

---

---

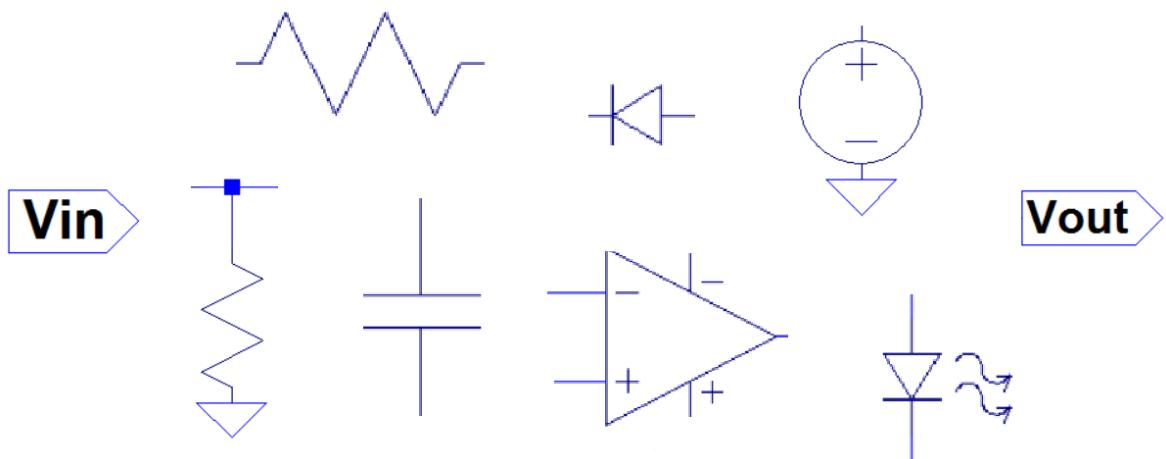
# System til detektering af kropsbalance

## Projektrapport 3. semester

---

AALBORG UNIVERSITET, 02/09/15 - 16/12/15

SKREVET AF  
GRUPPE 375



*Gruppemedlemmer:*

Cecilie Sophie Rosenkrantz Topp, Mads Jozwiak Pedersen, Maria Kaalund Kroustrup  
Mathias Vassard Olsen, Nikoline Suhr Kristensen, Sofie Helene Bjørnsrud Jensen

---





**Titel:** System til detektering af kropsbalance

**Tema:** Instrumentering til opsamling af fysiologiske  
signaler

AALBORG UNIVERSITET  
STUDENTERRAPPORT  
Sundhedsteknologi  
Fredrik Bajers Vej 7  
9220 Aalborg  
<http://smh.aau.dk>

**Projektperiode:** D. 02/09/2015 - 16/12/2015

P3, efterår 2015

**Projektgruppe:** 375

**Deltagere:**

---

Cecilie Sophie Rosenkrantz Topp

---

Mads Jozwiak Pedersen

---

Maria Kaalund Kroustrup

---

Mathias Vassard Olsen

---

Nikoline Suhr Kristensen

---

Sofie Helene Bjørsrud Jensen

**Vejleder:** Erika G. Spaich

**Oplagstal:**

**Sideantal:**

**Bilagsantal og -art:**

**Afsluttet den** 16. december 2015

**Synopsis:**

I 2011 levede omkring 75,000 danskere med følger af apopleksi, hvoraf hver fjerde var afhængig af hjælp i hverdagen. Apopleksi kan beskadige encephalon, hvorfor bearbejdelsen af de informationer, som eksempelvis proprioceptorerne og sansereceptorerne sender, vanskeliggøres. Derved kan der opstå balanceproblemer for patienten. I dette projekt udvikles et system, der kan hjælpe under rehabiliteringen af balancen hos apopleksipatienter. Systemet skal kunne detektere kroppens hældningsgrad i det frontale plan i stående position og give et analogt output i form af visuel- og somatosensorisk feedback til patienten samt et digitalt output, der kan vises og gemmes på en computer til senere analyse. De enkelte systemblokke blev implementeret og testet ift. opstillede kravspecifikationer samt tolerancekrav. På baggrund af testen af det samlede system konkluderes det, at systemet fungerer ift. de overordnede krav, da det kan detektere en kropshældning i en bestemt retning. Systemet giver en afvigelse ift. hældningsgraden, hvorfor offsettet bl.a. skal korrigeres. Derudover blev der udviklet software, der kan opsamle og afbillede signalet i real-time samt herefter gemme data.

# Forord og læsevejledning

---

## Forord

Denne rapport er udarbejdet af en gruppe sundhedsteknologistuderende på 3. semester fra Aalborg Universitet. Ud fra projektets overordnede tema *Instrumentering til opsamling af fysiologiske signaler* blev der heraf opstillet forskellige projektforslag. Denne rapport tager udgangspunkt i følgende projektforslag opstillet af Erika G. Spaich: *System til detektering af kropsbalance*. Gruppens vejleder har under hele projektperioden været Erika G. Spaich.

Projektet er rettet mod apopleksipatienter, fagkyndigt personale, der beskæftiger sig med rehabilitering af apopleksipatienter, medstuderende på Aalborg Universitet og andre, der har interesse for emnet.

Vi vil gerne takke vores vejleder Erika G. Spaich for vejledning og feedback igennem hele projektperioden. Derudover vil vi give en særlig tak til Thomas N. Nielsen for hjælp til softwaredelen, Jan K. Stavnshøj for hjælp og rådgivning til udarbejdelse af systemet og Træningsenhed Vest Aalborg Kommune for, at vi måtte observere en dags genoptræning af patienter med balanceproblemer.

## Læsevejledning

Projektrapporten er udarbejdet efter den problembaserede AAU-model. Selve rapporten er delt op i fire kapitler samt bilag således, at første kapitel indeholder projektets initierende problemstilling, der ligger til grund for problemanalysen, og det initierende problem. Andet kapitel, indeholdende en analyse af problemet, giver viden om apopleksi og apopleksipatienternes følger, rehabiliteringsforløb og nuværende rehabiliteringsmuligheder samt baggrundsviden vedrørende signalbehandling. Dette er efterfulgt af en projektafgrænsing samt problemformulering, der ligger til grund for problemløsningen. I tredje kapitel beskrives problemløsningen indeholdende projektets praktiske del ift. at udarbejde et system til detektering af kropsbalancen. Herunder beskrives systemets kravspecifikationer samt systemdesign, hvor teori, simulering, implementering og test for hver blok i systemet vil indgå. I fjerde kapitel afsluttes rapporten med en evaluerende diskussion og konklusion af systemets funktion samt perspektivering ift. videreudvikling af systemet. Herefter findes litteraturlisten, samt bilag, der henvises til som bilag A, bilag B osv.

I rapporten benyttes Vancouver-metoden ved litteraturhenvisning, hvor anvendt litteratur tildeles fortløbende numre således, at den første reference i rapporten tildeles nummeret [1], den næste [2] osv. Er referencen placeret efter et punktum i en sætning, tilhører den hele afsnittet. Er referencen placeret før et punktum, tilhører den sætningen. Er der placeret flere referencer efter hinanden, betyder dette, at der er anvendt flere referencer til den pågældende sætning eller afsnit.

Ved anvendelse af forkortelser skrives ordet helt ud, første gang det nævnes, med forkortelsen i en parentes, som efterfølgende vil blive benyttet.

Der anvendes det amerikanske komma, når der i rapporten skrives tal - eksempelvis skrives

titusinde som 10,000 og to komma fire som 2.4.

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Kapitel 1 Indledning</b>	<b>1</b>
1.1 Initierende problem . . . . .	2
<b>Kapitel 2 Problemanalyse</b>	<b>3</b>
2.1 Apopleksi . . . . .	3
2.2 Undersøgelse og behandling af apopleksi . . . . .	7
2.3 Følger af apopleksi . . . . .	8
2.4 Rehabilitering af apopleksipatienter . . . . .	11
2.5 Biofeedback . . . . .	14
2.6 Behandling af biologiske signaler . . . . .	16
2.7 Problemafgrænsning . . . . .	21
2.8 Problemformulering . . . . .	21
<b>Kapitel 3 Problemløsning</b>	<b>22</b>
3.1 Systembeskrivelse . . . . .	22
3.2 Pilotforsøg . . . . .	25
3.3 Specifikke kravspecifikationer . . . . .	26
3.4 Teori, design, simulering, implementering og test . . . . .	32
3.5 Samlet systemtest . . . . .	75
<b>Kapitel 4 Syntese</b>	<b>85</b>
4.1 Diskussion . . . . .	85
4.2 Konklusion . . . . .	91
4.3 Perspektivering . . . . .	92
<b>Litteratur</b>	<b>94</b>
<b>Bilag A Nervesystemer og nervefysiologi</b>	<b>100</b>
A.1 Hjernens anatomi . . . . .	100
A.2 Nervens anatomi . . . . .	101
A.3 Aktionspotentiale . . . . .	101
<b>Bilag B Kroppens balance</b>	<b>104</b>
B.1 Ørets bidrag til balancen . . . . .	104
B.2 Øjets bidrag til balancen . . . . .	105
B.3 Proprioceptorerne og skeletmuskulaturens bidrag til balancen . . . . .	106
<b>Bilag C Referat fra observation hos Træningsenhed Vest Aalborg Kommune</b>	<b>108</b>
C.1 Observationer fra første gruppe . . . . .	108
C.2 Observationer fra anden gruppe . . . . .	109
<b>Bilag D Pilotforsøg</b>	<b>110</b>

---

D.1	Formål med pilotforsøg . . . . .	110
D.2	Materialer . . . . .	110
D.3	Metode . . . . .	111
D.4	Fremgangsmåde . . . . .	113
D.5	Resultater . . . . .	114
D.6	Diskussion og konklusion . . . . .	118
	<b>Bilag E Matlab kode til software</b>	<b>120</b>

# Kapitel 1

## Indledning

---

Apopleksi er den tredje største dødsårsag i Danmark og ca. 12.500 personer indlægges hvert år pga. sygdommen [1]. I 2011 levede 75.000 danskere med følger af apopleksi, og ud af disse er omkring hver fjerde person afhængig af andres hjælp [1]. Det er dog ikke alle patienter, der får mén af apopleksi.

Der sker en stigning i antallet af indlæggelsesforløb for mænd og kvinder, når de bliver ældre end 65 år [2]. Antallet af danskere, der lever med følger og varige mén af apopleksi, forventes derfor at være stigende i takt med, at der kommer flere ældre [3]. Apopleksi er i forvejen den sygdom, der kræver flest plejedøgn i sundhedssektoren, men i takt med, at der kommer flere ældre, forventes det at udgifterne til denne pleje vil stige. Ud fra et økonomisk perspektiv er sygdommen derfor omkostningsfuld for samfundet ift. behandling, rehabilitering og produktivitetstab. Udgifterne til sygdommen udgør 4% af sundhedsvæsenets samlede udgifter [1, 4].

Følgerne af apopleksi opstår ofte pludseligt og kan medføre både fysiske og mentale konsekvenser for patienten [5]. Efter et apopleksitilfælde kan patienterne opleve nedsat eller ikke funktionsdygtig balance. Problemer med balancen opstår, da encephalon ikke kan bearbejde de informationer, som proprioceptorerne og sansereceptorerne sender. [6] Dette resulterer i, at 40% af det samlede antal apopleksipatienter oplever faldulykker i det første år. [7]. Apopleksipatienter kan desuden opleve neglekt, der også er skade på de sensoriske og motoriske funktioner og er et af de hyppigste mén. Der findes forskellige typer af neglekt. Eksempelvis kan patienten opleve ikke at være opmærksom på den ene side af kroppen. [8] Balanceproblemer og neglekt har alvorlige konsekvenser for apopleksipatienter, da de bl.a. kan føre til begrænsninger i hverdagen. [5, 9] For en patient med balanceproblemer kan det være vanskeligt at vende tilbage til sin normale hverdag, da almindelige huslige pligter, såsom rengøring og personlig pleje kan være vanskeligt at klare uden hjælp. [10]

Balanceproblemer samt begrænsninger i hverdagen kan medføre nedsat livskvalitet. Dette ses eksempelvis ved, at apopleksipatienter har dobbelt så stor selvmordsrate som baggrundsbefolkningen [10]. Et apopleksitilfælde medfører en pludselig afbrydelse i patientens livsforløb. Det kan blive uoverskueligt at opretholde sociale og familiære relationer, hvilket medfører, at der senere i livet opleves en forringelse af livskvaliteten. En optimeret livskvalitet kan skabes ved hurtigere rehabilitering samt forbedrede kropslige funktioner, herunder balancen. [10]

For at apopleksipatienter opnår den bedst mulige behandling og rehabilitering er det afgørende, at der er et velfungerende samspil mellem kommuner, sygehuse og praktiserende læger [10]. Det er essentielt, at rehabiliteringen påbegyndes få dages efter apopleksitilfældet er opstået, for så vidt muligt at genskabe tabte funktionsevner. [11]

## 1.1 Initierende problem

Hvilke fysiologiske konsekvenser kan apopleksi have for patienten, og hvad er rehabiliteringsmulighederne for en patient med balanceproblemer?

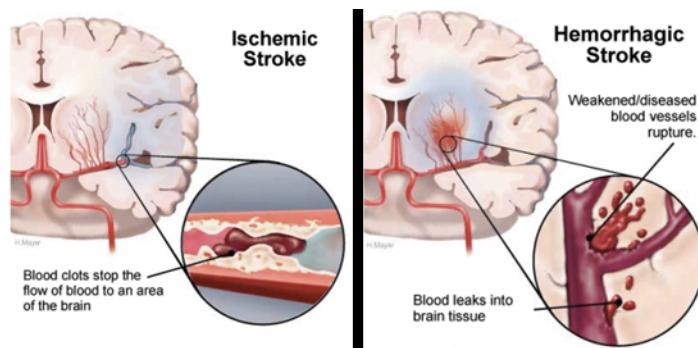
# Kapitel 2

## Problemanalyse

### 2.1 Apopleksi

Encephalon har brug for ilt og næringsstoffer for at kunne fungere normalt og er derfor afhængig af en konstant blodtilstrømning. Hvis denne tilstrømning stopper, kan det have alvorlige konsekvenser. [1] Apopleksi er en sygdom, som har indvirkning på blodgennemstrømningen til encephalon, da den nedsætter blodtilførslen enten ved en blodprop eller ved en blødning [1]. Tidspunktet for forekomsten af symptomer efter apopleksien er opstået kan variere fra et par minutter op til et par dage [12, 4]. Sundhedsstyrelsen definerer apopleksi som pludseligt opståede fokalneurologiske symptomer af formodet vaskulær genese med en varighed på over 24 timer. [13] Hvis varigheden er under 24 timer, betegnes det som transitorisk cerebral iskæmi (TCI), hvor de fleste tilfælde varer under en time uden permanent hjerneskade [8, 14]. Hvert år oplever flere tusinde danskere TCI, men det er sjældent, at de selv er bevidste herom. Symptomerne heraf er milde og kan være en følelsesløshed i lemmerne eller i ansigtet samt korte oplevelser af forvirring, synsforstyrrelser og sproglige forstyrrelser. Det er sjældent, at der opstår mén fra TCI og derfor kræves der ingen behandling. [12, 1] Risikofaktorer, der kan medføre apopleksi, er forhøjet blodtryk, rygning, højt kolesterol, diabetes og arvelige defekter. Konsekvenserne fra apopleksi kan omfatte forbogående eller varig lammelse af forskellige dele af kroppen, vanskeligheder ved tale og spisning samt et tab i muskulær koordinering. [12] En hurtig behandling er essentiel for at mindske disse konsekvenser [1].

Et apopleksitilfælde kan være forårsaget af enten en embolia cerebri (iskæmisk) eller hæmorrhagia cerebri (hæmoragisk), som er illustreret på **figur 2.1.** [14]



**Figur 2.1:** På figuren ses, hvad der sker i encephalon, når henholdsvis iskæmisk og hæmoragisk apopleksi opstår. Der ses til venstre på billedet, at iskæmisk apopleksi sker, hvis en arterie blokeres. Til højre ses, at hæmoragisk apopleksi opstår, når en arterie brister. (Revideret) [14]

### Iskæmisk apopleksi

Iskæmisk apopleksi opstår i 80 – 85% af alle apopleksitilfælde [8]. Her blokeres en arterie i encephalon af en blodprop, der stopper tilførslen af blod til et bestemt område i encephalon, hvilket ses på **figur 2.1**. Blodpropperne dannes primært pga. åreforkalkning enten ved en trombe eller en emboli. En trombe sætter sig fast det sted, hvor den er dannet og består af blodplader og fibrin. [15] En emboli består typisk af fragmenter af blodceller eller kolesterol, som er diffunderet ind i blodcirculationen af encephalon fra arterierne [16]. Nervecellerne skades efter få minutter pga. iltmangel og kan i værste tilfælde dø efter denne periode [15, 17].

### Hæmoragisk apopleksi

Hæmoragisk apopleksi opstår i 10 – 15% af tilfældene iblandt det samlede antal af apopleksiramte [8]. Årsagen hertil er hovedsagligt forhøjet blodtryk eller, i sjældnere tilfælde, aneurismer eller medfødte misdannede kar [15]. Hæmoragisk apopleksi opstår, når en hjernearterie brister, og lækage af blod danner en blodansamling, hvilket ses på **figur 2.1**. Dette beskadiger det omkringliggende væv og forøger trykket i encephalon. Intracerebral hæmoragi opstår ofte af forhøjet blodtryk, der danner et pres på de små arterier, som får dem til at breste. [18]

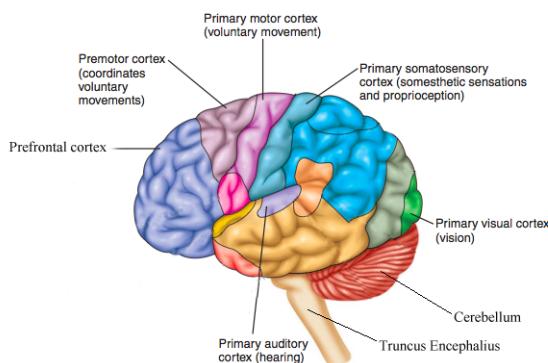
Blødning i subaraknoidalrummene skyldes ofte bristning af en aneurisme i encephalon [15].<sup>1</sup> Symptomerne ved subaraknoidalblødning er generel tab af hjernefunktion, da der forekommer et øget pres på cerebrum, hvormod hæmatomet ved intracerebral hæmoragi er lokaliseret et bestemt sted i encephalon og forårsager nedsat funktion af én bestemt hjernefunktion [18].

#### 2.1.1 Påvirkning på encephalon

Cerebrum er den største region af encephalon og kan deles op i to hjernehalvdeler. Her sker en processering af sanserne, tale, tanker, synet, hukommelsen og følelser. [19] En yderligere beskrivelse af hjernens anatomi, nervefysiologi samt biologisk kommunikation kan ses i bilag A. Som tidligere nævnt i afsnit 2.1 er 80 – 85% af apopleksitilfældene iskæmiske og rammer hyppigst i media arterien, der forsyner det meste af cerebrum med blod. Derfor er det ofte sensoriske og motoriske områder, der bliver skadet ved et apopleksitilfælde. [20, 21, 22] For at opretholde balanceen kræves et samarbejde mellem de sensoriske- og motoriske områder i encephalon som ses på **figur 2.2**.

---

<sup>1</sup>FiXme Note: NTK: Subaraknoidalrummene er rummet mellem hjernehinderne



**Figur 2.2:** På figuren ses de sensoriske og motoriske regioner på den venstre hjernehalvdel af cerebrum. Derudover ses cerebellum og truncus encephalius. (Revideret) [23]

De sensoriske og motoriske områder har stor indflydelse på hinanden. I **tabel 2.1** fremgår de områder i encephalon, der har med balanceen at gøre, samt disses funktion. Ved apopleksi kan flere områder rammes samtidig, hvilket kan medføre, at flere funktioner svækkes. Da balanceen kontrolleres af flere forskellige områder i encephalon betyder en skade på eksempelvis det visuelle cortex ikke, at man mister balanceen helt.

Område i encephalon	Funktioner
Cerebellum	Modtager proprioceptiv og vestibulær information fra medulla spinalis og truncus encephalius. Fortolker og koordinerer frivillige bevægelser.
Det visuelle cortex	Fortolker lyssignaler, videresender informationer omkring rumlige forhold, bevægelse og koordinerer visuelle og somatosensoriske impulser.
Det præmotoriske cortex	Integratorer de sensoriske og motoriske systemer og igangsætter bevægelse som respons på visuelle eller auditive stimuli.
Det præfrontale cortex	Koordinerer information fra de andre cortex og udarbejder abstrakte intellektuelle funktioner, som at forudse hvilken effekt en handling vil have. Bearbejder eksterne sanseindtryk inden der foretages en handling.
Truncus Encephalius	Modtager vestibulær information fra det indre øre, som fortæller om hovedets placering i rummet og generel balance ift. til tyngdekraften.

**Tabel 2.1:** På tabellen ses en oversigt over de områder af encephalon, som påvirker balanceen, samt deres funktioner. Områder kan yderligere ses på **figur 2.2** [19, 24]

De sensoriske og motoriske nervebaner fra sensorisk- og motorisk cortex løber ned gennem medulla spinalis og leder derved impulser ud til targetorganer og muskler og tilbage igen. Nervebanerne fra hhv. højre og venstre hjernehalvdel krydsner i medulla oblongata eller i medulla spinalis. Denne krydsning betyder, at afferente signaler fra højre side af kroppen behandles i venstre hjernehalvdel, der sender efferente signaler tilbage til højre side af kroppen. [19, 23] Dette medfører, at et apopleksitilfælde i højre hjernehalvdel kan give sensoriske- og motoriske skader i venstre kropsdel og omvendt for venstre hjernehalvdel. [13, 9]

Hver muskelgruppe har sine egne dedikerede nerveceller. Antallet af nerveceller til hver muskel afhænger af, hvor præcis legemets bevægelse skal være. Flere nerveceller gør musklens bevægelse mere præcis. [23] Nervecellerne har en bestemt placering i cerebral cortex. Derfor vil et apopleksitifælde et bestemt sted ramme en bestemt muskel. F.eks. vil en skade på det auditory cortex kunne medføre balanceproblemer, da det derved er svært for patienten at vide hvor hovedet er placeret i rummet. [25] Efter et apopleksitifælde har encephalon en naturlig tilpasning ift. at genskabe disse tabte funktioner. I nogle tilfælde kan encephalon genskabe skadede nerver eller finde en anden vej for funktionen, som en eventuelt tabt nerve skulle udføre. [19] Denne mekanisme kaldes plasticitet [26].

