: Test af blok 3 med 30 Hz. Den gule kurve viser input signalet med $V_{pp}=0,904$ V, og den pink kurve viser output signalet med en $V_{pp}=1,304$ V.



Figur 12.20: Test af blok 3 med 50 Hz. Den gule kurve viser input signalet med $V_{pp}=0,322$ V, og den pink kurve viser output signalet med en $V_{pp}=0,138$ V.

12.4 Forsøgsprotokol

I følgende afsnit vil forsøget blive forklaret.

12.4.1 Formål

Forsøget udføres mhp. opsamling af aktiviteter inden for alfas- og betas respektive frekvensområder på hhv. 8-12 Hz og 13-21 Hz.

Formålene for forsøget kan derved opstilles:

- Optagelse af EEG-signaler inden for alfa- og beta frekvenser
- Visualisering af signaler
- Analyse af optagede signaler

12.4.2 Materialer

- Breadboard med analogt kredsløb
- NI USB-6009 konverter
- Computer med MATLAB
- Renseservietter
- EEG-gel (ABRALYT HiCl)
- Elektroder (Ambu® Neuroline 720)
- Fleksibelt pandebånd

12.4.3 Forsøgsopstilling

Breadboard med kredsløb tilkobles NI USB-6009, som videre tilkobles computeren. Forud for start på forsøget, præpareres huden på mastoid, øreflippen samt hovedbund og hår på placering Fz, vha. renseservietter.

Reference elektroden placeres på mastoid, og signalreference elektroden placeres på øreflippen. EEG-gel påføres hovedbund på placering Fz og påføres, mens sprøjten tages ud gennem håret, således kontakt skabes til hovedbund. Den aktive elektrode placeres efterfølgende på Fz og gelen, og holdes fast vha. det fleksible pandebånd.

Den endelige opstilling for forsøgsperson ved forsøg B, kredsløb, og tilkoblet NI USB-6009 kan ses på figur 12.21. Det anbefales at slukke lyset i lokalet og koble computeren fra stikkontakten for at der ikke opsamles store mængder af 50 Hz støj.



Figur 12.21: Placeringen af hovedet ift. kredsløbet.

12.4.4 Fremgangsmåde

Forsøg A

- Trin 1: Forsøgspersonen lukker øjnene
- Trin 2: En måling på 60 sekunder udføres ved brug af MATLAB kode 2

Ved optagelse af alfa aktivitet, forsøg A, skal forsøgspersonen ligge på et bord med hovedet tæt på breadboardet, med lukkede øjne. For at forsøgsperson bedre kan slappe af skal der være stilhed i rummet. Elektroderne tilkobles kredsløbet. Efterfølgende starter et andet gruppemedlem en 60 sekunders måling, ved brug af MATLAB kode 2. Efter 60 sekunder bliver data bearbejdet, og en visualisering af data kommer frem på skærmen, i form af en graf. Data bliver gemt, og en ny måling påbegyndes. Trin 1-2 gentages yderligere to gange, således i alt tre målinger udføres for forsøg A.

Forsøg B

- Trin 1: Forsøgspersonen sidder med åbne øjne og læser et udleveret materiale
- Trin 2: En måling på 20 sekunder udføres ved brug af MATLAB kode 2

Ved optagelse af beta aktivitet, forsøg B, sidder personen afslappet, med åbne øjne og læser, som angivet i trin 1. Som ved forsøg A, skal elektroderne tilkobles kredsløbet, og en 20 sekunders data optagelse startes ved brug af MATLAB kode 2. Efter 20 sekunder bliver data bearbejdet i MATLAB, og en visualisering af data kommer frem på skærmen. Data bliver gemt, og en ny måling påbegyndes. Trin 1-2 gentages yderligere to gange, således i alt tre målinger udføres for forsøg B.