### 2.1.2 Plasticitet

Encephalon kan ændre eller tilpasse sig de stimuli, den udsættes for, hvilket kaldes encephalons plasticitet eller nerveplasticitet. Processen sker kontinuerligt igennem hele livet, men encephalon kan ikke danne nye nerver. [23] Under et apopleksitifælde forekommer der som sagt iltmangel til encephalon, og nervecellerne kan derved blive skadet eller gå tabt [15]. Celledød medfører, at den døde nerve mister sine forbindelser til fungerende nerver. Denne forbindelsesafbrydelse i encephalon bevirket, at der kan opstå en kaskade af mistet kommunikation i de eksisterende nerver. Herved kan en nerves celledød påvirke andre områder af encephalon end der, hvor skaden er sket. [27] Encephalon benytter sig af sin plasticitet således, at den omlægger det eksisterende nervenetværk til et nyt. Den aktiverer nogle signalstoffer, som kan finde en alternativ metode til at gennemføre den ønskede handling. [28] Som nævnt kan encephalon ikke danne nye nerver efter celledød, hvilket betyder, at der ikke kan generhverves præcis samme funktion som tidligere men evt. en lignende funktion. Plasticitet kan deles op i tre fænomener: [27]

- Denervation Supersensitivity: Dette er en afbrydelse imellem akson og synapse. Dette gør synapsen overfølsom og bliver derved lettere påvirket til at lave nye synapseforbindelser.
- Unmasking of Silent (Latent) Synapses: Denne hændelse sker når synapser, der har fuld funktionalitet men ingen effekt på slutstedet, afsløres, hvorefter der opstår en aktivitet og effekt. Dvs. synapsen fungerer, men encephalon er ikke opmærksom på dette.
- Collateral Sprouting: Dette sker hvis to nerver innerverer på samme slutsted, og den ene nerve dør. Så vil den anden nerve spire ind i den skadete nerves telodendron, så funktionen genvindes.

Ud fra disse tre fænomener findes der en fysiologisk baggrund for rehabilitering. Nerveplasticitet er særlig øget op til en måned efter et apopleksitifælde. Det er derfor vigtigt at foretage genoptræning i denne periode, så encephalon kan danne nye forbindelser og kommunikationsveje. [28] Gentagelser af en færdighed effektiviserer synapseforbindelser, hvilket betyder, at den kompenserende færdighed styrkes. [23]. En kompenserende færdighed dækker over de kompenserende bevægelser, som kroppen skaber for at erstatte en tabt funktionsevne [29, 30].

Nerveplasticitet ses ikke kun som en positiv egenskab. Plasticiteten gør encephalon fleksibel for omlægning efter en skade men også sårbar overfor udefrakommende og interne ubevistede påvirkninger. Dårlige vaner er en negativ egenskab ved plasticitet, fordi gentagende hændelser, der frigiver dopamin, også giver stærke synapseforbindelser. Når mennesker forsøger at slippe af med en vane som f.eks. rygning vil det neurale kredsløb i encephalon blive

svagere, men det findes stadig og kan nemt genaktiveres, hvormed vanen let kan genoptages. [31]

## 2.2 Undersøgelse og behandling af apopleksi

Det er vigtigt, at patienter med formodet apopleksi får den rette undersøgelse og behandling. Undersøgelse og diagnosticering er afgørende for det efterfølgende forløb, da behandling og rehabilitering planlægges herefter. [13]

### 2.2.1 Undersøgelse

Når en patient med apopleksi indlægges, er grundig undersøgelse nødvendig for at identificere, hvilken form for apopleksi patienten har. Diagnosticeringsprocessen består af flere trin. Først optages en anamnese, hvor lægen stiller patienten spørgsmål omkring sygdomsforløbet og eventuelle risikofaktorer. Herefter anvendes en udvalgt, standardiseret skala til at foretage en klinisk undersøgelse af patientens almene tilstand. Den valgte skala gør det muligt for lægen at vurdere, hvordan patientens tilstand udvikler sig i perioden efter indlæggelsen. Der kan efterfølgende foretages enten en CT- eller MR-scanning for at undersøge, om patienten er ramt af iskæmisk eller hæmoragisk apopleksi. MR-scanning er foretrukket, hvis lægen mistænker blødning i cerebellum eller truncus encephalius, hvorimod CT-scanning anvendes til at bedømme området og omfanget af blødningen. Under forløbet kontrollerer lægen også andre fysiologiske faktorer, eksempelvis blodtryk og temperatur. Disse faktorer kan give information om apopleksien. [13, 15]

### 2.2.2 Behandling

Ved både iskæmisk og hæmoragisk apopleksi er det vigtigt at komme i behandling hurtigst muligt. [32] Standardbehandling for iskæmisk apopleksi har siden 2006 været trombolyse. Selve behandlingen foregår ved, at der sprøjtes blodpropopløsende medicin ind i en arterie, hvorefter blodproppen opløses. Denne behandling skal senest foregå 12 timer efter, da behandlingen derved ikke vil have nogen indvirkning efter længere tid. Ved hurtig behandling kan områder af encpehalon reddes, hvormed patientens fremtidige livskvalitet forbedres.<sup>2</sup> En risiko ved behandling med blodpropopløsende medicin er, at det kan skabe nye blødninger i dele af hjernen eller andre steder i kroppen. [33] Behandlingen af patienter, der rammes af hæmoragisk apopleksi, afhænger af hæmatomets placering samt størrelse. Primaert vil lægerne dræne blodet ud, såfremt det er muligt. Der kan desuden behandles med blodtrykssænkende medicin for at begrænse blødningen. [18]

### 2.2.3 Forebyggelse

En væsentlig del af iskæmisk apopleksi behandling er forebyggelse, da der er risiko for en ny blodprop. Til dette anvendes antikoagulationsbehandling, som er blodfortyndende medicin. Normalt har kroppen sit eget koagulationssystem, som får blodet til at størkne. Derudover medvirker koagulationssystemet til at opløse evt. blodpropper i det kardiovaskulære system. For iskæmiske apopleksipatienter fungerer koagulationssystemet ikke optimalt, og det er dermed nødvendigt at hæmme blodets evne til at koagulere. Dette modvirker dannelsen af

---

<sup>2</sup>FIXme Note: NTK: Trombolysebehandling finder sted på 12 sygehuse fordelt over de fem regioner.

nye blodpropper. [34] For både iskæmisk og hæmoragisk apopleksi er en væsentlig del af forebyggelsen at undgå diverse risikofaktorer ift. livsstil. [35]

## 2.3 Følger af apopleksi

Apopleksi kan forekomme pludseligt og dermed uden, at den ramte kan forberede sig på følgerne. Dette er modsat andre sygdomme, såsom diabetes, sclerose og KOL, hvor progressionen ofte sker gradvist. Der kan opstå psykiske konsekvenser forårsaget af hæmoragisk eller iskæmisk apopleksi som f.eks. depression eller angst, hvilket bl.a. går udover patientens lyst til at komme tilbage til sin normale hverdag. Følgerne kan derfor have indflydelse på patientens fysiske og mentale tilstand. [5] Udo over de psykiske konsekvenser giver apopleksi andre følger, som afhænger af, hvilken del af encephalon der rammes, og hvor omfangsrig hjerneskaden er. Omfanget afhænger af tiden, hvor en del af encephalon ikke får ilt, størrelse af den eventuelle blødning samt trykket i arterien [36].

### 2.3.1 Sensoriske og motoriske skader

De sensoriske og motoriske konsekvenser er de hyppigst forekommende følger hos apopleksipatienter og kan medføre problemer med udførelse af orienterende handlinger. [20, 37] De sensoriske og motoriske funktioner har indflydelse på hinanden, da der ofte anvendes både sanser og motorik til udførelse af forskellige handlinger [9].

Jævnfør afsnit 2.1.1 på side 4 kan en apopleksi skade sensoriske såvel som motoriske funktioner, som kan ses på **figur 2.2** på side 5 .

Symptomerne på sensoriske følger kan eksempelvis være:

- Agnosi: Manglende evne til at genkende genstande på trods af klare sanseindtryk af genstanden. Der er flere former for agnosi, som har indflydelse på det at kunne genkende ansigter, lyde og legemesdele [38].
- Agnosognosi: Manglende sygdomserkendelse, hvilket f.eks. kan opleves ved, at patienten nægter sin halvsidige lammelse. I nogle tilfælde kan patienten oplyse om sin lammelse men vil stadig ikke erkende, at den er der [39].

Apopleksipatienterne kan derfor både have problemer med forholdet mellem egen krop og objekter omkring sig, afstandsbedømmelse samt kropsdelenes indbyrdes forhold [20, 37]. Derudover kan de sensoriske følger have indflydelse på motoriske følger, som f.eks. hvis encephalon ikke kan genkende og omdanne signalerne fra sansereceptorer til motoriske bevægelser. [19, 9].

Symptomerne på motoriske følger kan eksempelvis være:

- Parese: Nedsat kraft i muskulaturen, hvilket vil sige, at der er bevægelse men i mindre grad end normalen. Hvis der er nedsættelse i halvdelen af kroppen kaldes det hemiparese [20].
- Paralyse: Ingen bevægelse i hele muskulaturen, hvilket betyder, at kroppen er fuldstændig lammet. [40]
- Ataksi: Manglende evne til koordinering af muskelbevægelser. Dette sker ofte pga. sygdom i cerebellum [41].

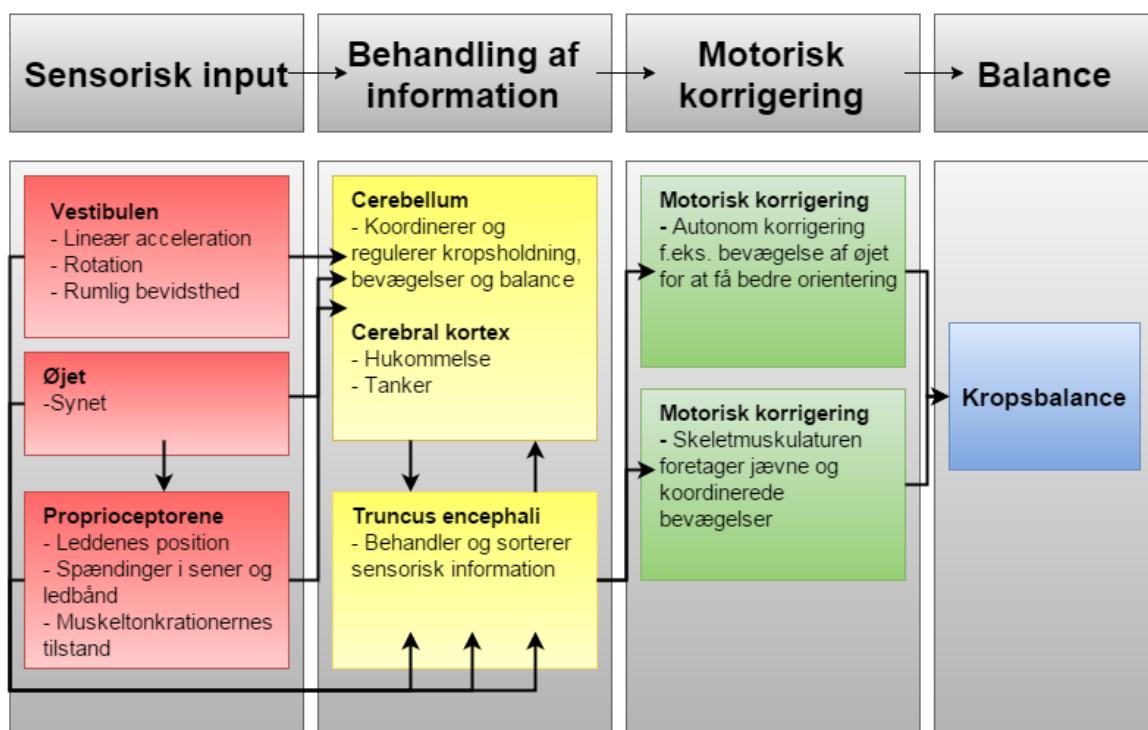
Som følge af et apopleksitilfælde kan motoriske mén medføre begrænsninger i bevægelse ift. præcision, generel stivhed, opstart af gang, hurtige og spontane bevægelser samt rystelser.

Alle disse følger har betydning for patientens balance og kan give udfordringer for patienten ift. at kunne sidde, stå eller gå. [20, 37]

## Balance

En sensorisk og motorisk skade kan lede til balanceproblemer, da både kroppens sanser samt motorik hjælper til opretholdelse af balance. Balancen er vigtig for mennesket, eftersom den opretholder kropsstillingen vha. ubevist bevægelser og gør bevægelse muligt uden fald. For at opretholde balancen bliver kropsvægten så vidt mulig fordelt omkring kroppens akse og de vægtbærende legemer, herunder fodder i oprejst position og glutealmusklerne i siddende position. [9]

Balancen er et komplekst system, da proprioceptorer og sansereceptorer samarbejder om at sende balanceinformation til encephalon, hvor den bearbejdes. Samarbejdet mellem receptorerne er illustreret på **figur 2.3**. Proprioceptorerne kontrollerer muskler, sener og ledernes position, dvs. de styrer ubevist bevægelser. [19] Sansereceptorer fra vestibulen og øjne opfanger sanseindtryk. Proprioceptorer og sansereceptorer udgør de sensoriske input, som videresendes til områder i cerebral cortex, cerebellum og til centre i hele trucus encephalicus. Disse områder bearbejder balanceinformationen for at konkludere den fysiske position af kroppen og dens lemmer. Herved opretholdes balancen. [6, 19] Proprioceptorer og sansereceptorerne, samt hvor de findes, uddybes i bilag B.



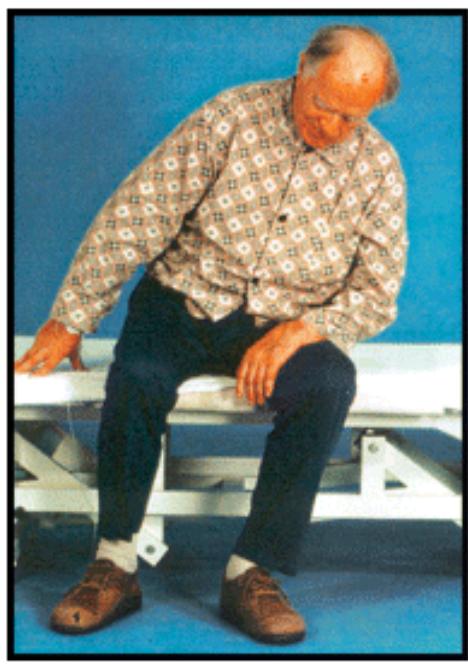
**Figur 2.3:** På flowdiagrammet ses, hvordan sansereceptorer og proprioceptorer samarbejder for at opretholde kropsbalancen [42].

Apopleksipatienter oplever balanceproblemer, da samarbejdet mellem proprioceptorerne og sansereceptorer er svækket, og de behandelende centre i encephalon er skadet. [19] En rask persons krop svajer som udgangspunkt omkring seks til syv grader i lateral retning [43, 44]. Grænsen for hvornår balancen ikke længere kan opretholdes er individuel og påvirkes

af forskellige faktorer såsom alder og styrke [44]. Det kan derfor være vanskeligt at definere en konkret værdi for denne grænse.

Balancen har betydning for den siddende, stående og gående position, og de forskellige positioner afhænger af hinanden, hvilket kan give begrænsninger i hverdagen. Problemer ved opretholdelse af nævnte positioner giver øget risiko for faldulykker. [6]

Et eksempel på, hvordan balancen påvirkes, er Pusher Syndrom. Dette er en lidelse, hvor halvsidigt lammede patienter aktivt skubber deres kropsvægt mod den lammede kropsside, hvilket er illustreret på **figur 2.4**. Lidelsen kan opstå som følge af både højre- og venstresidig hjerneskade. Patienter med Pusher Syndrom registrerer ikke, at deres krop hænger, hvilket kan være medvirkende til at besværliggøre funktioner i dagligdagen og giver øget risiko for faldulykker i både siddende, stående og gående stilling. [6]



**Figur 2.4:** På billedet ses en patient med pusher syndrom. Det ses, at patienten hænger til sin venstre side med kroppen [6].

### Neglekt

Neglekt er en sensorisk og motorisk skade, hvormed sygdommen kan forekomme visuelt, kropsligt eller kombineret.<sup>3</sup> Der er flere former for neglekt af varierende styrke, som kan forekomme samtidigt [8]. Det ansłas, at 25% af apopleksipatienterne i 2009 var ramt af neglekt. [13]

Ved visuel neglekt kan patienten bl.a. mangle sanseindtryk fra den påvirkede side af kroppen. Patienten er eksempelvis ikke opmærksom på den ene side af teksten, når vedkommende skal læse, selvom synet er normalt. Derudover kan patienten opleve kun at spise fra den ene del af tallerkenen, eftersom encephalon ikke registrerer den anden halvdel. [8]

Ved den kropslige neglekt kan patienten have manglende kropsbevidsthed. Patienten har ofte normal følelse i den syge side af kroppen - indtrykkene bemærkes, men registreres ikke

<sup>3</sup>FiXme Note: NTK: <http://gade.psy.ku.dk/bogkap/neglekt.htm> er god at læse før eksamen

i encephalon. Det kan komme til udtryk ved, at patienten glemmer at klæde den syge side af kroppen ordentligt på eller kun barberer halvdelen af ansigtet. Et alvorligt følge af kropslig neglekt kan være, at patienten udfører ubevidst skade på sig selv. Patienten kan f.eks. støde ind i ting med den syge side eller ikke være opmærksom på, at benene ikke kan bære kropsvægten og derved miste balancen. Af denne grund kan der på længere sigt forekomme ergonomiske skader andre steder i kroppen. [20]

### 2.3.2 Personlige følger

Dette afsnit er baseret på hjerneskader generelt. Dvs. det ikke er sikkert, at apopleksi er årsagen, men det antages, at de samme udfordringer gør sig gældende hos personer, der får hjerneskader af apopleksi. Derudover skal det noteres, at det ikke er sikkert, at en patient får følger af apopleksi.

Personer, der rammes af en hjerneskade, beskriver det som et brud i deres liv, som de skal lære at forholde sig til. Det kan tage tid for patienterne at indse, at de er ramt af en sygdom. Patienterne er ikke i stand til at udføre de samme opgaver som tidligere f.eks. grundet balancebesvær, hvilket har betydning for deres identitet, aktivitet og sociale relationer. Kroppens funktionsændringer gør, at patienterne kommer til at leve et mere inaktivt og hjemmeorienteret liv end før. En yngre patient er mere ramt af denne forandring end en ældre patient. Dette kan bl.a. skyldes vanskeligheden i at oprettholde sociale relationer og begå sig i hverdagen. Apopleksramte kan desuden opleve en kropsspaltning, hvor kroppen opleves som et fremmed objekt. [10, 45]

Der findes usynlige vanskeligheder for patienter med hjerneskade som f.eks. besvær med hukommelse, læsning og regning. Disse vanskeligheder har også en indflydelse på patienternes selvopfattelse og kan derved være med til at nedsætte livskvaliteten. [10]

## 2.4 Rehabilitering af apopleksipatienter

Når selve apopleksien er stabiliseret og behandlet, er det essentielt, at rehabiliteringen af patienten påbegyndes hurtigst muligt - gerne en til to dage efter apopleksitilfældet. I Danmark dækker rehabilitering af en patient med apopleksi områderne: direkte træning af funktioner, kompenserende bevægelser, ændringer i miljø samt social og psykologisk støtte. Patientens daglige rutiner kan være gået tabt pga. apopleksitilfældet, hvorfor det er vigtigt, at få vedkommende tilbage i sit vante miljø. Plejepersonale skal hjælpe patienten til at genfinde rytmen og til evt. at udføre dagligdagsopgaver på en ny måde. Eksempelvis kan det forekomme, at en patient ikke længere er i stand til at beherske begge sine hænder til en opgave, hvorved plejepersonalet skal bistå patienten i indlæringen af kun at benytte én hånd. [11]

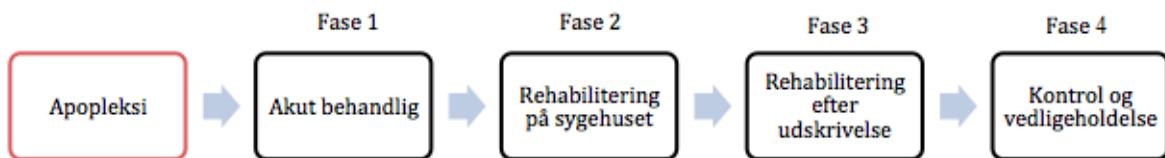
Apopleksipatienten skal i samarbejde med lægen, sygeplejersken og andet hjælpepersonale opstille mål for rehabiliteringen. Målene skal være realistiske, så patienten ikke mister sin motivation til genopræningen. [11]

### 2.4.1 Forløbsprogram for rehabilitering

Sundhedsstyrelsen har udarbejdet et forløbsprogram for rehabilitering af patienter med hjerneskade. Forløbsprogrammet strækker sig fra patienten erhverver hjerneskaden til bedst mulig funktionsevne er opnået. Herefter udføres kontrol og vedligeholdelse af funktionsevnen.

Tidsperioden for rehabilitering varierer ift. hjerneskadens styrke, samt graden af funktionstab. [46]

Forløbsprogrammet er essentielt ift. at kunne give patienten det korrekte rehabiliteringsforløb, da patienterne har forskellige behov. Derudover kræves der forskellige former for teknologi og metoder i de enkelte faser. Det vil derfor være oplagt at undersøge, hvilken form for rehabilitering der er at foretrække i de enkelte faser som ses på **figur 2.5**.



**Figur 2.5:** På figuren ses et forenklet overblik over de fire faser, som patienter med hjerneskade gennemgår i forløbsprogrammet for rehabilitering. [46]

### Den første fase

Første fase på **figur 2.5** er den del af forløbsprogrammet, som foregår på sygehusets apopleksiafdeling, hvor der primært foretages akut behandling. Den tidlige rehabilitering påbegyndes, når patienten er stabiliseret og følgerne er begrænset, hvorefter en speciallæge i neurologi giver en vurdering af patientens rehabiliteringsbehov. Derudover overvåges patienterne ift. bevidsthed, fysiologiske ændringer og amnesi og der foretages vurderinger af patientens basale fysiologiske funktioner.

### Den anden fase

Det fremgår af **figur 2.5**, at patienten i den anden fase gennemgår rehabilitering på sygehuset. Her er der fokus på de skadede funktioner. Ligeledes bliver patienten på samme måde som i den første fase undervist af fagkyndigt personale, hvor patientens behov for rehabilitering og rehabiliteringens fremgang vurderes. Patienterne bliver i denne fase udredt ift. funktionsevne, mental tilstand, bevægelsesfunktioner samt rehabilitering med henblik på udførelse af dagligdagens aktiviteter. Hvis patienten vurderes til at have en stabil udvikling i rehabiliteringsprocessen, vil vedkommende blive udskrevet og påbegynde den tredje fase. [46]

### Den tredje fase

I den tredje fase på **figur 2.5** er patienten udskrevet fra sygehuset. Derved foregår rehabiliteringen ambulant og som selvstændig træning. Selve rehabiliteringen i tredje fase er bygget op ud fra forløbet i den anden fase. Det afgørende for den tredje fase er, hvorvidt patienten skal fortsætte rehabilitering på sygehuset eller henvises til de kommunale rehabiliteringscentre. Dette afgøres på baggrund af observationer foretaget i anden fase. Den selvstændige træning kan for patienter med neglekt og balanceproblemer være en udfordring ift. bevægelsesmønstre og kropsholdning. [46]

### Den fjerde fase

Det fremgår på **figur 2.5**, at fjerde fase er den afsluttende fase for behandlingsforløbet. Patienterne går stadig til kontrol og vedligeholdelse for at sikre, at rehabiliteringens udvikling

er stabil. Det kan i sidste ende have betydning for, hvor lang tid det tager for patienten at generhverve sine tabte funktioner. Varigheden af den fjerde fase varierer derfor fra patient til patient afhængig af fremgangen i rehabiliteringen. [46]

#### **2.4.2 Organisering af rehabiliteringsprocessen**

I sundhedssektoren arbejder de forskellige organisatoriske aktører på tværs af hinanden, hvilket betyder, at der er et samarbejde mellem sygehuse, kommuner og praktiserende læger. Dette samarbejde sker både internt på sygehusene, på de enkelte afdelinger og kommunalt mellem forvaltningerne. [10] De nævnte aktører er de centrale enheder i forbindelse med hjerneskaderehabilitering.<sup>4</sup> De har opgaver i alle faser i varierende grad. Sygehuset har flest opgaver i første og anden fase, mens kommuner og praktiserende læger har flest opgaver i tredje og fjerde fase. [46] Det er vigtigt, at det organisatoriske samspil fungerer, da en god kommunikationen mellem aktørerne skaber en effektiv rehabilitering for patienten. De enkelte forløb kan være forskellige, afhængig af hvor i landet patienten befinner sig, samt hvor omfattende hjerneskaden er. [10]

#### **2.4.3 Metoder til rehabilitering af balance**

Der findes flere forskellige metoder og teknologier til at hjælpe med balanceproblemer under rehabiliteringsprocessen. Disse omfatter: [46]

- Platform feedback: En metode baseret på biofeedback, hvor patienten står på en platform, der mäter graden af patientens svajning<sup>5</sup>. Når platformen har målt svajningen af patienten, kan vedkommende enten få visuel eller auditiv feedback. Feedbacken skal gøre patienten mere opmærksom på, hvor meget kroppen svajer, hvilket gør det muligt at opretholde balancen en stående position. Denne metode har vist sig at forbedre en symmetrisk holdning for patienten. [47] Denne form for teknologi benyttes særligt i de tidlige faser af rehabiliteringen [46].
- Passiv sensorisk stimulation: En rehabiliteringsform, hvor patienten modtager elektrisk stimulation, der ikke medfører aktivitet i musklene. Stimulationen underretter patienten om, hvad kroppen foretager sig, så det bliver muligt at korrigere bevægelserne og opretholde balancen. [10] Denne metode tilbydes under hele rehabiliteringsforløbet og har effekt på gangfunktionen [46].<sup>6</sup>
- Balancestræning med fysioterapeut: Denne træningsform indebærer forskellige træningsmetoder med f.eks. et vippebræt eller skumpude, som blev observeret af gruppen på Træningsenhed Vest Aalborg Kommune. Et referat fra observeringen kan ses i bilag C på side 108. Her skal patienten stå på brættet eller puden mens der foretages andre øvelser, eksempelvis boldkast eller rotation på stedet. Derudover træner patienterne den statiske balance ved at udføre en øvelse i stående udgangsposition med fødderne på en

<sup>4</sup>FiXme Note: NTK: Øvrige aktører omfatter forskellige faggrupper med neurofaglige kompetencer. Derudover findes kommunikationscentre med specialiserede hjerneskadertilbud, hvis de centrale aktører ikke kan leverer det de skal. Ellers er der VISO, ViHS, UU og borgerorganisationer. Tjek kilde "Sundhedsstyrelsen2011a" for yderligere info

<sup>5</sup>FiXme Note: NTK: Centre of pressure

<sup>6</sup>FiXme Note: NTK: Når musklene stimuleres passivt, kan patienten 'mærke' den lammede kropsdel, og selvom den ikke kan styres fuldt ud kan der stadig gradvist skabes kontakt til den igen, da det er muligt at føle hvad den foretager sig.

tegnet linje, så den ene fods tær er mod den anden fods hæl og armene holdes tæt ind til kroppen og over kors. I nogle tilfælde kan fysioterapeuten bede patienten om at lukke øjnene eller blinde vinklen ned til fødderne, så patienten skal stole på kroppens egne signaler til opretholdelse af balancen. [48] Denne form for rehabilitering tilbydes under hele rehabiliteringsforløbet og har en god effekt på patientens balance samt sociale kompetencer. [46]

- Styrketræning: Træning af kroppens styrke og især muskelpower har en dokumenteret effekt på balancen, da en god koordinering for musklernes sammenspil er essentiel. Hvis musklerne er stærke, er kroppen bedre til at stå imod udefrakommende påvirkninger som f.eks. tyngdekraften, hvilket giver en bedre balance. [48]

Efter rehabiliteringsforløbet er det besværligt at måle, om genoptræningen har været succesfuld af flere årsager. Nogle sygdomme kan læges over tid uden nogen form for behandling. Derfor vil nogle patienter muligvis opnå samme resultat uden rehabiliteringen. Derudover skal faldulykker ikke altid opfattes som et tegn på, at patienten ikke har gjort fremskridt. Når patienten får bedre balance og stoler mere på sine egne signaler, vil der naturligt foregå mere aktivitet i hverdagen, hvilket indebærer en højere risiko for at komme ud af balance. [49]

Man mener, at den bedste målemetode for succes af rehabilitering er spørgeskemaer til patienter. [49]

## 2.5 Biofeedback

Biofeedback blev introduceret i slutningen af 1960 og har herefter været anvendt i forbindelse med rehabilitering af patienter [50, 51]. Biofeedback er en terapeutisk metode, der hjælper individet med at genoptræne fysiologiske aktiviteter og kropsfunktioner, der er blevet glemt eller gået tabt som følge af f.eks. apopleksi [51].

Biofeedback kan anvendes både før, under og efter udførelsens af øvelser [51, 52]. Formålet med biofeedback er at forbedre patienternes helbred, livskvalitet og præstationer under rehabilitering og daglige gøremål. [51]

Der findes flere forskellige apparater og sensorer til at opfange fysiologiske signaler. De opfangede signaler kan benyttes sammen med et biofeedbacksystem til bevægelses-, styrke- og balancetræning. Signalerne opfanges af apparatet eller sensoren, hvorefter signalet behandles og fortolkes af et system. Systemet kan herefter give feedback til patienten på baggrund af de målte signaler. [51] Denne feedback leveres til patienten visuelt, auditivt og sensorisk.

- Visuel Biofeedback: Patienten får visuel feedback ved f.eks. lysdioder i forskellige farver, en monitor med farver, billeder eller grafer. Eksempelvis kan lysdioderne anvendes til at vise i hvilken grad patienten svajer, og i hvilken retning svajningen sker. Den visuelle feedback afhænger af patientens syn, da patienter med forringede visuelle funktioner kan have udfordringer ift. at registrere feedbacken og derved reagere korrekt på feedbacken. [53, 54]
- Auditiv Biofeedback: Patienten får feedback via lyd. Dette kan gøres ved f.eks. at bruge lydsignaler, hvor patienten er blevet instrueret i, hvad de enkelte signaler betyder ift. kropsstillingen. Denne form for feedback afhænger af patientens hørelse og registrering af lyde. [53, 54]
- Sensorisk feedback: Denne form for feedback kan gives ved eksempelvis stød eller vibration. Ved sensorisk biofeedback vil patienten modtage f.eks. vibrationer bestemte steder på kroppen, hvis personen er ved at falde eller kommer ud af balance uden

at registrere det. Dette kræver at patienten kan føle vibrationerne og forstå, hvad de betyder ift. de bevægelser, som er nødvendige for at korrigere. [54]

Ved alle tre metoder er der fordele og ulemper, og det kan være vanskeligt at bestemme hvilken metode, der kan anvendes som en generel metode. Patienternes problemer kan være individuelle, og det er derfor vigtigt at overveje hvilken form for feedback, patienten er i stand til at processere. En kombination af metoderne kan være at foretrække, for at forstærke feedbackens påvirkning på patienten.

Biofeedback kan overordnet inddeltes i to grupper: Direkte feedback, hvor det målte signal udtrykkes som eksempelvis en numerisk værdi, og transformerede feedback, hvor det målte signal kontrollerer et udstyr, der kan give patienten et bestemt signal. Dette signal kan f.eks. være auditivt eller visuelt. [52]

Biofeedback kan hjælpe patienten med at udvikle en bedre voluntær kontrol over kroppen samt genoptræne patienter til at bevare disse forbedringer uden brug af biofeedbacksystemet [51]. For at patienten kan modtage feedbacken, skal signalet måles på patienten og fortolkes. Der kan benyttes forskellige typer af sensorer til at opfange fysiologiske signaler fra patienterne, som kan deles ind i en fysiologisk og en biomekanisk del. [52]

### 2.5.1 Fysiologisk biofeedback

Fysiologisk biofeedback omfatter måling på forskellige kropslige systemer. Det kan bl.a. måles på det neuromuskulære system, det kardiovaskulære system eller respirationssystemet. En fysiologisk feedback kan f.eks. anvendes til patienter med balanceproblemer ved brug af elektromyografisk (EMG) feedback, hvor myoelektriske signaler omsættes til et signal til patienten, hvormed der kan opnås bevidsthed om svage muskler. Foruden EMG kan der anvendes hjerneaktivitet (EEG), øjenmuskelaktivitet (EOG) og hjerteaktivitet (EKG) til feedback til patienter med balanceproblemer, da disse måleparametre alle er dele af kroppens systemer og påvirkes, hvis kroppen er i ubalance. Sensoren der skal benyttes afhænger af, hvilken form for feedback der anvendes samt hvad man ønsker at måle på patienten. [51]

### 2.5.2 Biomekanisk biofeedback

Ved biomekanisk biofeedback måles der på generelle motoriske egenskaber såsom kroppens bevægelser og selve kropsholdningen. For apopleksipatienter med balanceproblemer kan flere forskellige biomekaniske biofeedback systemer anvendes under rehabiliteringen af balancen. Disse omfatter f.eks.: [52]:

- En trykplade: Her måles fordelingen af patientens kropsvægt under forskellige øvelser.
- Inerti-sensorer: Der anvendes et accelerometer eller gyroskop til bestemmelse af kroppens bevægelse i de tre dimensioner: Position, hastighed og acceleration<sup>7</sup>. Gyroskopet måler vinkelhastigheden, hvor accelerometeret måler accelerationen i en bestemt retning ift. tyngdekraften.
- Et kamerasystem: Giver et visuelt indtryk af patientens bevægelser og kropshældning.

Flere studier evaluerer effekten af inerti-sensorer i forbindelse med rehabilitering af patienter med balanceproblemer. Et studie viser bl.a. positive resultater, da effekten af et gyroskop i forbindelse med rehabilitering af patienter med kropssvaj blev testet. Her skulle patienterne på samme tid udføre kognitive og motoriske handlinger imens de gik.

<sup>7</sup>FiXme Note: NTK: Dette er kinematik af kroppens bevægelser

Imens modtog de biofeedback vedrørende deres kropshældning ud fra gyroskopmålinger. Det viste sig, at især de yngre patienter havde gavn af at modtage signaler omkring deres kropshældning imens de udførte opgaverne. De ældre patienter havde gavn af at modtage biofeedback imens de kun udførte én af opgaverne - det blev forvirrende for dem at skulle udføre flere opgaver på én gang, imens de skulle fokusere på balancen. Et andet studie, der gør brug af et accelerometer, viser effektiviteten af auditiv biofeedback for testpersonernes balancefunktion og kropsholdning. Studiet konkluderede, at auditiv biofeedback medførte en signifikant forbedring af testpersonernes balancefunktion. [52]

Fordelen ved at benytte et accelerometer til at detektere apoplekspatienternes kropshældning er, at det kan måle patientens acceleration i en bestemt retning ift. tyngdekraften. Gyroskopet mäter herimod kun vinkelhastigheden, når objektet er i bevægelse og kan derfor ikke detektere, hvor meget patienten svajer. For at få de bedste resultater ift. genkendelse af apoplekspatientens kropshældning placeres accelerometeret øverst på sternum [55]. Accelerometeret har derved formålet at advare apoplekspatienter, der kommer i ubalance, for at undgå faldulykker. Valg af feedback udstyr afhænger f.eks. af patientens hørelse og følsomhed samt sværhedsgraden af hjerneskaden og hvilke funktioner, der skal genoptrænes. [56]

### **2.5.3 Krav til patienter med balanceproblemer ved anvendelse af biofeedback**

Biofeedback er anvendt i flere årtier, men på trods af dette er det stadig vanskeligt at fastslå, i hvilken grad det gavner patienten [57]. Derfor er det vigtigt, at biofeedbacksystemet er designet til den enkelte patientgruppens behov ift. til begrænsninger og brug af feedback. Hvis en patient skal have gavn af biofeedback kræver det, at patienten har en kognitiv kapacitet til at følge instruktionerne under behandlingssessioner og fastholde læring fra session til session. Derudover kræves neurologisk kapacitet til at genskabe frivillig kontrol, samt motorisk kapacitet, hvis patienten skal opnå genskabelse af evt. tabte fysiske funktioner. [58] Kravene til patienten ved anvendelse af et medicinsk instrument kan være forskellige alt efter instruments virkemåde. Det er vigtigt, at systemets design tilpasses til patienters begrænsninger, som det skal anvendes på. Som tidligere nævnt er måden hvorpå feedback gives vigtigt ift. patientens evner til at opfange og fortolke forskellige feedback former. Det kan f.eks. for nogle patientgrupper være vanskeligt at registrere den visuelle feedback, hvis de har problemer med forringet syn, hvorimod andre patientgrupper kan have nedsat hørelse, og derved vil have svært ved at udnytte auditiv biofeedback. Da disse problemer opleves ofte i den ældre patientgruppe, stiller det bestemte krav til måden hvorpå feedback gives. [2].

## **2.6 Behandling af biologiske signaler**

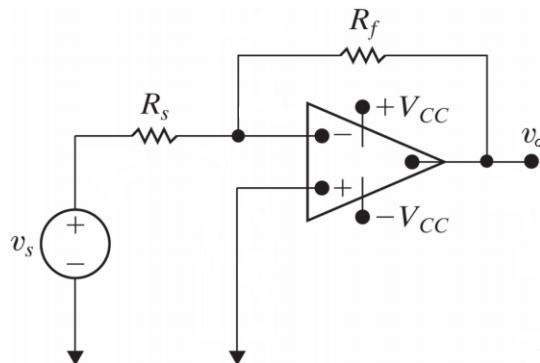
Et biologisk signal skal behandles for at kunne give et feedback til patienten samt et digitalt output evt. til plejepersonale. For at kunne behandle et signal fra et accelerometer kræves der hhv. en forstærker, filtre, komparator samt ADC. Der kan anvendes andre komponenter til signalbehandling ift. hvad accelerometret skal benyttes til, men de nævnte vil blive benyttet i dette projekt.

### 2.6.1 Forstærker

En forstærker kan benyttes til at ændre inputtet fra et biologisk signal til et ønsket output. Dette kan gøres ved at kombinere en operationsforstærker med modstandere, der derved kan skalere, ændre fortegn, addere og subtrahere signalet. Der findes fire forskellige forstærkningskredsløb til at udføre de nævnte opgaver: [59]

- Inverterende forstærkningskredsløb: Benyttes til at invertere signalet, samtidig med det skaleres. Inverteringen af signalet betyder, at der ændres fortegn på signalet.
- Summerende forstærkningskredsløb: Fungerer ligesom det inverterende forstærkningskredsløb med den undtagelse, at input signaler summeres.
- Ikke-inverterende forstærkningskredsløb: Benyttes til at skalere input signalet.
- Differens forstærkningskredsløb: Benyttes til at trække to input signaler fra hinanden, så det bliver muligt at se forskellen[59]. Der findes forskellige typer af differensforstærkning, herunder et kredsløb med en enkelt operationsforstærker samt en instrumenteringsforstærker. I instrumenteringsforstærkeren indgår yderligere to operationsforstærkere, for at lave inputbuffere til den oprindelige operationsforstærker.[60]

For at forstærke signalet fra et accelerometer benyttes operationsforstærkeren, der skalerer input-spændingen til en ønsket output-spænding. Dette gøres, hvis den næste komponent skal bruge et specifikt input eller for at forstærke signaler med lav frekvens eller amplitude. Der kan f.eks. bruges en inverterende forstærker, som ses på **figur 2.6**, hvor  $V_s$  er det målte signal, der ønskes forstærket og  $V_o$  er output. Inputtets forstærkning kaldes gain og er en ratio mellem  $R_f / R_s$ , som er de to modstande. [59]



**Figur 2.6:** På figuren ses en ideel operationsforstærker, som er inverterende koblet og kan forstærke input signalet  $V_s$  til et ønsket output signal  $V_o$  vha. modstandene  $R_s$  og  $R_f$ . [59]

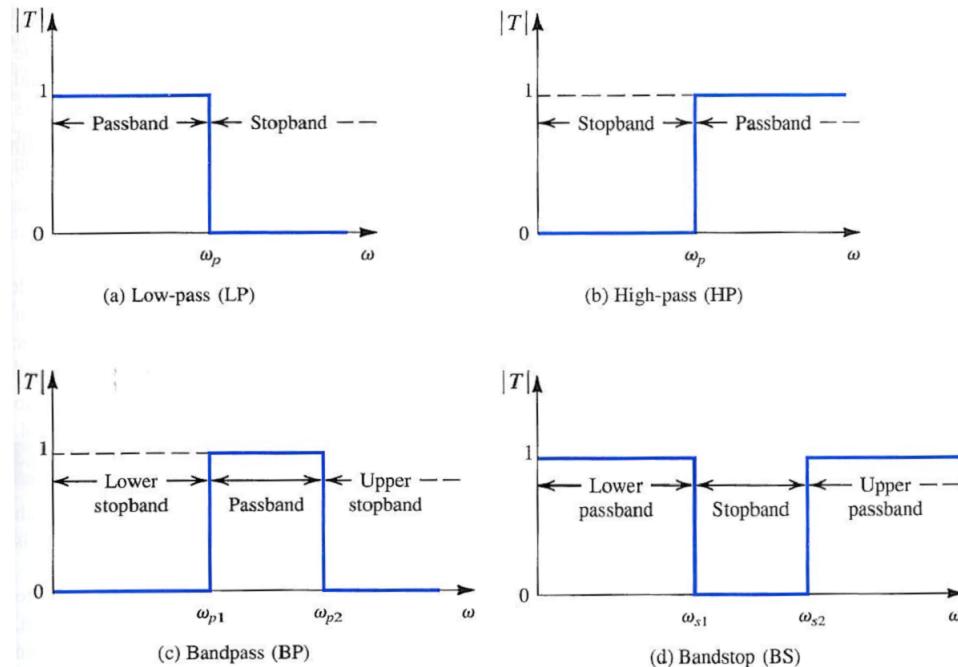
### 2.6.2 Filtrering

Filtrering er et værktøj indenfor databehandling, som anvendes i det biologiske signals frekvensdomæne. Formålet med at filtrere et målt signal er at fjerne uønskede frekvenser, der ikke tilhører det signal, der ønskes undersøgt. Filtret kan opdele signalet i såkaldte bånd: Pasbånd, hvor frekvenserne frit passerer igennem filteret uden påvirkning, samt stopbånd, hvor frekvenserne dæmpes, så de ikke har indflydelse på signalet. Dette gøres ved en knækfrekvens. Der findes flere forskellige typer af filtre, der afhænger af, hvilke frekvenser der skal fjernes fra det målte signal [61]:

- Lavpasfiltret: Anvendes til at dæmpe frekvenser over den valgte knækfrekvens. Dette gøres ved at dæmpe de frekvenser, som ligger over knækfrekvensen.

- Højpasfilteret: Anvendes, modsat lavpasfiltret, til at dæmpe frekvenser under den valgte knækfrekvens. Dette gøres ved at dæmpe signalet under knækfrekvensen.
- Båndpasfilteret: Er en kombination af et lav- og højpasfilter. Her defineres et interval, hvormed de frekvenser der ligger udenfor intervallet vil blive dæmpt.
- Båndstopfilteret: Fungerer, modsat båndpasfilteret, ved at dæmpe specifikt definerede frekvensområder. Frekvenserne udenfor det definerede område påvirkes ikke.

I forbindelse med databehandling kan flere af filtrene anvendes samtidig [61]. Princippet i de fire filtertyper er illustreret på **figur 2.7**.



**Figur 2.7:** På figuren ses de fire nævnte filtertyper. [60]

Filtrene kan desuden inddeltes i forskellige grader eller ordener, afhængigt af hvor stejl filtreringskurven er, dvs. hvor meget signalet skal dæmpes pr. dekade[60].