12.5 Forsøgsresultater

Forsøgsperson	1	2	3	4	5
Alfa aktivitet					
Frekvens (Hz)					
Opsamling 1 (60s)	9,983	8,007	8,733	10,00	8,738
Opsamling 2 (60s)	8,719	11,35	10,07	10,15	10,27
Opsamling 3 (60s)	8,266	10,56	9,866	10,35	9,606
Spænding (mV)					
Opsamling 1 (60s)	37,62	14,19	23,53	36,72	24,32
Opsamling 2 (60s)	38,54	16,39	25,47	42,29	26,03
Opsamling 3 (60s)	38,17	23,16	34,56	40,58	21,83
Beta aktivitet					
Frekvens (Hz)					
Opsamling 1 (20s)	19,59	19,60	19,60	19,55	19,60
Opsamling 2 (20s)	19,56	19,59	19,57	19,58	19,60
Opsamling 3 (20s)	19,59	19,57	19,57	17,71	19,60
Spænding (mV)					
Opsamling 1 (20s)	97,55	42,40	39,47	42,37	55,87
Opsamling 2 (20s)	91,31	42,53	35,07	36,98	53,11
Opsamling 3 (20s)	89,67	36,55	42,73	25,03	43,24

Tabel 12.2: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne for den højeste aktivitet inden for alfa- og beta frekvensbånd under forsøg A og B.

Alfa aktivitet	
Gennemsnit (Hz)	9,65 Hz
Maksimal alfa (Hz)	11,35 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	18 %
Minimal alfa (Hz)	8,01 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	17 %
Gennemsnit (mV)	29,56 mV
Maksimal alfa (mV)	42,29 mV
Afvigelse fra gennemsnit	43 %
Minimal alfa (mV)	14,19 mV
Afvigelse fra gennemsnit	52 %

Tabel 12.3: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne af den højeste aktivitet inden for alfa frekvensbånd.

Beta aktivitet	
Gennemsnit (Hz)	19,46 Hz
Maksimal beta (Hz)	19,60 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	1 %
Minimal beta (Hz)	17,71 Hz
Afvigelse fra gennemsnit	9 %
Gennemsnit (mV)	73,52 mV
Maksimal beta (mV)	97,55 mV
Afvigelse fra gennemsnit	33 %
Minimal beta (mV)	25,03 mV
Afvigelse fra gennemsnit	66 %

Tabel 12.4: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne af den højeste aktivitet inden for beta frekvensbånd.

Forsøgsperson	1	2	3	4	5
Forsøg A					
Alfa aktivitet (mV)					
Opsamling 1 (60s)	10,5	6,7	8,5	9,1	7,8
Opsamling 2 (60s)	11,2	5,7	8,3	11,6	9,6
Opsamling 3 (60s)	12,7	4,8	8,1	11,2	7,8
Beta aktivitet (mV)					
Opsamling 1 (60s)	2,7	2,2	3,6	5,8	3,5
Opsamling 2 (60s)	2,8	2,6	3,4	5,9	3,6
Opsamling 3 (60s)	2,7	2,9	3,3	6,1	4,2
Forsøg B					
Alfa aktivitet (mV)					
Opsamling 1 (20s)	24,9	8,2	12,1	14,2	13,5
Opsamling 2 (20s)	25,7	6,7	10,8	13,4	14,9
Opsamling 3 (20s)	23,9	7,7	12,1	10,9	12
Beta aktivitet (mV)					
Opsamling 1 (20s)	15	6,5	8,5	9,9	6,8
Opsamling 2 (20s)	17,7	5,1	8	9	6,5
Opsamling 3 (20s)	16,4	4,9	7,9	9,4	6,8

Tabel 12.5: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne for gennemsnitlig aktivitet inden for alfa- og beta frekvensbånd under forsøg A og B.

Forsøg A		
Forsøgsperson	Gennemsnitlig alfa (mV)	Gennemsnitlig beta (mV)
1	11,5	2,7
2	5,7	2,6
3	8,3	3,4
4	10,6	5,9
5	8,4	3,8

Tabel 12.6: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne af gennemsnitlig aktivitet inden for alfa- og betas frekvensbånd. under forsøg A.

Forsøg B		
Forsøgsperson	Gennemsnitlig alfa (mV)	Gennemsnitlig beta (mV)
1	24,8	16,4
2	7,5	5,5
3	11,7	8,1
4	12,8	9,4
5	13,5	6,7

Tabel 12.7: Tabellen viser en oversigt over forsøgsresultaterne af gennemsnitlig aktivitet inden for alfa- og betas frekvensbånd. under forsøg B.

Forhold mellem alfa og beta		
Forsøgsperson	Forsøg A	Forsøg B
1	4,3	1,5
2	2,2	1,4
3	2,4	1,4
4	1,8	1,4
5	2,2	2

Tabel 12.8: Tabellen viser en oversigt over forhold mellem gennemsnitlig aktivitet inden for alfa- og beta frekvensbånd under forsøg A og B. Forholdet blev udregnet ved at beregne hvor mange gange er den gennemsnitlig aktivitet inden for alfa frekvensbånd større end den gennemsnitlig aktivitet inden for beta frekvensbånd under begge forsøg.

12.6 Matlab kode

12.6.1 Kode 1

```

%% Setup
clear all
close
clc
%% Load data
% load('Forsoegsperson1.mat'); % Vores data

data1 = data;

%% FFT Analyse
Fs = 500; % Sampling frekvens
P = 1/Fs; % Sampling periode
L = length(data); % Signallængde
t = (0:L-1)*P;
Y = data1;
P2 = abs(Y/L);
P11 = P2(1:L/2+1);
P11(2:end-1) = 2*P11(2:end-1);
f1 = Fs*(0:(L/2))/L;
plot(t,Y)
Y = fft(data1);
P2 = abs(Y/L);
P11 = P2(1:L/2+1);
P11(2:end-1) = 2*P11(2:end-1);
f1 = Fs*(0:(L/2))/L;

Y = fft(data1);
P2 = abs(Y/L);
P11 = P2(1:L/2+1);
P11(2:end-1) = 2*P11(2:end-1);
f1 = Fs*(0:(L/2))/L;
subplot(1,2,1)
plot(f1,P11)
title('Tidsdomaene')
xlabel('Tid (s)')
ylabel('Spaending(V)')
axis([0 52 0 0.2])
hold on
plot(8,[0:0.005:2], 'g')
plot(13,[0:0.005:2], 'g')
plot(30,[0:0.005:2], 'g')
hold off

title('Frekvensdomaene')
xlabel('Frekvens (Hz)')

```



```
ylabel('Spænding (V)')
Fs2 = 500;
P2 = 1/Fs2;
L2 = length(data);
t2 = (0:L2-1)*P2;
Y2 = data1;
P22 =abs(Y2/L2);
P112 = P22(1:L2/2+1);
P112(2:end-1) = 2*P112(2:end-1);
f12 = Fs2*(0:(L2/2))/L2;
subplot(1,2,2)
plot(t2,Y2)
title('Tidsdomaene')
xlabel('Tid (s)')
ylabel('Spænding(V)')
axis([0 1 -10 10])
Vpp=peak2peak(Y2)
Maksimum=max(Y2)
Minimum=min(Y2)
```

12.6.2 Kode 2

```
%% Create a data acquisition session
daqSession = daq.createSession('ni');
%% Add channels specified by subsystem type and device
daqSession.addAnalogInputChannel('Dev1','ai0','Voltage');
%% Configure properties
daqSession.Channels(1).Name = 'RealTimeEEG';
daqSession.Rate = 500;
%% Run the data acquisition session
daqSession.DurationInSeconds = 10;
%Målingslængde i sekunder (skal justeres manuelt)
[$data,time]$ = daqSession.startForeground();
%% FFT Analyse
Y = data;
Y = fft(data);
P2 = abs(Y/L);
% L = længde af data(signal)
P11 = P2(1:L/2+1);
P11(2:end-1) = 2*P11(2:end-1);
f1 = Fs*(0:(L/2))/L;
plot(f1,P11)
axis([0 52 0 0.2])
hold on
plot(8,[0:0.005:2], 'g.')
plot(13,[0:0.005:2], 'm.')
plot(30,[0:0.005:2], 'm.')
plot(12,[0:0.005:2], 'g.')
```

```
hold off
title('Frekvensdomaene')
xlabel('Frekvens (Hz)')
ylabel('Spaending (V)')
%% Disconnect from the device
daqSession.release();
delete(daqSession);
clear daqSession;
```