### 2.6.3 Støj

Støj er den uønskede del af et opsamlet signal, der ikke har nogen relation til det ønskede signal. Signaler, der er fordelt udover et frekvensspektrum, kan filtreres for støj vha. de tidligere beskrevne filtre. [61, 62] Støj kan inddeltes i flere forskellige generelle typer, som typisk vil forekomme:

- Elektriske signaler: Dette er bl.a. 50Hz støj, som er en frekvens fra elnettet. Denne frekvens kan gå ind og påvirke de biologiske signaler, der måles på. Hvis der er flere 50Hz kilder, der interagerer, kan det give ekko ved eksempelvis 100Hz og 150Hz. Det er denne form for støj, der skal undgås, når signalet analyseres.
- Ledninger: Kan fungere som antenner, der opfanger 50Hz støj og andre former for støj. Problemet bliver større jo længere ledningen er. Derudover kan der forekomme støj, hvis ledningerne bevæges under optagelse af signalet. Denne form for støj er lavfrekvent. [53]
- Magnetfelt: Kan komme i kontakt med ledningerne og derved inducere strømmen, der skaber støj i signalet. Jordens magnetfelt kan f.eks. påvirke ledningerne. For at mindske støjen kan ledningerne snoes eller flettes sammen. [62]

### 2.6.4 Komparator

En analog komparator er et kredsløb, der sammenligner en inputspænding eller -strøm med en eller flere referencespændinger eller -strømme. Rent teknisk gøres dette ved, at komparatoren inverterer inputsignalet  $\pm 180^\circ V_-$ , imens referencesignalet ikke inverteres. Hvis inputsignalet passer med en eller flere af referenceværdierne, vil de tilknyttede komponenter aktiveres. Den simpleste komparator er en operationsforstærker uden modkobling. [53]

Komparatorens output går fra en mætningsgrænse til en anden, når det negative input af operationsforstærkeren passerer igennem 0V. Dette betyder, at ved et inputsignal på mere end tærskelniveauet vil outputsignalet opnå en negativ mætningsgrad. Omvendt ved et inputsignal, som er lavere end tærskelniveauet, vil outputsignalet opnå en positiv mætningsgrad. [53]

### 2.6.5 ADC og konvertering til computeren

Når der foretages målinger på biologiske signaler, er outputtet et analogt signal, som er kontinuert i tid og amplitude. Ved behandling af det analoge signal anvendes digital processering, hvilket betyder, at det analoge signal skal konverteres til et digital signal vha. en ADC (Analog-to-Digital-Converter). Det digitale signal er diskret i tid og amplitude, så det analoge signal kvantificeres under konverteringen [53]. Konverteringsprocessen består af to dele: sampling og kvantisering [63].

Sampling er processen, hvor diskretisering i tidsdomænet finder sted. Tidsdomænet i det kontinuerte signal konverteres derved til et diskret signal. Samplingsfrekvensen er den hyppighed, hvormed signalet måles. Hvis der ikke vælges en passende samplingsfrekvens, kan information fra det originale signal gå tabt. Ifølge Nyquists sætning er en hensigtsmæssig samplingsfrekvens således, at samplingsfrekvensen skal være mindst det dobbelte af frekvensen i det originale signal. [63] Det anbefales dog i praksis at sample med en samplingsfrekvens, der er ti gange frekvensen af det originale signal. Det er derudover vigtig, at der ikke bliver samplet med for høj samplingsfrekvens, hvis det ikke er nødvendigt. En større mængde data bruger mere plads og processering, hvilket kan resultere i datadøden. [64, 62] En for lav samplingsfrekvens kan medføre, at kurven fra det rekonstruerede signal ligger forskudt ift. det originale signal, hvilket kaldes alias. [63] Det skal derfor inden opsamlingen af data bestemmes, hvor meget data, der er nødvendigt.

Diskretisering af amplituden betegnes som kvantisering. De enkelte samples har en amplitudeværdi, og ved kvantisering inddeltes denne analoge værdi i trin. I modsætning til sampling sker der en approksimering i det rekonstruerede signal, da værdierne mellem to trin repræsenteres af samme digitale værdi. Dette gør, at flere værdier kan ligge indenfor den samme digitale værdi [63]. Antallet af amplitudeniveauer, der er tilgængelige til at repræsentere det analoge signal, determineres af antal bits. En ADC med en oplosning på 12-bit inddeltes f.eks. i 4096 niveauer, da  $2^{12} = 4096$ . [65] Det mindste amplitudeniveau, ADCen kan opnå, kaldes Least Significant Bit (LSB) og bestemmes ved følgende ligning [53, 62, 64]:

$$LSB = \frac{FSR}{(2^n - 1)} = \frac{FSR}{2^n} \quad (2.1)$$

FSR er "full scale voltage range", n er antal bits,  $2^n$  er antal værdier og  $2^n - 1$  er antal intervaller.

Ved forstærkning er det essentielt at være opmærksom på ADC'ens arbejdsområde, da den har et bestemt inputområde. Hvis et outputsignal er større eller mindre end hhv. den

øvre og nedre værdi inden for arbejdsområdet for ADCen, vil signalet blive afskåret. Herved går en del af dataen tabt. [53, 62, 64]

## 2.7 Problemafgrænsning

Apopleksi er en sygdom, der har stor indflydelse på blodtilførslen til encephalon. Hvis tilstrømningen af blod er nedsat, kan der opstå både motoriske og sensoriske skader hos patienten, hvilket kan komme til udtryk som balanceproblemer. Balance er vigtig for at kunne fungere i dagligdagen, da den sikrer at man holder kroppen oprejst og muliggør bevægelse uden fald. [9] Apopleksipatienter med balanceproblemer oplever en begrænsning i deres dagligdag, da de er afhængige af hjælp til daglige gøremål, som de før sygdommen selv kunne udføre. De oplever det som et brud på deres tidligere liv, hvilket påvirker deres identitet og livskvalitet. [10] En hurtigere og/eller bedre rehabilitering kunne muligvis afhjælpe problemet.

For at begrænse de fysiske, og dermed også de personlige, følger mest muligt, er det essentielt at rehabiliteringen påbegyndes hurtigt efter apopleksitilfældet. Indenfor rehabilitering af balance tilbydes forskellige metoder, såsom platform feedback og passiv somatosensorisk stimulation. En anden mulighed ift. rehabilitering af balance er biofeedback. Studier viser positive resultater med biomekanisk biofeedback, herunder inert-sensorer, hvor der måles på kroppens generelle motoriske egenskaber. [52] For at biofeedback er en mulighed, er det en forudsætning, at patientens kognitive evner er tilstrækkelige til at kunne blive instrueret og kunne huske de indlærte øvelser fra gang til gang. [58] Dette gør sig især gældende for den ældre del af befolkningen, som systemet skal designes til, da det er denne befolkningsgruppe, der i højere grad rammes af apopleksi. [2]

Det er interessant at undersøge, hvordan et system baseret på biomekanisk biofeedback kan designes således, at det vha. et accelerometer hjælper apopleksipatienter med at genoptræne deres balance. Der kan benyttes forskellige komponenter til signalbehandling, men til behandling af accelerometrets signal er der valgt en forstærker, filtrer, komparator samt ADC.

Det er essentielt at undersøge, om systemet kan designes sådan, at det i højere grad tillader patienterne at bidrage til deres egen rehabilitering ved at benytte visuel, somatosensorisk og/eller audiotiv biofeedback. Det er muligt, at dette kan begrænse nogle af patienternes personlige følger, da kontakten med sundhedspersonale i forbindelse med rehabiliteringen kan begrænses, hvormed det normale hverdagsliv hurtigere kan genoptages.

## 2.8 Problemformulering

Hvordan designes et biofeedbacksystem med et accelerometer således, at det hjælper apopleksipatienter under rehabilitering af balancen?

# Kapitel 3

## Problemløsning

---

### 3.1 Systembeskrivelse

Dette afsnit indeholder en beskrivelse af det biofeedbacksystem, der skal kunne anvendes af apopleksipatienter som et selvstændigt træningsapparat i rehabiliteringen af balanceproblemer. Systembeskrivelsen indeholder målgruppen for designet, samt hvilket formål og anvendelse det har. Ud fra disse faktorer er systemet blevet designet og illustreret i et blokdiagram.

#### 3.1.1 Systemets bruger

Systemet udvikles til apopleksipatienter med balanceproblemer mhp. selvtræning af balance i rehabiliteringsfase 3 og 4 i afsnit 2.4.1 på side 11. Systemet skal være let anvendeligt, da det udvikles til anvendelse i hjemmet af patienterne selv. Systemets design skal altså være enkelt, så der ikke skabes forvirring blandt patienterne ift. systemets funktioner. Fagkyndigt personale, såsom fysioterapeuter og læger, skal kunne instruere patienten i brugen af systemet samt følge med i den udvikling, patienterne gennemgår. Det skal derfor være muligt for det fagkyndige personale at anvende systemet og aflæse data herfra.

#### 3.1.2 Systemets formål og anvendelse

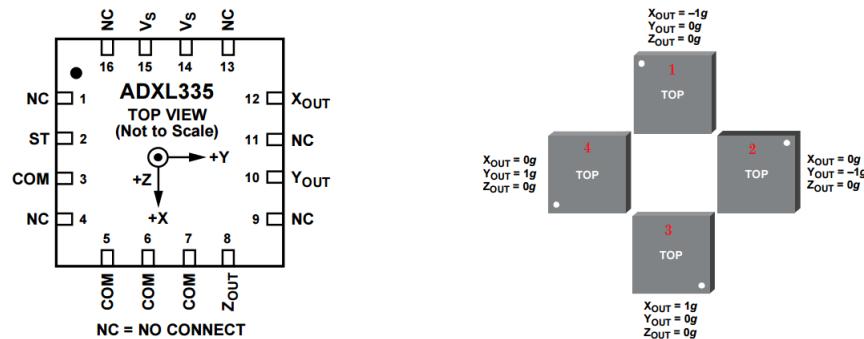
Systemets input er patienternes kropshældning i det frontale plan, dvs. hvor meget vedkommende svajer i stående udgangsposition under udførelse af forskellige balanceøvelser. Systemet skal kunne konvertere informationerne vedrørende patienternes kropshældning til visuel og somatosensorisk feedback samt et digitalt output i form af grafer. Den visuelle og somatosensorisk feedback har til formål at gøre apopleksipatienter opmærksomme på, hvornår de har bevæget sig over den normale grænse for krops svaj. Således kan systemet registrere, hvis patienten er i risiko for at falde. Inden et fald forekommer, udsendes et feedback signal, så patienterne har mulighed for at rette sig op. Selve systemet skal anvendes til selvtræning i hjemmet ved udførelse af balanceøvelser, der træner den statiske balance. Det skal derfor være et brugervenligt system, dvs. systemet skal kunne påsættes uden problemer og fungere uden, at patienten skal navigere rundt i forskellige funktioner for at påbegynde feedbacken. Systemet skal fungere som en hjælp for patienten, da vedkommende bliver bevidst omkring sin balance. Herved kan apopleksipatienten være mere selvstændig i rehabiliteringsprocessen. Det er på baggrund af afsnit 2.5.2, side 15 valgt, at systemet skal placeres øverst på sternum for at få bedst mulige målinger ift. patienternes kropshældning. Systemet skal give visuel og somatosensorisk feedback i form af en vibrator samt fem dioder på linje, bestående af en grøn, to gule og to røde. Med denne metode indikeres både, hvilken retning patienten svajer samt graden heraf. Ved benyttelse af to feedback former kan en større patientgruppe anvende systemet, hvis f.eks. patientens visuelle sans er begrænset kan systemet stadig benyttes grun-

det den somatosensorisk feedback. Jævnfør afsnit 2.3.1, side 9 er grænsen for, hvornår et fald forekommer ift. hældningsgrad individuel. I praksis bør systemet dermed tilpasses den enkelte patient på baggrund af testøvelser ift. balancen. Hældningsgraderne vil i dette projekt blive valgt på baggrund af raske forsøgspersoner, da det vurderes udfra problemanalysen afsnit 2.3.1, side 9, at apopleksipatienter har flere sygdomsrelaterede faktorer, der kan påvirke deres hældningsgrad.

For at øge øvelsernes sværhedgrad kan den visuelle sans udelukkes. Patienten skal under øvelser forsøge at holde balancen så længe som muligt uden at bevæge sig ud i risikozonerne. Hvis patienten kommer ud i en risikozone, vil dette blive markeret ved lys i LEDerne samt vibration. Træningsøvelser gentages efter behov. Ved at tage flere målinger igennem rehabiliteringsforløbet vil det forventes, at der sker en fremgang ift. tiden, hvori balancen kan opretholdes uden at patienten bevæger sig ud i risikozonerne.

### 3.1.3 Accelerometer

Der er valgt et accelerometer til måling af det biologiske signal, der skal gives feedback på. Accelerometeret ADXL335, som fremgår af **figur 3.1** er en treakset sensor, som kan anvendes til måling af statisk balance. Accelerometeret har en single-supply spændingsforsyning, der skal ligge mellem 1.8 - 3.6V, da dette er accelerometerets driftsspændingsinterval. På accelerometeret er der tilkoblet en regulator, hvilket forhindrer at spændingsforsyningen kan supplere accelerometeret med mere end 3.3V. Arbejdsområdet ligger mellem  $\pm 3.6g$ , og outputtet fra accelerometeret er maksimalt på  $\pm 1.188V$  ift. accelerometerets indbyggede offset. Offsettet varierer efter spændingsforsyningen, men ligger ved 3V forsyning på 1500mV og beregnes ved  $Off = Vs/2$ . Båndbredden for X- og Y-akserne ligger mellem 0.5 til 1600Hz og for Z-aksen mellem 0.5 til 550Hz. Støjen fra  $X_{out}$  og  $Y_{out}$  ligger normalt på  $150\mu g/\sqrt{Hz}$  RMS, mens det for  $Z_{out}$  ligger på  $300\mu g/\sqrt{Hz}$  RMS. Denne enhed betyder, at man mäter den spektrale effekttæthed i  $\mu g$  og dividerer dette med kvadratrodten af båndbredden for signalet  $\sqrt{Hz}$ , hvilket giver RMS accelerationsstøjen ved acceptabel temperatur. Sensitiviteten afhænger, ligesom offsettet, af spændingsforsyningen, da accelerometeret er ratiometrisk<sup>1</sup> og ligger ved 3V forsyning mellem 270 og 330mV/g. Outputsignalet er en analog spænding, der er proportionel med accelerationen. Accelerometerets outputimpedans er  $32K\Omega$  med en afvigelse på  $\pm 15\%$  [66]



**Figur 3.1:** På figuren ses accelerometeret af typen ADXL335 i forskellige stillinger. Til venstre på figuren ses accelerometerets pin konfiguration og funktions beskrivelse. Til højre ses hvordan accelerometeret skal placeres for forskellig g påvirkning. (Revideret) [66]

<sup>1</sup>FiXme Note: NTK: Ratiometrisk vil sige, at output er direkte proportionelt med input.

Når accelerometeret hældes til siden, vil en acceleration ske ift. tyngdekraften i en given retning og dermed et udslag fra referencepunktet, ved en hældning på  $0^\circ$ . Hvis accelerometeret f.eks. stilles på højkant, som det fremgår til højre på **figur 3.1** i stilling 1, påvirkes X-aksen med  $-1g$ .[66]

Sammenhængen mellem de enkelte parametre kan udtrykkes ved følgende ligninger:

$$V_{out} = V_{offset} + sensitiviteten * tyngdekraften * \sin(vinklen) \quad (3.1)$$

$$V_{out} = V_{offset} + \frac{\Delta V}{\Delta g} * g * \sin \Theta \quad (3.2)$$

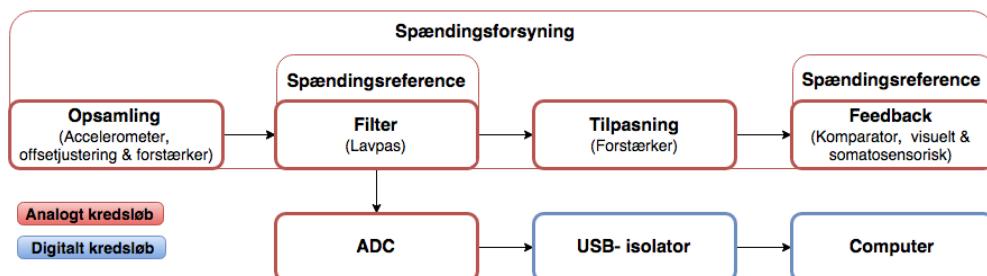
Herudfra er det muligt at isolere og udregne de ukendte parametre, altså kan patientens hældningsgrad bestemmes ud fra accelerometerets output.

### 3.1.4 Overordnede funktionelle krav til systemet

- Systemet skal være simpelt, så det kan anvendes af både apopleksipatienterne selv samt af fagkyndigt personale
- Systemet skal kunne måle kropshældning, samt angive hvilken retning hældningen sker mod.
- Systemet skal kunne give visuel og somatosensorisk feedback ved forskellige hældningsgrader.
  - Grøn LED: Skal lyse, når patienten ikke er ude i risikozonerne og informere patienten om at accelerometeret er placeret korrekt.
  - Gul LED: Skal lyse, når den første risikozone defineret i grader indtræffer og slukke, hvis patienten retter sig op.
  - Rød LED: Skal lyse, når den anden risikozone defineret i grader indtræffer og slukke, hvis patienten retter sig op.
  - Vibration: Skal aktiveres, når den første risikozone indtræffer, dvs. ved den gule LED.
- Systemet skal kunne give et digitalt output, så fagkyndigt personale kan aflæse og gemme patienternes data i et program.

### 3.1.5 Systemets opbygning

Systemets opbygning fremgår af **figur 3.2**.



**Figur 3.2:** På figuren ses et flowdiagram med de enkelte blokke, som systemet skal indeholde.

Det biologiske signal, der opsamles med accelerometeret, skal som det første centreres omkring 0V ved en offsetjustering og efterfølgende forstærkes. Herefter skal signalet filtreres for

at frasortere uønskede frekvenser, der ligger uden for det ønskede signals spektrum. Herefter deles systemet i en analog og digital del. I den analoge del følger en tilpasning af signalet i form af en forstærkning. Efterfølgende kommer signalet over i en feedbackkonfiguration indeholdende komparatorer, hvor det bliver sammenlignet med definerede tærskelværdier, der hver især er tilkoblet en bestemt type feedback, der skal udløses hvis tærskelværdien overskrides. Tærskelværdierne sættes ud fra bestemte hældningsgrader for accelerometret. Da balancefunktionen er individuel jævnfør afsnit 2.3.1 på side 9 er det vanskeligt at definere, hvad der er en risikozone for systemet. Det vurderes dog, at hvis en apopleksipatient hælder over  $8^\circ$ , er vedkommende i den første risikozone og risikere fald. Desuden vurderes det, at hvis hældningen er over  $13^\circ$ , er vedkommende i anden risikozone og er i højere grad i risiko for fald. Hvis accelerometret er placeret korrekt, skal accelerometret have en maks hældning på  $\pm 2^\circ$ .

I den digitale del af systemet, ledes signalet ind i en ADC. Denne omdanner det analoge biologiske signal til et digitalt signal. Det digitale signal bliver herefter ledt ind i en USB-isolator, så lækstrømme ikke opstår for at øge patientens sikkerhed. Til sidst overføres det digitale signal til en computer, hvor det efterfølgende kan gemmes. Det er nu muligt at databehandle signalet og afbildete data som en graf eller lignende.

Systemet har altså både et output henvendt til patienterne og det fagkyndige personale. Patienternes output er den feedback, der oplyser omkring deres hældningsgrad. Programmet, der skal behandle og gemme patienternes øvelsesresultater, er output til det fagkyndige personale.

## 3.2 Pilotforsøg

Der udføres i dette projekt et pilotforsøg for at identificere og sammenligne væsentlige parametre ift. det anvendte accelerometer. En udførlig beskrivelse af pilotforsøget kan ses i bilag D på side 110. Formålet med pilotforsøget er at kunne fastsætte det frekvensspektrum, som det ønskede signal ligger indenfor, da det på den måde er muligt at frafiltrere støjsignaler fra det opsamlede signal. Derudover skal det maksimale og minimale outputsignal fra accelerometeret identificeres, for at spændingsværdierne for de valgte hældningsgrader kan udregnes. Pilotforsøget udføres desuden for at sammenligne de målte offset- og sensitivitetsværdier med de oplyste værdier i databladet for accelerometeret.

### 3.2.1 Konklusion

På baggrund af målinger og beregninger i pilotforsøget kan det konkluderes, at for outputsignalet fra accelerometret ved den statiske acceleration udgør alt over  $0\text{Hz}$  støj. Der udregnes en baseline ved  $0\text{g}$  påvirkning til  $1.6325\text{V}$ , som burde være  $1.65\text{V}$ , da dette er halvdelen af spændingsforsyningen. Derved afviger den målte baseline med  $1.06\%$ . Ved rotationsmålingerne vurderes det, at alt over  $25\text{Hz}$  er støj. Maksimum og minimum outputsignalet fra accelerometret vil for langsom rotation eller svajning henholdsvis være  $1.9638\text{V}$  og  $1.3092\text{V}$ , hvilket bliver til  $0.3313\text{V}$  og  $-0.3233\text{V}$  efter offsettet er blevet justeret, der udregnes til  $0.0037\text{V}$  og  $-0.0036\text{V}$  pr grad. Afvigelserne mellem pilotforsøg og datablad vurderes som værende acceptable ift. videre udførelse af forsøg med accelerometeret.

### 3.3 Specifikke kravspecifikationer

I praksis er det ikke muligt at have ideelle komponenter [59]. Der vurderes derfor ud fra pilotforsøget, litteratur samt relevante datablade, hvilke krav blokkene i blokdiagrammet i afsnit 3.2 på side 24 skal opfylde og den tolerance, der accepteres ift. forskellige parametre.

#### 3.3.1 Opsamling

Blokken opsamling omfatter accelerometeret, offsetjustering og forstærkning. Accelerometeret skal have en sådan størrelse, at det kan påsættes en patient uden at give fysiske begrænsninger. Accelerometeret skal kunne måle en statisk acceleration i mindst to retninger, da der måles i det frontale plan til hhv. højre og venstre side. Herved kan det bestemmes, hvilken retning patienterne hælder mod i stående position. Det skal kunne detektere en hældningsgrad op til  $\pm 90^\circ$ , da en forsøgsperson ikke kan komme over denne hældningsgrad.

Offsetjusteringen skal centrere det målte signal omkring 0V, da accelerometeret typisk mäter 1.6325V ved 0g påvirkning af den pågældende akse ifølge pilotforsøget. Derfor skal der trækkes 1.6325V fra alle inputs fra accelerometeret. Justeringen af offset skal forekomme inden forstærkning således, at der ikke sker en forstærkning og dermed forskydning af offsetværdien, når accelerometeret mäter i positiv og negativ retning, hvorved g påvirkningen ændres. Ved justering af offsettet må der ikke ske en ændring af amplitudens peak-to-peak og frekvensen. Forstærkningen skal gøre det nemmere at adskille det ønskede signal fra støj i den efterfølgende filtreringsblok. For at forstærkningskredsløbet ikke dræner strømforsyningen, skal inputimpedansen til forstærkeren være mindst 100 gange større end outputimpedansen i accelerometeret, jævnfør afsnit 3.1.3 på side 23. Signalet skal efter forstærkningen ligge indenfor arbejdsområdet  $\pm 3V$  og der ønskes derfor størst mulige forstærkning. Den højeste måling ved  $\pm 90^\circ$  var ifølge pilotforsøget efter offsetjusteringen 0.3313V. Derfor kan forstærkningen udregnes således:

$$\frac{3V}{0.3313V} = 9.05 \approx 9.1 \quad (3.3)$$

Der ønskes en forstærkning på faktor 9.1. Derved vil den maksimale spænding efter denne forstærkning være 3.0148V, hvilket accepteres, da der vides fra databladet for operationsforstærkeren TL081 og teori, at når TL081 forsynes med en spænding på 5.5V, vil den maksimalt give ca. 4V ud. [67] Derfor vil en lille afvigelse i outputsignalet ift. arbejdsområdet ikke få systemet til at gå i mætning. Forstærkningens gain i dB udregnes ud fra følgende formel:

$$20 \cdot \log_{10}(9.1) = 19.1808\text{dB} \quad (3.4)$$

#### Krav:

- Opsamlingsblokken skal have en spændingsforsyning på 5.5V.
- Accelerometeret skal minimum have en output akse.
- Accelerometeret skal være under  $5 \times 5$  cm i dimensionerne.
- Accelerometeret skal kunne måle statisk acceleration i mindst to retninger.
- Accelerometeret skal kunne detektere en hældning fra  $0^\circ$  til  $\pm 90^\circ$ .
- Offsetjusteringen skal centrere det målte signal omkring 0V.
- Offsetjusteringen skal modtage en referencespænding på 1.6325V.

- Forstærkeren skal have en indgangsimpedans på mindst  $3.68M\Omega^2$ .
- Forstærkningen skal være på 9.1, hvilket svarer til 19.1808dB.
- De benyttede modstande til designet af forstærkeren skal besidde den navngivne værdi.
- Outputtet fra denne blok skal ligge mellem 2.9817V og -2.9097V.

**Tolerance:**

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyning på  $\pm 9\%$ .
- Der accepteres ingen afvigelse ift. krav for accelerometerets dimension og minimum for antal akser.
- Der accepteres en afvigelse i detektionen af hældningsgrad på  $\pm 5\%$ .
- Der accepteres en afvigelse af offsetjusteringen på  $\pm 2\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i referencespændingen på  $\pm 0.003V$ .
- Der accepteres kun en indgangsimpedans i forstærkeren på mindst  $3.68M\Omega$ .
- Der accepteres en afvigelse i forstærkningen på  $\pm 2\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i de benyttede modstandes reelle værdi på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse ift. maksimum og minimum output fra blokken på  $\pm 5\%$ .

**3.3.2 Referencespænding til offset**

Denne blok skal forsyne offsetjusteringen med en konstant spænding, der anvendes til sammenligning imellem et inputsignal og denne spændingsværdi. Der skal benyttes både en referencespænding og en spændingsdeler til blokken, da outputtet fra referencespændingen er for høj og upræcis til at kunne anvendes som sammenligningsgrundlag.

Blokken skal leve 1.6325V, da offsettet i accelerometeret ved 0g påvirking er dette, jævnført bilag D.5 på side 114. Outputimpedansen må maks være  $1K\Omega$ , da inputimpedansen i den inverterende kanal er  $100K\Omega$ .

**Krav:**

- Referencespændingsblokken til offsettet skal have en spændingsforsyning på 5.5V.
- Spændingsreferencen skal leve en strøm på 2.5V.
- Blokken skal samlet leve en referencespænding på 1.6325V.
- De benyttede modstande til designet af forstærkeren skal besidde den navngivne værdi.
- Outputimpedansen skal være maksimum  $1K\Omega$ .

**Tolerance:**

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyning på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i outputtet fra spændingsreferencen på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i den leverede referencespænding på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i de benyttede modstandes reelle værdi på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres ikke en outputimpedans på over  $1K\Omega$ .

**3.3.3 Filter**

Blokken indeholdende et filter anvendes til at frasortere uønskede signaler, der kan forekomme under målinger med accelerometeret. Filtreringsblokken inddrages i systemet jævnfør afsnit 2.6.2 på side 17. Frekvensområdet for kropshældning er ikke klart defineret, men studier anvender et frekvensområde liggende mellem  $0.02 - 10Hz$  [68]. Alle signaler,

<sup>2</sup>FiXme Note: NTK: Da man ikke vil dræne blokken før for strøm. Udregnet ved  $32K\Omega$ , da inputimpedans skal være mindst 100 gange større end den forrige bloks outputimpedans. Accelerometrets indgangsimpedans har en afvigelse på  $+15\%$

der ligger udenfor dette spektrum, ønskes derfor fjernet. I pilotforsøget blev der påvist, at signalet i dette tilfælde ligger mellem  $0 - 25\text{Hz}$ . Alt signal uden for dette spektrum ønskes derfor frafiltreret. Dette gøres ved at benytte et lavpasfilter med en pasbåndsfrekvens på  $25\text{Hz}$ . Den maksimale variation i pasbåndstransmissionen ( $A_{max}$ ) sættes til  $3\text{dB}$ . For at fjerne  $50\text{Hz}$  støj, sættes stopbåndsfrekvensen til  $45\text{Hz}$ . Den udregnede LSB, jævnfør afsnit 2.6.5 på side 19 samt den maksimale amplitude af signalet anvendes til beregning af dæmpningsfaktoren. Den maksimale amplitude beregnes ved en RMS-analyse på baggrund af rotationsmålingerne foretaget i pilotforsøget, jævnfør bilag D på side 110 for hhv. højre og venstre side. Dæmpningsfaktoren udregnes ved følgende ligning:

$$\frac{0.00244\text{V}}{0.0162\text{V}} = 0.1506 \approx 0.2 \quad (3.5)$$

$$\frac{0.00244\text{V}}{0.0131\text{V}} = 0.1863 \approx 0.2 \quad (3.6)$$

Der ønskes en dæmpning på faktor  $\frac{1}{5}$ , da der tages forbehold for et tolerance område. Dæmpningens gain i  $\text{dB}(A_{min})$  udregnes ud fra følgende formel:

$$A_{min} = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{1}{5} \right) = -13,98 \approx -14\text{dB} \quad (3.7)$$

#### Krav:

- Filteret skal have en spændingsforsyning på  $5.5\text{V}$ .
- Filteret skal kunne modtage et inputsignal på  $\pm 3\text{V}$ .
- Der ønskes en knækfrekvens i pasbåndet på  $25\text{Hz}$ .
- Der ønskes en stopbåndsfrekvens på  $45\text{Hz}$ .
- Der ønskes en minimum dæmpning af stopbåndet på  $14\text{dB}$ .
- Der ønskes en maksimal dæmpning i pasbåndet på  $3\text{dB}$ .
- De benyttede modstande til designet af forstærkeren skal besidde den navngivne værdi.

#### Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyning på  $\pm 9\%$ .
- Der accepteres at inputsignalet er minimum  $\pm 3\text{V}$
- Der accepteres ikke en knækfrekvens i pasbåndet på over  $25\text{Hz}$ .
- Der accepteres ikke en stopbåndsfrekvens på under  $45\text{Hz}$  eller over  $50\text{Hz}$ .
- Der accepteres minimal dæmpning på  $14\text{dB}$  af stopbåndet eller en afvigelse på  $+15\%$ .
- Der accepteres maksimal dæmpning på  $3\text{dB}$  af pasbåndet eller en afvigelse på  $-15\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i de benyttede modstandes reelle værdi på  $\pm 1\%$ .

#### 3.3.4 Tilpasning

Blokken tilpasning har til formål at tilpasse det filtrerede signal til komparatoren. Dette gøres med en forstærker, således at spektret, der skal reguleres indenfor, øges. Derudover afgrænses måleintervallet til  $\pm 25^\circ$ , da et range på  $\pm 90^\circ$  er unødvendigt ift. at vurdere hvorvidt patienten er faldet. Det vurderes, at en hældning på over  $25^\circ$  medfører fald, da denne hældning ligger væsentligt ud over den naturlige hældningsgrad, jævnfør afsnit 2.3.1 på side 9. Der ønskes størst mulig forstærkning indenfor det fastsatte arbejdsmønster på  $\pm 3\text{V}$ . Indgangsimpedansen bestemmes ud fra samme kriterier som for forstærkeren i opsamlingsblokken. I bilag D på side

110 er den størst mulige spænding efter justering af offsettet udregnet, hvilket er  $0.3313V$ . Derudover er den maksimale volt pr. grad er  $0.0037V$  beregnet. Ved  $\pm 25^\circ$  vil outputtet være:

$$0.0037 \cdot 25 = 0.0925V \quad (3.8)$$

Forstærkerens faktor samt gain i dB udregnes i **ligning (3.10)** og **ligning (3.11)**.

$$0.0925V \cdot 9.1 = 0.8418V \quad (3.9)$$

$$\frac{3V}{0.8418V} = 3.5638 \approx 3.6 \quad (3.10)$$

$$20 \cdot \log_{10}(3.6) = 11.1261\text{dB} \quad (3.11)$$

I **ligning (3.9)**, **ligning (3.10)** og **ligning (3.11)** er de  $3V$  grænsen for arbejdsområdet. Der forstærkes med en faktor 3.6.

#### Krav:

- Forstærkeren skal modtage en spændingsforsyning på  $5.5V$ .
- Forstærkeren skal kunne modtage et inputsignal på  $\pm 3V$ .
- Forstærkeren skal forstærke med en faktor 3.6, svarende til  $11.1261\text{dB}$ .
- De benyttede modstande til designet af forstærkeren skal besidde den navngivne værdi.
- Indgangsimpedansen skal være over  $3.2M\Omega$ .
- Outputimpedansen skal være under  $32K\Omega$ .

#### Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyningen på  $\pm 9\%$ .
- Der accepteres ingen afvigelse iforstærkningen på  $\pm 2\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i de benyttede modstandes reelle værdi på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en indgangsimpedans på mindst  $3.2M\Omega$ .
- Der accepteres en outputimpedans under  $32K\Omega$ .

### 3.3.5 Referencespænding til komparatoren

Denne blok skal forsyne komparatoren med en konstant spænding, der skal anvendes til sammenligning imellem et inputsignal og denne spændingsværdi. Blokken skal leve 2.5V, da spændingsdelen er implementeret i komparatorblokken for at give individuelle tærskelværdier til feedbackblokken.

#### Krav:

- Referencespændingsblokken til offsettet skal have en spændingsforsyning på  $5.5V$ .
- Spændingsreferencen skal leve 2.5V.
- Blokken skal samlet leve to outputs: 2.5V og -2.5V.
- De benyttede modstande til designet af forstærkeren skal besidde den navngivne værdi.

#### Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyning på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i outputtet fra blokken på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i outputtet fra spændingsreferencen på  $\pm 1\%$ .
- Der accepteres en afvigelse i de benyttede modstandes reelle værdi på  $\pm 1\%$ .

### 3.3.6 Feedbackkonfiguration

Blokken indeholdende komparatorer skal kunne sammenligne et inputsignal på maksimum  $\pm 3V$  med referencespændinger. Komparatorerne skal vha. definerede tærskelværdier bestemme, hvilken hældningsgrad patienten har, og i hvilken retning vedkommende hælder mod. Der skal være flere tærskelværdier, så feedbacken kan gives i flere niveauer. Tærskelværdierne er bestemt på baggrund af pilotforsøg, hvor værdierne er beregnet ved først at finde spændingen for  $90^\circ$ , jævnført D.5 på side 114 er  $0.3313V$  for positiv retning og  $-0.3233V$  i negativ retning efter forstærkning på hhv. en faktor 9.1 og derefter en faktor 3.6. Denne værdi divideres med 90 for at bestemme spændingen ved  $\pm 1^\circ$  og ganges herefter med hhv.  $2^\circ$ ,  $8^\circ$  og  $13^\circ$  for at bestemme spændingen ved de enkelte hældninger og derved definere tærskelværdierne.

Visuel og somatosensorisk feedback omfatter den del af systemet, der giver feedback til patienten vha. lys fra LEDer og vibration ved vibratører. Der skal i alt være fem LEDer: En grøn, der placeres i midten, en gul på hver side af den grønne diode og en rød diode på hver side af de gule dioder. Derudover skal der være to vibratører, der placeres medialt på hver underarm af patienten.

Den grønne LED skal lyse, når accelerometret er placeret korrekt på patienten, hvorved der er sikret den rette udgangsposition for hældningen. Dette gør, at den grønne LED er aktiveret fra  $0^\circ \pm 2^\circ$ . I intervallet  $\pm 2^\circ \pm 8^\circ$  lyser ingen LEDer. Den gule LED samt en vibratør aktiveres, når patienten skal være opmærksom på sin kropshældning ved en hældning på  $\pm 8^\circ$ . Den røde LED aktiveres, når patienten er over  $\pm 13^\circ$  og derfor er i fare for at falde. Vibratoren for den pågældende side vil da stadig være aktiveret. Retningen af patientens kropshældning bestemmes vha. placeringen af LED. Hvis aktivering af LEDerne går mod højre indikerer dette, at patienten er ved at falde til højre. Det samme gør sig gældende for fald til venstre.

#### Krav:

- feedbackblokken skal have en spændingsforsyning på  $\pm 5.5V$ .
- Komparatoren skal kunne modtage et inputsignal på  $\pm 3V +5\%$ .
- Komparatoren skal ved et bestemt spændingsniveau aktivere en LED og/eller vibratør:
  - Grøn LED og ingen vibration: I intervallet indenfor  $0.2424V$  til  $-0.2359V$ . Svarende til  $\pm 2^\circ$ .
  - Gul LED og vibration: Fra niveauet  $0.9697V$  og  $-0.9495V$ . Svarende til  $\pm 8^\circ$  eller over.
  - Rød LED og vibration: Fra niveauet  $1.5758V$  og  $-1.5332V$ . Svarende til  $\pm 13^\circ$  eller over.
- LEDerne og vibratørerne skal aktiveres ved angivet tærskelværdier i komparatoren.

#### Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyningen på  $\pm 5\%$ .
- Der accepteres ingen afvigelse ift. hvor stort et inputsignal komparatoren skal kunne modtage.
- Der accepteres en afvigelse af tærskelværdierne på  $\pm 1\%$
- Der accepteres en afvigelse af påbegyndt spændingsfald over den gule og røde LEDen på  $\pm 5\%$ .
- Der accepteres en afvigelse af påbegyndt spændingsfald over den grønne LED på  $\pm 20\%$ .

### 3.3.7 Spændingsforsyning

I systemet anvendes en spændingsforsyning af to  $1.5V$  batterier placeret i en spændingsregulator, der skal levere en konstant spænding til hele kredsløbet. Der anvendes batterier for at

undgå tilslutning til elnettet, hvilket gør systemet sikkert og anvendeligt for patienten. Spændingsforsyningen kan have indflydelse på, hvilket outputsignal der opnås, og det er derfor vigtigt, at blokkene i systemet designes efter den fastsatte spænding.

**Krav:**

- Spændingsregulatoren skal leve en spænding på mindst 3.4V og 5.5V fra hver terminal.
- Spændingsregulatoren skal forsyne samtlige blokke i systemet med den minimale krævede spænding.
- Spændingsregulatorens forsyning må ikke forårsage klipning af signalet.

**Tolerance:**

- Der accepteres ikke en spænding under 5.5V.
- Der accepteres afvigelse i 3.4V spændingsleveringen på  $\pm 10\%$ .
- Der accepteres ingen afvigelse for spændingsregulatorens tilkobling eller klipning af signalet.

### 3.3.8 ADC

Blokken med en ADC anvendes i systemet, for at konvertere det analoge signal til digitalt. ADC'ens inputsignal vil ligge i området  $\pm 3V$ , men der skal tages højde for afvigelser. Båndbredden på accelerometeret bestemmer, hvilken samplingsfrekvens der skal benyttes. I følge Nyquists sætning skal der samples med minimum det dobbelte af det biologiske signals frekvens. I praksis samples der med minimum det tidobbelte, jævnfør afsnit 2.6.5 på side 19. I dette tilfælde er båndbredden  $25Hz$ , dvs. at der som minimum skal samples med  $50Hz$ , og i praksis vil det være hensigtsmæssigt at sample med minimum  $250Hz$ .

**Krav:**

- ADC'en skal kunne modtage et inputsignal på  $\pm 4V$ <sup>3</sup>.
- Skal have en samplingsfrekvens på minimum  $250Hz$ .
- Skal ikke ændre på det signalet, som den optager.

**Tolerance:**

- Der accepteres ingen afvigelse ift. kravene om inputsignal og samplingsfrekvens.
- Der accepteres en afvigelse på  $\pm 1\%$  af ADC'ens målinger af signalet sammenlignet med det indsendte signal.

### 3.3.9 USB-isolator

Blokken med USB-isolatoren anvendes i systemet for at øge patientens sikkerhed. USB-isolatoren isolerer patienten fra kredsløbet og sørger for, at der ikke løber lækstrømme fra computeren ind i systemet.

**Krav:**

- USB-isolatoren skal være i stand til at kunne modtage et signal på  $\pm 4V$ .<sup>4</sup>

**Tolerance:**

- Der accepteres ingen afvigelse ift. USB-isolatoren.

### 3.3.10 Software

Blokken indeholdende softwaren implementeres i systemet for at kunne behandle og gemme patienternes øvelsesresultater. Denne del af systemet er brugerfladen for det fagkyndige

<sup>3</sup>FiXme Note: NTK: for at tage højde for tolerancer

<sup>4</sup>FiXme Note: for at tage højde for tolerancer

personale og skal derfor kunne fremvise information omkring patienternes balance i form af grafer eller lignende. Det fagkyndige personale skal vha. af softwaren kunne følge med i patienternes udvikling ift. balancen.

**Krav:**

- Skal kunne fremvise data med information om patientens hældning, herunder hvor ofte patienten har bevæget sig ud i risikozonerne.
- Skal kunne gemme data med information om patientens hældning.

**Tolerance:**

- Der accepteres ingen afvigelse ift. software.

## 3.4 Teori, design, simulerings, implementering og test

I dette afsnit vil teori og design for hver enkelt blok fra **figur 3.2** blive beskrevet. Herefter vil designet blive simuleret i programmet LT Spice, hvorefter blokken vil blive implementeret og testet. Denne test er nødvendig for at tjekke, om resultatet fra simuleringerne med ideelle komponenter stemmer overens med en test med reelle komponenter. Der kan altså være forskel, da der arbejdes med reelle komponenter i implementeringsfasen og ideelle komponenter i LTSpice.

### 3.4.1 Accelerometer

#### Teori og design

Teorien og specifikationer vedrørende accelerometret ADXL335 er i afsnit 3.1.3 på side 23. Designet af opsætningen kan ses i bilag D på side 110, dog med en ændring af den ene kondensator. I pilotforsøget blev det påvist, at signalet i dette tilfælde ligger mellem  $0 - 25\text{Hz}$ , og derfor skal der nu benyttes en ny kondensator fremfor den kondensator der blev brugt i pilotforsøget til at haven bådbredde på  $50\text{Hz}$ .[66]:

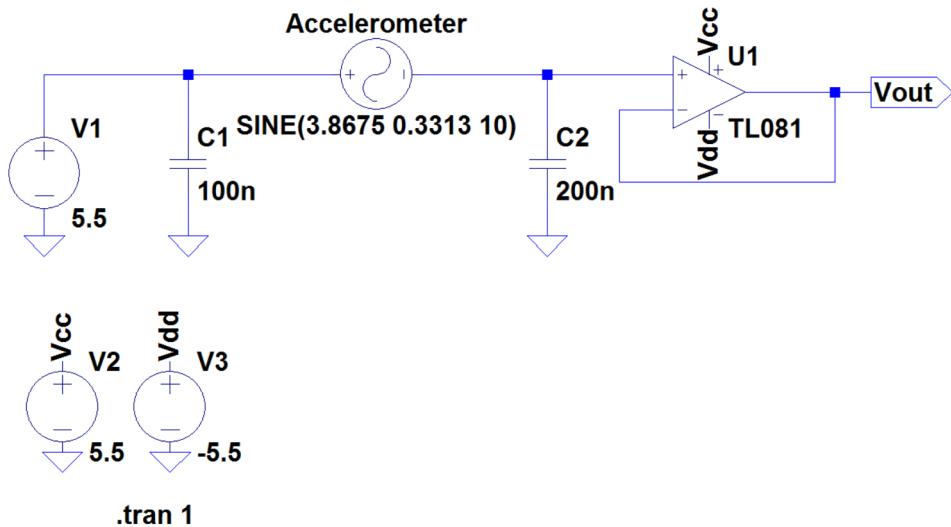
$$\text{Bådbredde} = \frac{5\mu\text{F}}{C} \Rightarrow C = \frac{5\mu\text{F}}{\text{Bådbredde}} \quad (3.12)$$

Der vælges en bådbredde på  $25\text{Hz}$ , hvilket gør, at  $C$  bliver  $0.2\mu\text{F}$ .

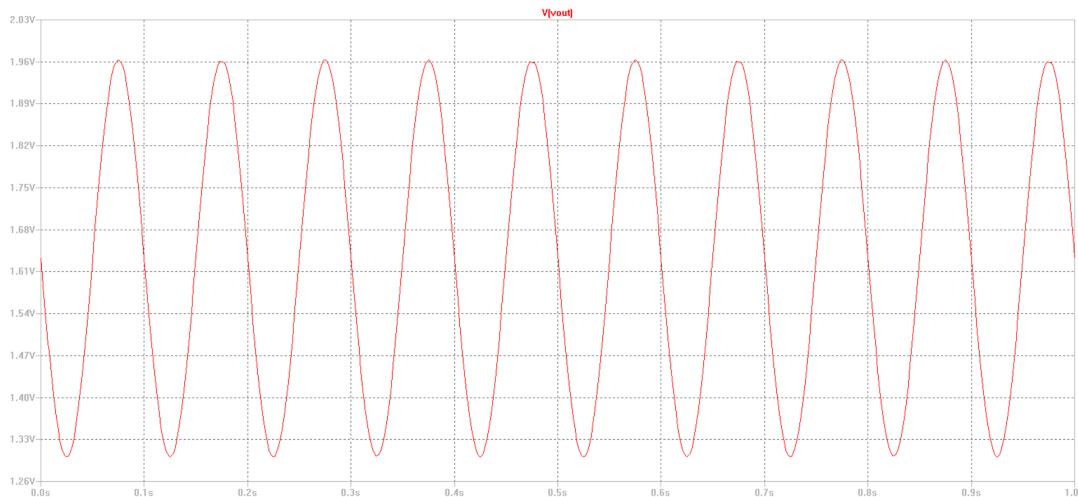
#### Simulerings

Jævnfør tolerancekravene for accelerometret beskrevet i afsnit 3.3.1 på side 26 skal der testes for, hvorledes accelerometret overholder kravet om, at der maksimum må være en 5% afvigelse i detektionen af hældningsgrad.

Der findes ikke et accelerometer i programmet LTspice, hvorfor accelerometeret er symboliseret med en sinuskurve. Dets DC svarer til strømforsyningen  $5.5\text{V}$  fratrukket offsettet for accelerometeret ved  $0\text{g}$  påvirkning, som er  $1.6325\text{V}$ . Derudover angives en amplitude svarende til den maksimale sensitivitet på  $0.3313\text{V}$ . Simuleringen ses på **figur 3.3** og resultatet ses på **figur 3.4**.



**Figur 3.3:** På figuren ses designet af accelerometerblokken i LTspice. Accelerometeret er symmetriseret med en sinuskurve med et DC offset svarende til den tilførte strømforsyning fratrukket offsettet fra accelerometeret ved 0g påvirkning, altså  $5.5V - 1.6325V = 3.8675V$ . Herved centreres sinussignalet omkring  $1.6325V$ . Derudover indstilles amplituden til accelerometerets sensitivitet  $0.3313V$  og frekvensen til  $10Hz$ .



**Figur 3.4:** På figuren ses simuleringen af accelerometeret som en sinus med et offset på  $1.6325V$ , amplitude på  $0.3313V$  og frekvensen er  $10Hz$ . Der ses, at  $V_{out}$  maksimalt er ca.  $1.96V$  og minimalt ca.  $1.3V$ .

### Implementering og test

I pilotforsøget blev der arbejdet med reelle komponenter, hvilket også blev benyttet til implementeringen. Derfor antages det, at der vil være en mindre afvigelse imellem resultaterne fra testen og pilotforsøget end imellem resultaterne fra testen og en eventuel simulering, da der i simuleringer arbejdes med ideelle komponenter. Accelerometerets båndbredde bestemmes af to  $0.1\mu F$  kondensatorer i parallelforbindelse, som derved vil give en samlet kapacitans på  $0.2\mu F$ . De trekondensatore blev målt inden implementering samt den samlede kapacitans. Resultaterne fremgår i **tabel 3.1**:

	Teoretisk	Målt	% afvigelse
$C1$	$0.1\mu F$	$0.1004\mu F$	0.4%
$C2$	$0.1\mu F$	$0.1009\mu F$	0.9%
$C3$	$0.1\mu F$	$0.0989\mu F$	1.1%
$C2 // C3$	$0.2\mu F$	$0.2002\mu F$	1%

**Tabel 3.1:** I tabellen ses det, at de tre kondensatorer afviger lidt fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Disse afvigelser vil derfor have en effekt på parallel forbindelsen imellem  $C2$  og  $C3$ .

Til opsamling af data fra accelerometret blev der benyttet et multimeter. I testen blev der foretaget en aflæsning med multimetret for  $\pm 8^\circ$  og  $\pm 13^\circ$ . Disse fire værdier ses i **tabel 3.2**. Den teoretiske stigning af volt pr. grad for hhv. negativ og positiv hældning er udregnet i bilag D på side 110. De teoretiske værdier for  $8^\circ$  og  $13^\circ$  er udregnet ud fra disse værdier. Dette gøres i følgende ligninger:

$$(-0.0036 \cdot 13) + 1.6325 = 1.5858V \quad (3.13)$$

$$(-0.0036 \cdot 8) + 1.6325 = 1.6038V \quad (3.14)$$

$$(0.0037 \cdot 8) + 1.6325 = 1.6619V \quad (3.15)$$

$$(0.0037 \cdot 13) + 1.6325 = 1.6803V \quad (3.16)$$

Disse værdier indsættes og der udregnes en afvigelse.

Vinkel af accelerometer	Beregnet Output	Output	% afvigelse ift. dæktering af hældningsgrad
$-13^\circ$	1.5858V	1.5686V	1.08%
$-8^\circ$	1.6038V	1.5947V	0.57%
$8^\circ$	1.6619V	1.6761V	0.85%
$13^\circ$	1.6803V	1.7114V	1.85%

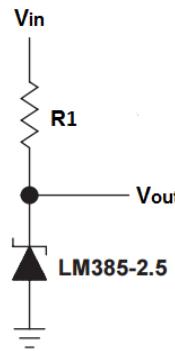
**Tabel 3.2:** I tabellen ses det målte output fra bufferen ved en bestemt grad. Herved kan der beregnes en afvigelse i procent for accelerometerets afvigelse i detektion af grader.

Der ses i tabel **tabel 3.2**, at accelerometret har en maksimal afvigelse i detektionen af hældningsgrad på 1.85%. Derved overholder accelerometret tolerancerne, som er blevet stillet i afsnit 3.3.1 på side 26 og accelerometret accepteres derfor.

### 3.4.2 Referencespænding til offset

#### Teori og design

Offsetjusteringen skal forsynes med en konstant spænding, da denne er sammenligningsgrundlag ift. inputsignalet. Den konstante spænding kaldes en referencespænding og består af en spændingsforsyning, en modstand og en spændingsreferencediode. Der anvendes en referencediode (LM385), der både findes som 1.2V og 2.5V. Et eksempel på en opsætning af en spændingsreference kan ses på **figur 3.5**.



**Figur 3.5:** På figuren ses et eksempel på en opsætning af et kredsløb for en spændingsreference med referencedioden LM385. Modstanden  $R_1$  afhænger af  $V_{in}$ ,  $V_{out}$  samt strømforbruget fra LM385. (Revideret) [69]

For at udregne værdien af modstanden  $R_1$  på **figur 3.5** anvendes følgende generelle formel:

$$R_1 = \frac{V_{forsyning} - V_{Reference}}{I_Z} \quad (3.17)$$

Hvor  $V_{forsyning}$  er forsyningsspændingen, der sendes ind i kredsløbet,  $V_{Reference}$  er den referencespænding, der skal sendes ud af systemet, og  $I_Z$  er strømforbruget fra de komponenter, som er i referencespændingskredsløbet.

Først udregnes  $R_1$  for referencespændingen.  $V_{forsyning}$  er de 5.5V, der forsynes med fra spændingsforsyningen, og  $V_{Reference}$  er 2.5V. I kredsløbet for offsettet indgår en operationsforstærker (TL081), der har en maksimal biasstrøm på 10nA [67]. Referencedioden har et arbejdsmønster mellem  $20\mu\text{A}$  til  $20\text{mA}$  og for at sikre, at der er strøm nok til referencedioden, er den sat til at bruge  $200\mu\text{A}$  [69]. Dermed kan strømforbruget  $I_Z$  udregnes som summen af de to biasstrømme. Alle de kendte værdier indsættes i formlen:

$$R_1 = \frac{5.5V - 2.5V}{0.0002 + (1 \cdot 10^{-8}\text{A})} = 14999.2500\Omega \approx 15K\Omega \quad (3.18)$$

Da offsettet i accelerometeret er på 1.6325V, jævnfør bilag D.5 på side 114, skal referenceværdien ligeledes være 1.6325V. For at opnå denne referenceværdi benyttes en spændingsdeler efter referencedioden, der vil levere 2.5V. Den generelle formel for en spændingsdeler er:

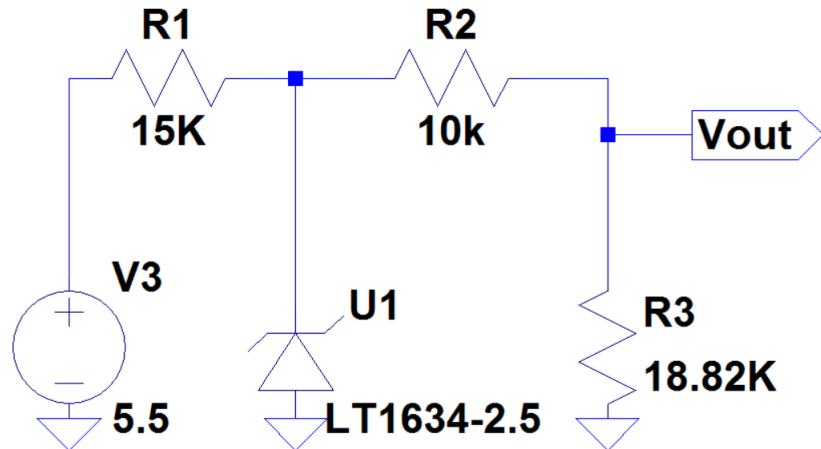
$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{R_3}{R_2 + R_3} \quad (3.19)$$

R2 i **ligning (3.19)** bliver valgt til at være  $10K\Omega$ . Derudover er  $V_{out}$  1.6325V,  $V_{in}$  er 2.5V. Ligningen kommer til at se således ud:

$$1.6325V = 2.5 \cdot \frac{R_3}{10000\Omega + R_3} \quad (3.20)$$

$$R_3 = 18818.4438\Omega \approx 18820\Omega \quad (3.21)$$

På **figur 3.6** ses designet af spændingsreferencen med spændingsdeler.



**Figur 3.6:** På figuren ses designet af kredsløbet for en spændingsreference til offsettet. Først ses opbygningen af en spændingsreference efterfulgt af en spændingsdeler, som gør, at outputtet fra spændingsreferencen på 2.5 V bliver til 1.6325 V.

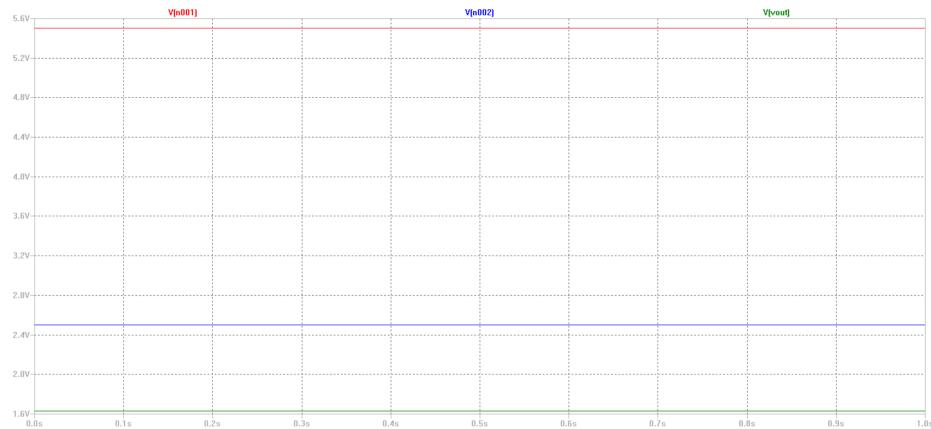
### Simulering

Der foretages en simulering i LTspice af spændingsreferencen og spændingsdeleren for at undersøge, om opstillede krav opfyldes. Resultatet af simuleringen kan ses i **tabel 3.3**:

	Forventet outputsignal	Målte outputsignal	Afgivelse
<i>Input fra spændingsforsyning</i>	5.5V	5.5V	0%
<i>Output fra spændingsreference</i>	2.5V	2.5007V	0.03%
<i>Output fra spændingsdeler</i>	1.6325V	1.6330V	0.03%

**Tabel 3.3:** I tabellen ses resultaterne fra simuleringen i LTspice af spændingsreferencen med spændingsdeleren til offsettet.

I **tabel 3.3** fremgår det, at der er en lav afvigelse mellem det forventede output og det simulerede output. Dette forventes, da der benyttes ideelle komponenter i LTspice. Derved fungerer kredsløbet teoretisk og kan implementeres. På **figur 3.7** ses simuleringen af spændingsreferencen og spændingsdeleren.



**Figur 3.7:** På figuren ses en simulering af referencespændingen med spændingsdeleren. Der ses, at inputtet er 5.5V, outputtet fra spændingsreferencen er 2.5V og outputtet fra spændingsdeleren er ca. 1.65V.

### Implementering og test

I implementeringen arbejdes der med reelle komponenter. Derfor antages det, at der kan være afvigelser fra resultaterne imellem testen med ideelle komponenter i dette afsnit og testen med reelle komponenter i simuleringen.

Der ses på **figur 3.6**, at der skal benyttes tre modstande på hhv.  $15\text{K}\Omega$ ,  $10\text{K}\Omega$  og  $18.82\text{K}\Omega$  til opbygningen af spændingsreferencen og spændingsdeleren til offsettet. Der findes ikke en  $18.82\text{K}\Omega$ , hvorfor en  $18\text{K}\Omega$  modstand i serie med en  $820\Omega$  modstand benyttes. Disse blev målt inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.7**.

Teoretisk	Ved måling	% afvigelse
$15\text{K}\Omega$	$15002\Omega$	0.01%
$10\text{K}\Omega$	$10.0036\text{K}\Omega$	0.04%
$18\text{K}\Omega$	$17.9653\text{K}\Omega$	0.19%
$820\Omega$	$818.08\Omega$	0.23%
$R_{eq}$ af $18\text{K}\Omega + 820\Omega = 18.82\text{K}\Omega$	$18.8734\text{K}\Omega$	0.28%

**Tabel 3.4:** I tabellen ses, at alle fire modstande afviger lidt fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter, hvilket også vil have en effekt på afvigelsen af den økvivalente værdi for  $18\text{K}\Omega + 820\Omega$ . Kravet til disse fire modstande var dog, at de maksimum må afvige fra deres teoretiske værdi med  $\pm 1\%$ , jævnfør afsnit 3.3.2 på side 27. Disse modstande accepteres derfor.

Herefter implementeres kredsløbet. Til aflæsning af spændingsniveauerne anvendes et multimeter. De aflæste resultater står i **tabel 3.5**.

	<i>Forventet outputsignal</i>	<i>Målte outputsignal</i>	<i>Afvigelse</i>
<i>Input fra spændingsforsyning</i>	5.5V	5.550V	0.91%
<i>Output fra spændingsreference</i>	2.5V	2.499V	0.04%
<i>Output fra spændingsdeler</i>	1.6325V	1.6307V	0.11%

**Tabel 3.5:** I tabellen ses en oversigt over de forventede og målte outputsignaler fra testen for spændingsreferencen og spændingsdeleren til offsetjustering.

Der ses ud fra resultaterne i **tabel 3.5**, at spændingsreferencen samt spændingsdeleren overholder kravene fra afsnit 3.3.2 på side 27. Derudover ligger afvigelserne indenfor tolerancerne.

Outputimpedansen overholder dog ikke kravet, da den er:

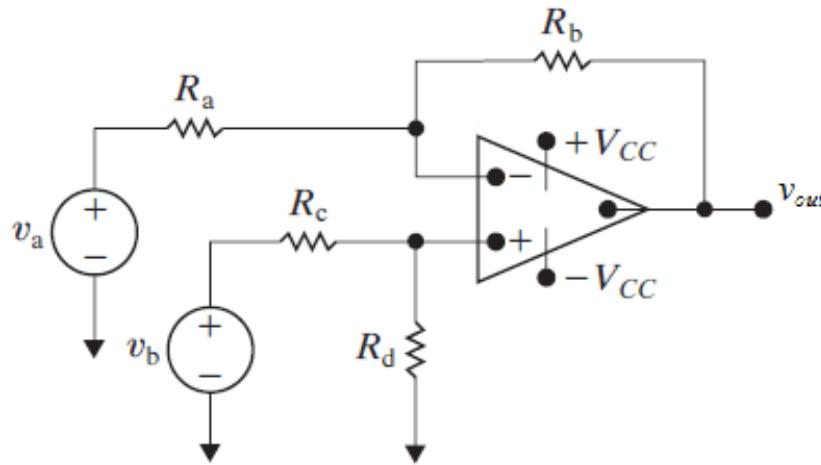
$$R_{eq} = \frac{(R2 \cdot R3)}{R2 + R3} \Rightarrow \frac{10000 \cdot 18820}{10000 + 18820} = 6530.19\Omega \approx 6.53K\Omega \quad (3.22)$$

Da inputimpedansen i den inverterende kanal i operationsforstærkeren i offsetjusteringen har en indgangsimpedans på  $100K\Omega$ , vil forholdet imellem output- og inputimpedans i koblingen være problematisk. Der vil dannes en spændingsdeling imellem  $R3$  og den pågældende modstand, som sidder inden den inverterende kanal. Dermed vil signalet variere alt efter inputsignalet til operationsforstærkeren i offsetjusteringens ikke-inverterende kanal. Løsningen på problematikken i denne kobling er, at indsætte en buffer, som er beskrevet i bilag D på side 110.[70] Signalet fra spændingsdeleren sendes ind i bufferens ikke-inverterende kanal, hvorfor outputimpedansen ikke er relevant, da denne kanal har en indgangsimpedans på  $10^{12}\Omega$ . Herved kan blokken accepteres og benyttes til videre implementering.

### 3.4.3 Offsetjustering

#### Teori og design

Det analoge signal fra accelerometeret har et indbygget offset, som gør, at outputtet ved 0g påvirkning er halvdelen af accelerometerets spændingsforsyning. For at kunne forstærke signalet, der både skal indeholde positive og negative værdier, er det nødvendigt at justere offsettet. Dermed kan accelerometeret i steady state ved 0g påvirkning have et outputsignal på 0V. Måden hvorpå dette nye offset indføres er ved anvendelse af et differensforstærker kredsløb, som ses på **figur 3.8**. Dette kredsløb kan tage et inputsignal, kaldet  $V_b$  på figuren, og fratrække et andet inputsignal, kaldet  $V_a$  på figuren, der vil fungere som en referenceværdi.



**Figur 3.8:** På figuren ses et generisk differensforstærker kredsløb illustreret. Operationsforstærkeren vil trække inputtet  $V_b$  fra inputtet  $V_a$  og sende denne spænding ud i  $V_{out}$ . Hvorledes signalet skal forstærkes eller ej afhænger af værdierne for  $R_a$ ,  $R_b$ ,  $R_c$  og  $R_d$ . (Revideret) [59]

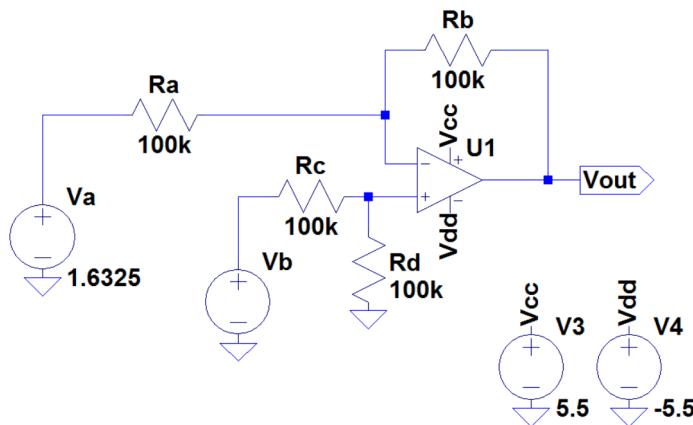
Den ikke-inverterende terminal ( $+V_{in}$ ) indgangsimpedans afhænger af  $R_c$ , derfor indsættes der en buffer mellem outputsignalet fra forrige blok, som er accelerometeret. Inputimpedansen i den inverterende terminal ( $-V_{in}$ ) afhænger af modstanden  $R_a$  på figur 3.8 grundet det ikke-inverterende design, hvorfor der også indsættes en buffer, jævnfør afsnit 3.4.2 på side 37.

I ligning (3.23) ses den simplificerede formel for differensforstærker kredsløbet, hvor  $\frac{R_a}{R_b} = \frac{R_c}{R_d}$ :

$$V_o = \frac{R_b}{R_a} \cdot (v_b - v_a) \quad (3.23)$$

Der kan heraf ses, at forstærkningen på signalet kan bestemmes ved at vælge modstandene  $R_a$  og  $R_b$ , og at det er spændingen  $V_a$ , der trækkes fra spændingen  $V_b$ .

I dette tilfælde kræves der ikke en forstærkning, hvorfor modstandene  $R_a$  og  $R_b$  skal være det samme. Da signalet ikke skal inverteres, sendes accelerometerets output ind i den ikke-inverterende terminal. Offsettet, som i dette tilfælde er en referenceværdi på 1.6325V jævnført D.5 på side 114, sendes ind i den inverterende terminal. Dette illustreres på 3.9:



**Figur 3.9:** På figuren ses offsetjusteringens opbygning.  $V_a$  er referenceværdien, som sættes til  $1.6325\text{V}$ , og  $V_b$  er outputtet fra accelerometeret, som vil skabe inputtet til operationsforstærkerens ikke-inverterende terminal. Modstandene i kredsløbet er ens, hvilket medfører at signalet ikke forstærkes, og spændingsforsyningen til operationsforstærkeren er  $\pm 5.5\text{V}$ .

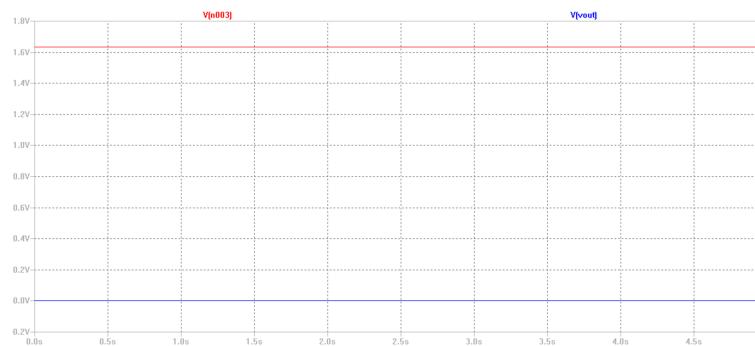
### Simulering

Der foretages tre simuleringer i LTspice - en for hhv. det højeste- og laveste output, fra accelerometeret. Dette vil svare til  $1\text{g}$  påvirkning af accelerometerets x -akse, hvilket svare til  $90^\circ$  rotation. Derudover foretages der en simulering for  $0\text{g}$  påvirkning, hvilket svarer til  $0^\circ$  rotation. Resultaterne ses i **tabel 3.6**.

Inputsignal	Offset	Forventet outputsignal	Simuleret outputsignal	Afgivelse
1.9638V	1.6325V	0.3313VV	0.3313V	0%
1.6325V	1.6325V	0V	-22.949 $\mu\text{V}$	$\approx 0\%$
1.3092V	1.6325V	-0.3233VV	-0.3233V	0%

**Tabel 3.6:** I tabellen ses resultaterne fra simuleringerne af offsettet med henholdsvis det højeste, middel og laveste input, som blokken kan modtage fra accelerometeret.

I tabellen fremgår det, at der er en lav afvigelse imellem de forventede- og simulerede outputsignal. Dette betyder, at kredsløbet fungerer rent teoretisk med ideelle komponenter, som bliver anvendt i LTspice. På **figur 3.10** ses simuleringen af  $1.6325\text{V}$  input fra accelerometeret.



**Figur 3.10:** På figuren ses en simulering af  $1.6325\text{V}$  input, hvilket giver et output på  $\approx 0\text{V}$ .

## Implementering og test

I implementeringen bruges reelle komponenter. Derfor antages der, at der kan være afvigelser fra resultaterne imellem simuleringen med ideelle komponenter og testen med reelle komponenter i implementeringen.

Der ses på **figur 3.9**, at der skal benyttes fire modstande på  $100\text{K}\Omega$  til opbygningen af offsettet. Disse blev målt inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.7**.

Teoretisk	Ved måling	% afvigelse
$100\text{K}\Omega$	$99.8\text{K}\Omega$	0.2%
$100\text{K}\Omega$	$99.7\text{K}\Omega$	0.3%
$100\text{K}\Omega$	$99.7\text{K}\Omega$	0.3%
$100\text{K}\Omega$	$99.7\text{K}\Omega$	0.3%

**Tabel 3.7:** I tabellen ses, at alle fire modstande afviger lidt fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Kravet til disse fire modstande var, at de skulle være ens således at der ikke sker en forstærkning. Disse modstande accepteres derfor.

Herefter implementeres kredsløbet. Til afbildung af signalet for de tre spændingsniveauer benyttes et oscilloskop. De aflæste resultater står under "Output" i **tabel 3.8**.

Ønskede input	Input	Forventet output	Output	% afvigelse
$V1_{ref}$	1.6325V	1.6307V	×	0.11%
$V2_{signal}$	1.9638V	1.9632V	0.3325V	0.27%
	1.6346V	1.6307V	0V	$\approx 0\%$
	1.3092V	1.3093XV	-0.3214V	0.31%

**Tabel 3.8:** I tabellen ses en oversigt over de målte resultater for de tre spændingsniveauer.

I **tabel 3.8** betegner " $V1 / ref.$ " referencespændingen, som sendes ind i den inverterende terminal. " $V2 / signal.$ " betegner det mindste og største output, som accelerometret kan give ved  $\pm 90^\circ$ . Derudover indsendes en spænding, som svarer til reference spændingen. Disse tre spændinger bliver sendt ind i den ikke-inverterende terminal. Det "Ønskede input" er beregnet i afsnit D.5 på side 114 og burde være det, som sendes ind i  $V2$ . "Input" er den spænding, som sendes ind fra en spændingsforsyningen og er målt med et multimeter. "Forventet output" udregnes ved at trække inputtet fra reference spændingen fra inputtet fra det indsendte signal. "Output" er den afmålte værdi fra multimetret og "% afvigelsen" kan derved beregnes.

Der ses i **tabel 3.8**, at afvigelserne ligger inde for tolerancen for offsettet beskrevet i afsnit 3.3.1 på side 26. Derfor anses disse afvigelser som acceptable.

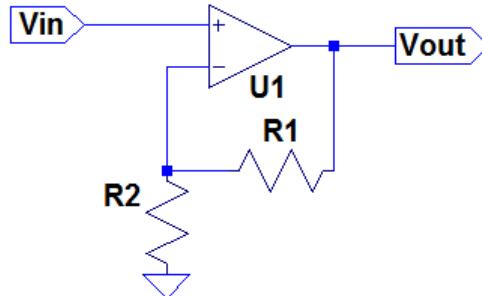
### 3.4.4 Forstærker i opsamlingsblok

#### Teori og design

Til forstærkningen i opsamlingsblokken på **figur 3.2** skal der benyttes en ikke-inverterende forstærker, da der ønskes, at inputtet og outputtet har samme polaritet. Ved en ikke-inverterende forstærker bliver inputtet tilkoblet direkte til den ikke-inverterende

inputterminal, som har en impedans på  $10^{12}\Omega$  indbygget i operationsforstærkeren[67]. Hvis der var en lav indgangsimpedans, hvilket der kan være i den inverterende terminal grundet designet, ville denne blok trække strøm fra inputsignalet, hvilket kan give afvigelser i de efterfølgende blokke.

Kredsløbet består af en operationsforstærker kaldet TL081, som sidder i et closed-loop med modstandene R1 og R2, der udgør en spændingsdeler. Dette ses på **figur 3.11**.



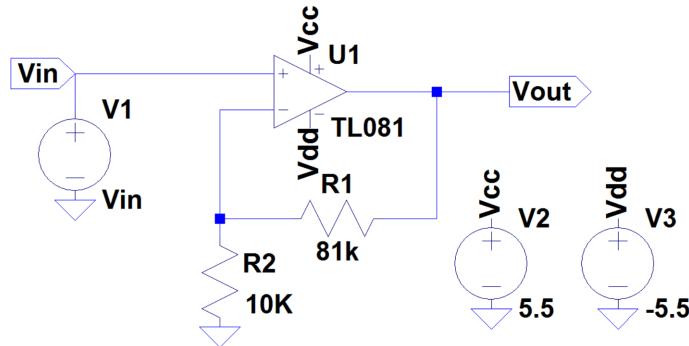
**Figur 3.11:** På figuren ses designet for en ikke-inverterende forstærker i en closed-loop konfiguration.

Der er jævnfør afsnit 3.3.1 på side 26 bestemt, at forstærkningen skal være en faktor 9.1, hvilket svarer til 19.1808dB. For at udregne R1 er R2 modstanden blevet valgt til  $10K\Omega$ . [59] Ud fra dette er R1 blevet bestemt ved følgende udregning:

$$9 = 1 + \left( \frac{R1}{10K\Omega} \right) \quad (3.24)$$

$$R1 = 81K\Omega \quad (3.25)$$

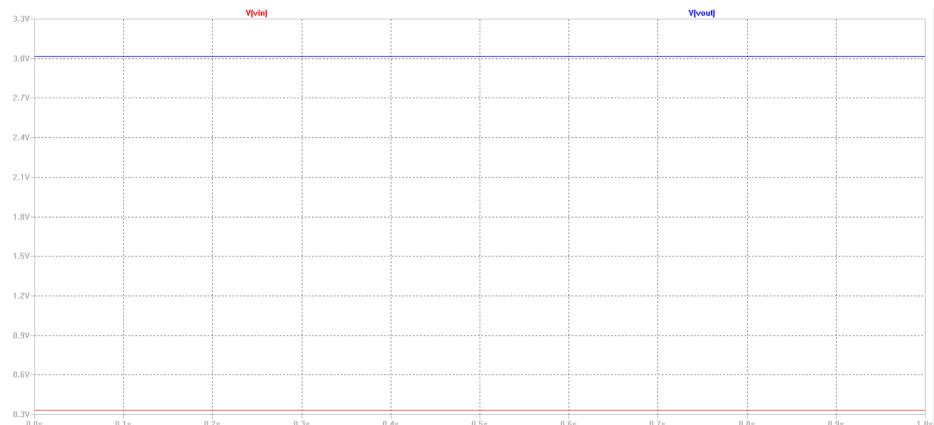
R1 og R2 bliver brugt til at designe kredsløbet for en ikke-inverterende operationsforstærker. Dette kredsløb designes i LT-spice, som ses på **figur 3.12**.



**Figur 3.12:** På figuren ses designet at kredsløbet for en ikke-inverterende forstærker med to modstande. R1 og R2 har værdierne  $81K\Omega$  og  $10K\Omega$ , hvilket giver en forstærkning med en faktor 9.1.

## Simulering

Der undersøges i to simuleringer, om forstærkeren virker ved det laveste input på 0.3233V og højeste input på 0.3313V, som er blevet udregnet igennem pilotforsøget. På **figur 3.13** ses en simulering af dette.



**Figur 3.13:** På figuren ses en simulering af en ikke-inverterende forstærker, hvor der sker en forstærkning med en faktor 9.1. Inputtet,  $V_{in}$ , er  $0.3313\text{V}$ , som bliver forstørket 9.1 gange og derved giver ca.  $3\text{V}$  i outputtet,  $V_{out}$ .

Der kan ses på **figur 3.13**, at det forstærkede signal, kaldet  $V_{out}$ , er ca. 3V, hvilket er ca. 9.1 gange større end  $V_{in}$ , som i simuleringen er sat til 0.3313V. Derved er der sket den ønskede forstærkning som forventet, da simuleringen er med ideelle komponenter. Derfor har de enkelte komponenter i denne simulering en lav tolerance, sammenlignet med komponenterne i et reelt kredsløb.

Resultaterne af de to simuleringer ses i **tabel 3.9**.

<i>Inputsignalet</i>	<i>Forstærkning</i>	<i>Outputsignalet</i>	<i>Målte forstærkning</i>	<i>% afvigelse i forstærkning</i>
0.3313V	9.1	3.0147V	9.10	0%
-0.3233V	9.1	-2.9417V	9.10	0%

**Tabel 3.9:** I tabellen ses resultaterne for simuleringerne med det laveste- og højeste input.

Der ses på afvigelserne, at der arbejdes med ideelle komponenter, da der er en lav afvigelse i outputtet ift. det forventede output. Derved fungerer kredsløbet teoretisk og kan implementeres.

## Implementering og test

Ifølge det valgte design skal der benyttes to modstande på  $10\text{K}\Omega$  og  $81\text{K}\Omega$  til opbygningen af forstærkeren. Reelt findes der ikke en modstand på  $81\text{K}\Omega$ , hvorfor der istedet benyttes  $82\text{K}\Omega$ . Dette giver teoretisk en forskel på 1.235% i modstanden. Dette er det tætteste man kan komme på  $81\text{K}\Omega$ . Der kunne også benyttes en  $150\text{K}\Omega$ - og  $180\text{K}\Omega$  modstand i parallel forbindelse, hvilket vil give 1.01% afvigelse. Disse komponenter vil også have afvigelser, hvorved den samlede procentvise afvigelse vil forøges. De to modstande blev målt inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.16**.

Teoretisk	Ved måling	% afvigelse
10KΩ	10.0236KΩ	0.24%
82KΩ	81.724KΩ	0.89%

**Tabel 3.10:** I tabellen ses det, at de to modstande afviger lidt fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Det er en acceptabel afvigelse ifølge tolerancerne i afsnit 3.3.1, side 26. Modstandene kan derfor anvendes til implementeringen.

Den 82KΩ modstand har en 0.89% afvigelse, men i dette tilfælde betragtes afvigelsen som positiv, da der ønskes en 81KΩ modstand. Herefter blev kredsløbet implementeret. Til afbildung af signalet blev der benyttet et multimeter, som viste det forstærkede signal for de to spændingsniveauer. De aflæste resultater er angivet under "Output" i **tabel 3.11**.

Teoretisk input	Målte input	Output	% Faktiske forstærkning	% afvigelse i forstærkning
0.3313V	0.3310V	3.0258V	9.14	0.44%
-0.3233V	-0.3231V	-2.9612V	9.16	0.66%

**Tabel 3.11:** I tabellen ses resultaterne fra testen med forstærkeren, der har en faktor 9.1. Det maksimale og minimale input fra offsetjusteringen er blevet testet med.

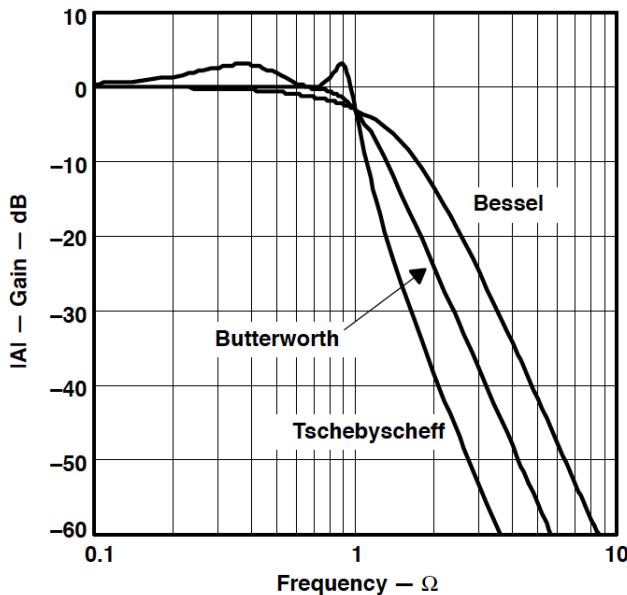
Der ses ud fra testen, at forstærkeren overholder kravene fra afsnit 3.3.1, side 26. Derudover ligger afvigelserne indenfor tolerancerne for forstærkningen, som er  $\pm 2\%$ . Derfor anses disse afvigelser som acceptable.

### 3.4.5 Filter

#### Teori og design

Filtre kan udarbejdes både i en aktiv og passiv form. Hvis signalet ligger i frekvensområdet under 1MHz, anbefales det at benytte aktive filtre. Aktive filtre benytter operationforstærkerer, kondensatorer og modstande, hvor passive filtre benytter kondensatorer, modstande og spoler. [71] Der findes flere forskellige typer filtre, heriblandt Butterworth-, Tschebyschev- og Besselfilter. Butterworthfilteret giver maksimal fladhed i pasbåndet og stopbåndet. Tschebyschevfilteret giver den hurtigste overgang fra pasbåndet til stopbåndet. Besselfilteret giver en lineær faserespons, hvilket vil sige, at fasen er lineær med frekvensen.<sup>5</sup> [71] I dette projekt anvendes et Butterworthfilter, da der ønskes maksimal fladhed i pasbåndet og stopbåndet. De forskellige typer filtre fremgår på **figur 3.14**.

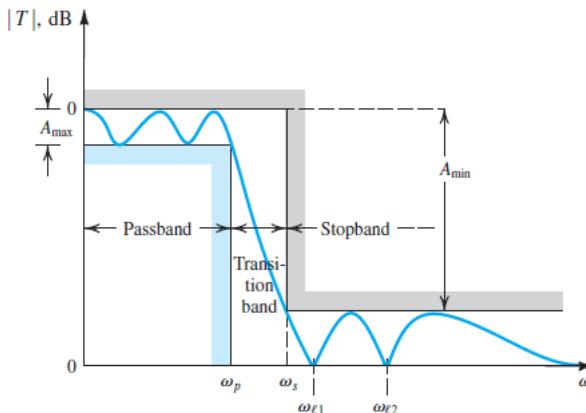
<sup>5</sup>FiXme Note: NTK: Fasen angiver, hvor godt et signals frekvensspektrum bliver gengivet



**Figur 3.14:** På figuren ses egenskaberne for de tre filtertyper: Butterworth-, Tschebyschev- og Besselfilter. [71]

Når designet af filtret er valgt, findes der to forskellige måder, hvorpå et filter kan implementeres: Sallen-Key topologien (SKT) og Multiple Feedback toppologien (MFT). SKT-metoden er den mest anvendte og tillader separate gain indstillinger samt inverterende og ikke-inverterende konfigurationer, hvorimod MFT-metoden benyttes i filterdesign med høj gain-nøjagtighed (Q-værdi). I dette projekt benyttes en ikke-inverterende konfiguration grundet den høje indgangsimpedans i den ikke-inverterende terminal, hvorfor SKT-metoden er valgt. Herved forhindres det, at filtret loader fra de forrige blokke. Loading defineres som effekten af, at en komponent trækker strømmen i et kredsløb f.eks. et måleapparat. Loading kan være både ønsket, hvis f.eks. brugen af strøm til aktivering af en LED loader, og uønsket, hvis f.eks. et måleapparat trækker strøm ved afmåling af et signal. Loading vil trække i den samlede strøm fra kredsløbet, og trækker derfor meget strøm fra batterierne. Hvis der vælges et inverterende design for operationsforstærkeren i filterkonfiguration, vil blokken have en lav indgangsimpedans, hvorfor denne blok vil begynde at loade. Der kræves derfor mere strøm for at opretholde outputspændingsniveauet. [53, 71, 72]

Jævnfør kravspecifikationer af lavpasfilteret i afsnit 3.3.3 på side 27 kræves det, at filteret har en minimumsdæmpning af stopbåndet på ( $mina_A$ ) på 14dB og der accepteres en maksimal dæmpning af pasbåndet ( $max_A$ ) på 3dB. Derudover skal lavpasfilteret have en pasbåndfrekvens ( $\omega_p$ ) på 25Hz, samt en stopbåndfrekvens ( $\omega_s$ ) på 45Hz. På **figur 3.15** fremgår en illustration af, hvad de forskellige parametre beskriver. Ydermere skal filteret kunne modtage et signal i området mellem  $\pm 3V$ . Dette afhænger af valget af operations forstærker samt spændingsforsyning til denne. Til filteret vil der blive brugt en TL081 operations forstærker, som ifølge databladet vil give et arbejdesområde på  $\pm 13.5V$  med en spændingsforsyning på  $\pm 15V$  [67]. I designet af filteret bliver der brugt en spændingsforsyning på  $\pm 5.5V$  jævnført 3.4.9 på side 67. Derfor må det forventes at TL081 vil kunne give et arbejdesområde på minimum  $\pm 3V$  uden signalet vil blive klippet.



**Figur 3.15:** På figuren ses et bodeplot filter, hvor de fire karakteristika ( $\min_A$ ), ( $\max_A$ ), ( $\omega_p$ ) og ( $\omega_s$ ) af et lavpasfilter er angivet. [71]

Med udgangspunkt i de enkelte parametre af lavpasfilteret kan den pågældende orden af filteret bestemmes vha. **ligning (3.26)** for overføringsfunktionen:

$$A(\omega_s) = 10\log \cdot \left[ 1 + \epsilon^2 \cdot \left( \frac{\omega_s}{\omega_p} \right)^{2N} \right] \quad (3.26)$$

I **ligning (3.26)** betegner  $A(\omega_s)$  den minimale dæmpning, der kræves af stopbåndet. ( $\omega_p$ ) og ( $\omega_s$ ) er pasbåndsfrekvensen og stopbåndsfrekvensen, som begge er angivet i Hz. N angiver filtrets orden, og  $\epsilon$  er udtrykt ved **ligning (3.27)**:

$$\epsilon = \sqrt{10^{A_{max}/10} - 1} \quad (3.27)$$

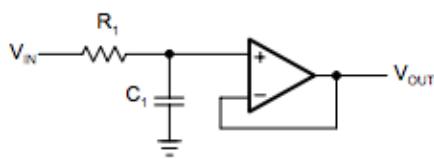
Lavpasfilterets orden kan herefter bestemmes, jævnfør værdierne fra kravspecifikationerne fra afsnit 3.3.3, side 27 ved at indsætte disse værdier i **ligning (3.26)**. Udregningerne vil se ud som følgende:

$$\epsilon = \sqrt{10^{3dB/10} - 1} = 0.998 \quad (3.28)$$

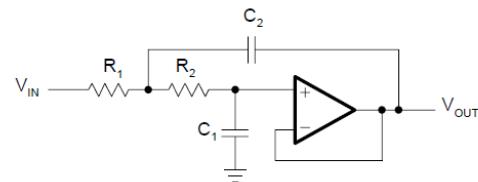
$$14dB = 10 \cdot \log \left[ 1 + \epsilon^2 \cdot \left( \frac{45Hz}{25Hz} \right)^{2N} \right] \quad (3.29)$$

$$N = 2.711 \approx 3 \quad (3.30)$$

Det fremgår af **ligning (3.28)-ligning (3.30)**, at lavpasfilterets orden bliver 3. Filterets orden angives i hele tal og derfor afrundes resultatet. Hvis kravene til filteret skal overholdes, skal der altid rundes opad ved udregning af orden. Der anvendes et filter af typen SKT. Et 3. ordens lavpasfilter konstrueres ved at sammensætte et 1. ordens filter med et 2. ordens filter. Af figur **figur 3.16** og **figur 3.17** fremgår hhv. et 1. og 2. ordens lavpasfilter designet efter SKT. [71]

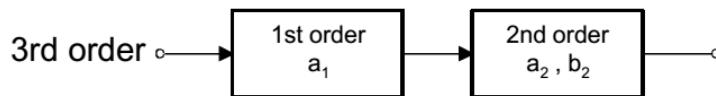


**Figur 3.16:** På figuren ses en illustration af et 1. ordens unity-gain Sallen-Key lavpasfilter, hvor værdien  $C$  er kondensatoren,  $R$  er modstanden. Filterkonfigurationen har en indgangsspænding,  $V_{in}$ , og udgangsspænding,  $V_{out}$ . [71]



**Figur 3.17:** På figuren ses en illustration af et 2. ordens unity-gain Sallen-Key lavpasfilter, hvor værdien  $C$  er kondensatoren,  $R$  er modstandene. Filterkonfigurationen har en indgangsspænding,  $V_{in}$ , og en udgangsspænding,  $V_{out}$ . [71]

I designet af et 3. ordens filter designes både et 1. og et 2. ordens filter i forlængelse af hinanden, som ses på **figur 3.18**.



**Figur 3.18:** På figuren ses, hvordan et 3. ordens filter designes ved et 1.- og 2. ordens filter i forlængelse af hinanden. Værdierne  $a_1$ ,  $a_2$  og  $b_2$  er fastsatte værdier, som kan aflæses i en tabel for Butterworth koefficienterne. [71]

3. ordens filtret designes efter SKT-metoden bestående af tre modstande, tre kondensatorer og to operationsforstærkere. Et 1. ordens lavpasfilter skal benytte en modstand, kondensator og operationsforstærker, hvorfaf værdien for modstanden kan udregnes ved **ligning (3.31)**. I **ligning (3.32)** udregnes modstandene for et 2. ordens lavpasfilter, som skal benytte to modstande, to kondensatorer og en operationsforstærker. [71]

$$R_1 = \frac{a_1}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot C_1} \quad (3.31)$$

$$R_{2,3} = \frac{a_2 \cdot C_3 \pm \sqrt{a_2^2 \cdot C_3^2 - 4 \cdot b_2 \cdot C_2 \cdot C_3}}{4\pi \cdot f_c \cdot C_2 \cdot C_3} \quad (3.32)$$

Værdien for  $C_1$  i **ligning (3.31)** og **ligning (3.32)** er nødvendigvis ikke det samme, da disse to ligninger er uafhængige af hinanden. Der aflæses i en tabel for Butterworth koefficienterne, at  $a_1$ ,  $a_2$  og  $b_2$  skal være 1.0000. For at finde reelle værdier under kvadratroden i **ligning (3.32)** skal følgende være opfyldt:

$$C_3 \geq C_2 \frac{4 \cdot b_2}{a_2^2} \quad (3.33)$$

I **ligning (3.32)** står  $C$  for kondensatorer,  $R$  står for modstande og  $a_1$  og  $b_1$  er konstanter, mens  $f_c$  er den valgte pasbåndsfrekvens i Hz, jævnfør kravspecifikationerne afsnit 3.3.3 på side 27.

For at udregne modstandene fastsættes  $C_1$  til 100nF for hhv. både 1. og 2. ordens lavpasfiltrene. Når  $C_1$  er bestemt, kan  $C_2$  for 2. ordens lavpasfilteret beregnes ved at benytte følgende **ligning (3.33)**. Som grundregel skal  $C_3$  være over dobbelt så stor som  $C_2$ :

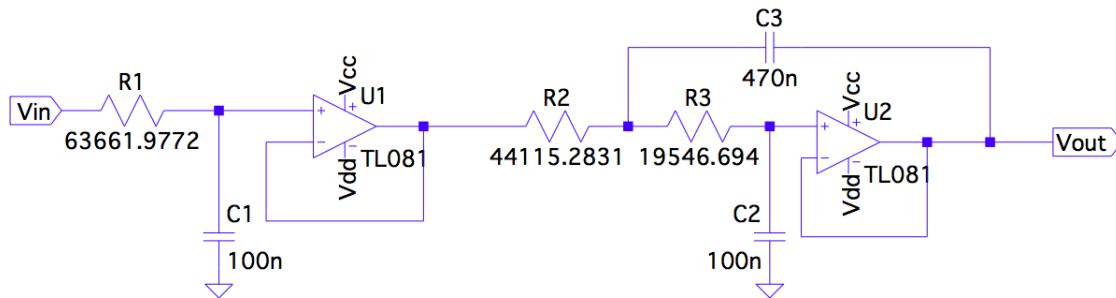
$$C_3 \geq 100\text{nF} \frac{4 \cdot 1}{1.000^2} = C_3 \geq 400\text{nF} \quad (3.34)$$

Ud fra ovenstående ligning vælges  $C_3$  til at være  $470\text{nF}$  for at opfylde **ligning (3.33)**. Når værdierne for C er bestemt kan modstandene for filteret bestemmes. For et 1. ordens lavpasfilter benyttes **ligning (3.31)** til at beregne  $R_1$  og for et 2. ordens lavpasfilter anvendes **ligning (3.36)** for at beregne  $R_1$  og  $R_2$ .

$$R_1 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 25 \cdot 100\text{nF}} R_1 = 63661.9772\Omega \quad (3.35)$$

$$R_{2,3} = \frac{1.0000 \cdot 470\text{nF} \pm \sqrt{1.0000^2 \cdot 470\text{nF}^2 - 4 \cdot 1.0000 \cdot 100\text{nF} \cdot 470\text{nF}}}{4\pi \cdot 25\text{Hz} \cdot 100\text{nF} \cdot 470\text{nF}} = \begin{cases} R_2 = 19546.69414\Omega \\ R_3 = 44115.28306\Omega \end{cases} \quad (3.36)$$

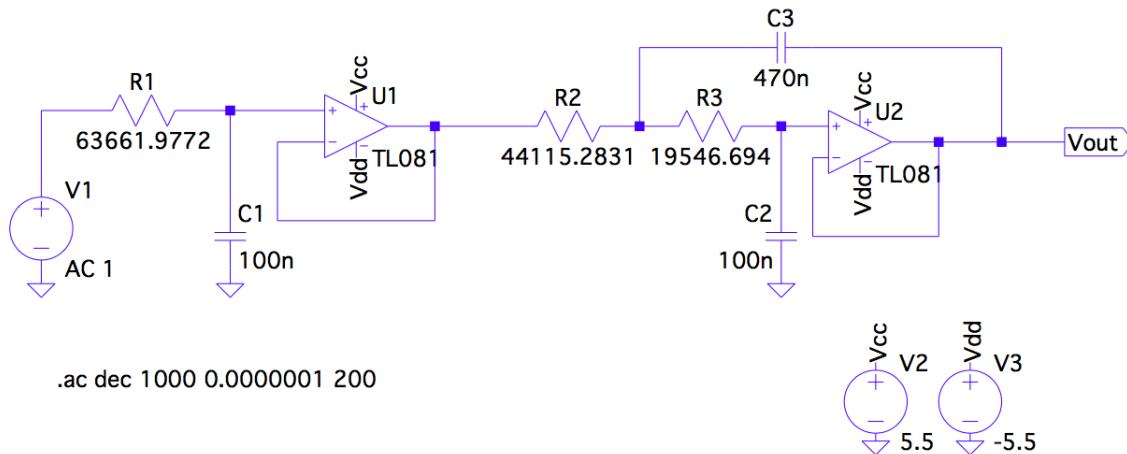
Filterets værdier for kondensatorerne og modstandene er nu udregnet for hhv. 1. og 2. ordens filter. Filterkonfigurationen kan nu simuleres i LTspice for at bestemme kvaliteten af det 3. ordens filter, der er blevet designet.



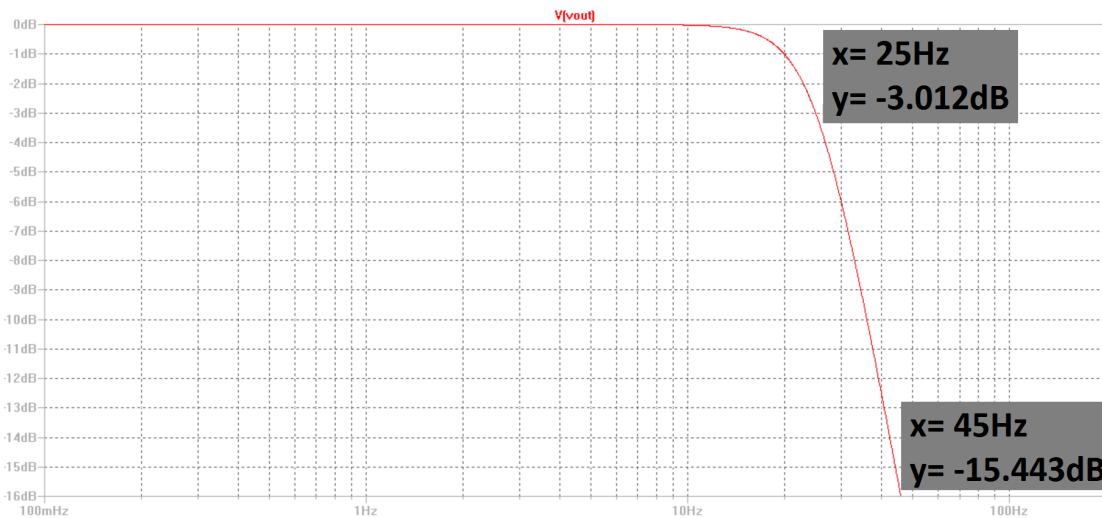
**Figur 3.19:** På figuren ses designet af det teoretiske kredsløb for lavpasfilteret med udregnede værdier for de enkelte modstande og kondensatorer. Filteret er designet i LTspice.

### Simulering

For at udføre en simulering af 3. ordens lavpasfilteret, foretages en AC-analyse, der beskriver forholdet mellem frekvensindholdet og filterets dæmpning. Kredsløbet simuleres med et inputsignal, der har en amplitude på 1V. Der foretages en simulering i LTspice ud fra kravspecifikationerne i afsnit 3.3.3 på side 27. I simuleringen vil der blive undersøgt, hvorledes kravene stemmer overens med kravspecifikationerne, ved at betragte et bodeplot over det simulerede 3. ordens filter.



**Figur 3.20:** På figuren ses designet af 3. ordens lavpasfilteret. Filteret simuleres i LTspice vha. en AC-analyse med et inputsignal, der har en amplitude på 1V.



**Figur 3.21:** På figuren ses en illustration af et bodeplot, der viser 3. ordens filterets frekvensindhold målt i Hz over dæmpningen målt i dB. Lavpasfilteret er simuleret i LTspice.

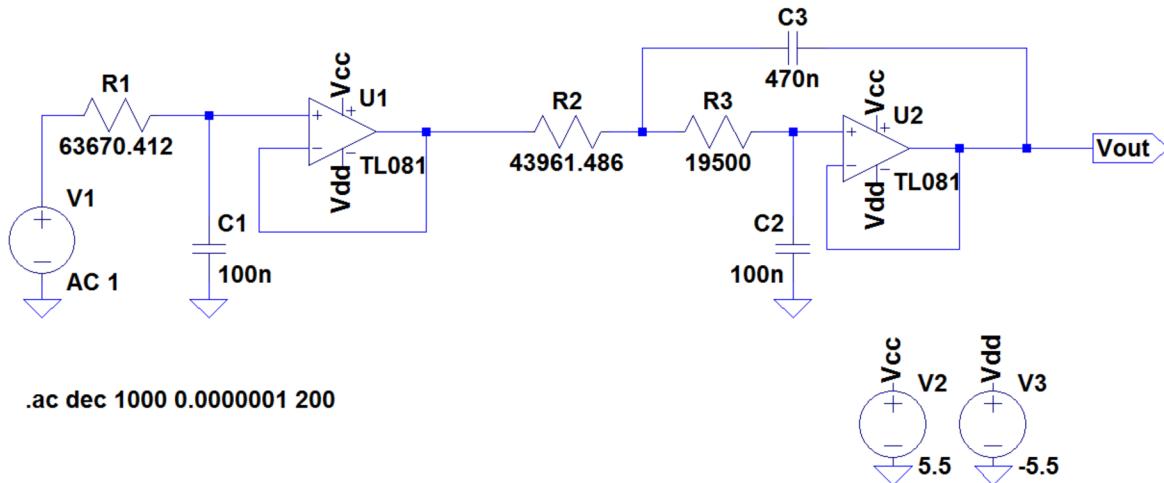
Af bodeplottet fremgår det, at det simulerede filter har en maksimal amplitude i db på  $-3.012$  ved en pasbånsfrekvensfrekvens på  $25\text{Hz}$ , hvilket ikke overholder kravspecifikationerne i afsnit 3.3.3, side 27. Grundet den lave afvigelse accepteres afvigelsen i midlertid og der udføres derfor endnu en simulering af filteret med de reelle modstande, der kan benyttes under implementeringen.

Der ses på figur 3.21, at der skal benyttes tre modstande på hhv.  $63661.9772\Omega$ ,  $44115.2831\Omega$  og  $19546.694\Omega$  til opbygningen af filtret. Ingen af disse modstande findes reelt, hvorfor de nærmeste alternativer er udregnet. For at få  $63661.9772\Omega$  skal en  $1\text{M}\Omega$  sættes parallelt med  $68\text{K}\Omega$ , hvilket teoretisk giver en afvigelse på  $0.013\%$ . For at få  $44115.2831\Omega$  skal  $680\text{K}\Omega$  sættes parallelt med  $47\text{K}\Omega$ , hvilket teoretisk giver en afvigelse på  $0.349\%$ . For at få en  $19546.694\Omega$  sættes  $39\text{K}\Omega$  parallelt med  $39\text{K}\Omega$ , hvilket teoretisk giver en afvigelse på  $0.239\%$ . Disse blev målt, hvilket kan ses i tabel 3.12.

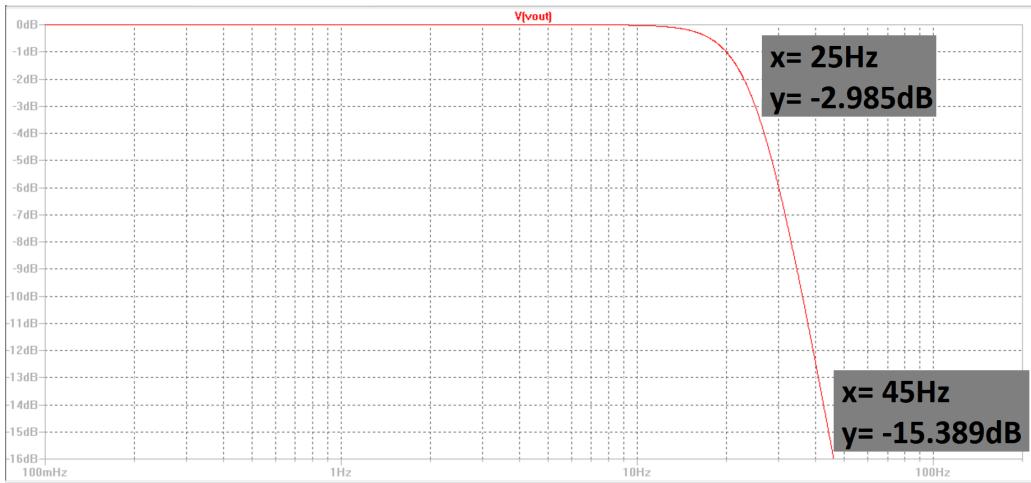
	Teoretisk	Måling	Afvigelse
$R_1(\text{Parallel}) :$	1MΩ	1.000006MΩ	$\approx 0\%$
	68KΩ	68.079KΩ	0.011%
$R_{1eq}:$	63661.9772Ω	63633Ω	0.046%
	680KΩ	682.840KΩ	0.418%
$R_2(\text{Parallel}) :$	47KΩ	47.004KΩ	0.010%
	44115.2831Ω	43976Ω	0.316%
$R_3(\text{Parallel}) :$	39KΩ	38.888KΩ	0.287%
	39KΩ	39.043KΩ	0.108%
$R_{3eq}:$	19546.694Ω	19482Ω	0.3310%

**Tabel 3.12:** I tabellen ses, at de anvendte modstande afviger fra den teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Disse afvigelser kommer derved også til at have en effekt på  $R_{eq}$ . Det er de teoretiske værdier, som bliver benyttet i en ny simulering.

Der ses på **figur 3.21**, at der ved en stopbåndsfrekvens på 45Hz er amplituden i db på -15.443. Dette overholder projektets opstillede krav for filterkonfigurationen ved en minimum dæmpning på 14 dB i stopbåndsfrekvensen. Filterkonfigurationen med reelle modstande fremgår af **figur 3.22**.



**Figur 3.22:** På figuren ses et 3. ordens filter med modstande, som har de teoretiske  $3.22_{eq}$  værdier - dvs.  $R_1$  består af en parallelforbindelse mellem  $68K\Omega$  og  $1M\Omega$ ,  $R_2$  består af en parallelforbindelse mellem  $47K\Omega$  og  $680K\Omega$  og  $R_3$  består af en parallelforbindelse mellem to modstande på  $32K\Omega$ .



**Figur 3.23:** På figuren ses en illustration af et bodeplot, der viser 3. ordens filterets frekvensindhold målt i Hz over dæmpningen målt i dB med den teoretiske værdi for de reelle modstande. Lavpasfilteret er simuleret i LTspice.

Ud fra bodeplottet ses det, at det simulerede filter med reelle værdier har en maksimal amplitud på  $-2.985\text{dB}$  ved en pasbandsfrekvens på  $25\text{Hz}$ , hvilket overholder kravspecifikationerne i afsnit 3.3.3, side 27. Der aflæses, at ved stopbandsfrekvensen på  $45\text{Hz}$  er amplituden  $-15.389\text{dB}$ , hvilket fortsat er acceptabelt ift. kravspecifikationerne for filterkonfigurationen.

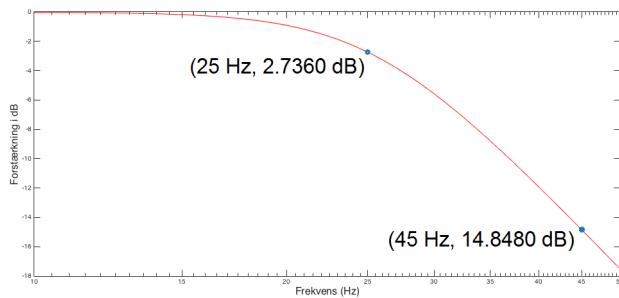
### Implementering og test

Der ses på **figur 3.20** at der benyttes 3 kondensatorer til at designe kredsløbet. I **tabel 3.12** ses målingerne af de benyttede modstande. I **tabel 3.13** ses de reelle værdier for de benyttede kondensatorer.

$C_1 :$	100n	98n	2.00%
$C_2 :$	470n	464n	1.29%
$C_3 :$	100n	98n	2.00%

**Tabel 3.13:** I tabellen ses, at de anvendte kondensatorer afviger fra den teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Det er en acceptabel afvigelse, hvorfor disse kan anvendes til implementering

Herefter implementeres kredsløbet. I testen anvendes spændingsforsyningen, der leverer  $5.5530\text{V}$  og dermed har en afvigelse på  $0.96\%$ , og en funktionsgenerator som inputsignal, samt et multimeter til aflæsning af dæmpningen. Funktionsgeneratoren sættes til de ønskede frekvenser i intervaller af  $1\text{Hz}$  fra  $10\text{Hz}$  til  $50\text{Hz}$ . Multimeteret måler dæmpningen af signalet ved at indstille et referencepunkt ved inputspændingen. Referencepunktet sættes hvor spændingen ændre sig mindst, dette sker ved  $10\text{Hz}$ . Referencen opfattes som signalets input. Herefter beregner multimeteret forskellen mellem input- og outputspændingen ved ligning 3.5 og beregner dæmpningen i dB ved ligning 3.7. Outputtet fra multimeteret måles for hvert frekvens og noteres. Ud fra disse målinger plottes en graf af dæmpningen i MatLab, hvilket er illustreret på **figur 3.24**.



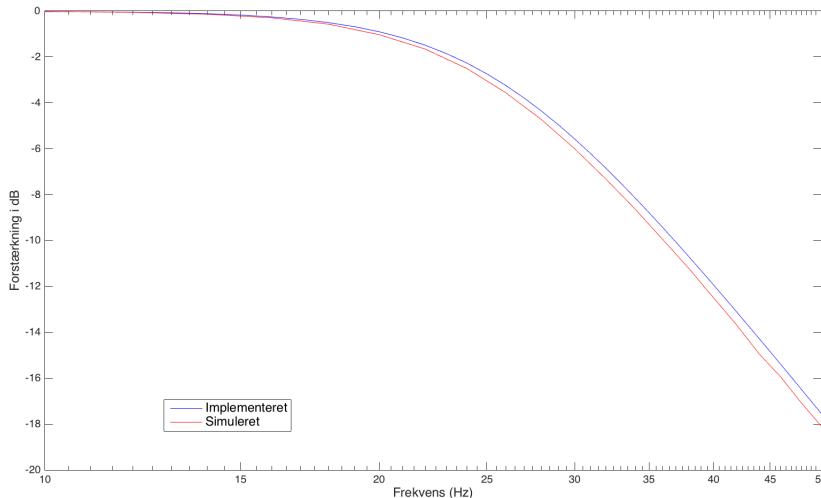
**Figur 3.24:** På figuren ses dæmpningen som en graf over de målte frekvenser i Hz som funktion af outputtet i dB. På grafen er der angivet knækfrekvens og stopbåndsfrekvens.

	Krav for dæmpning i dB	Test af dæmpning i dB	Afvigelse
Pasbåndsfrekvens	3	2.7360	8.8%
Stopbåndsfrekvens	14	14.8480	6.1%

**Tabel 3.14:** I tabellen ses afvigelserne for dæmpningen i pasbånds- og stopbåndsfrekvensen ift. kravspecifikationerne og den foretaget test.

Ud fra de testede værdier i **tabel 3.14** og kravspecifikationer i afsnit 3.3.3 på side 27 ses ingen afvigelse på pasbånds- og stopbåndsfrekvensen, men en variation i dæmpningen for både pasbånds- og stopbåndsfrekvensen på hhv. 8.8% og 6.1% ift. kravspecifikationerne. Dæmpningen i pasbåndsfrekvensen skal maksimal være 3dB med en acceptabel afvigelse på -15%, dvs. i intervallet 2.55-3dB. Dette betyder, at testen ligger indenfor tolerancekravet med en dæmpning i pasbåndet på 2.7dB. Derudover skal lavpasfilteret dæmpe med minimum 14dB i stopbåndsfrekvensen med en acceptabel afvigelse på +15%. Denne tolerance overholdes i testen med en dæmpning på 14.8480dB, da de acceptable dæmpningsværdier ligger i intervallet 14-16.10dB.

**Sammenligning af det simulerede og implementerede lavpasfilter**  
På **figur 3.25** er afvigelsen for det simulerede lavpasfilter ift. det implementerede lavpasfilter visualiseret vha. et bodeplot.



**Figur 3.25:** På figuren ses to bodeplots for det simulerede lavpasfilter, markeret med rød, og det implementerede lavpasfilter, markeret med blå. Filternes fase fremgår ikke i bodeplottet men kan ses på de to tidligere figurer. Bodeplottet er udarbejdet i Matlab.

Bodeplottet for det simulerede lavpasfilter er udarbejdet ud fra 20 punkter og det implementerede er udarbejdet ud fra 40 punkter, i intervallet 10 til 50. Det fremgår af grafen, at der er forskel fra at konstruere et teoretisk lavpasfilter ift. at til implementere et. Det er ikke muligt at implementere et lavpasfilter, der er ens med det simulerede, grundet reelle komponenters afvigelse. Det fremgår, at det simulerede lavpasfilter ligger under det implementerede lavpasfilter, hvilket stemmer overens med at dæmpningsværdien er højere i det simulerede ift. det implementerede.

Der ses ud fra testen og sammenligningen, at lavpasfilteret overholder kravspecifikationerne afsnit 3.3.3, side 27. Derudover ligger afvigelserne indenfor tolerancekravene og derfor accepteres lavpasfilteret.

### 3.4.6 Forstærker i tilpasningsblok

#### Teori og design

I afsnit 3.4.4, side 41 er teorien samt designet af en forstærker forklaret. Da blokken tilpasning skal tilpasse det filtrerede signal til komparatoren, afgrænses måleintervallet<sup>6</sup> til  $\pm 25^\circ$ . Et range på  $\pm 90^\circ$  er unødvendigt ift. at vurdere hvorvidt patienten er faldet. Derfor ønskes det, at  $V_{out}$  fra denne blok er  $\pm 3V$ , når accelerometret mäter  $\pm 25^\circ$ . Der skal dermed ske en forstærkning med en faktor 3.6, hvilket svarer til 11.1261dB, som beskrevet i afsnit 3.3.4 på side 28.

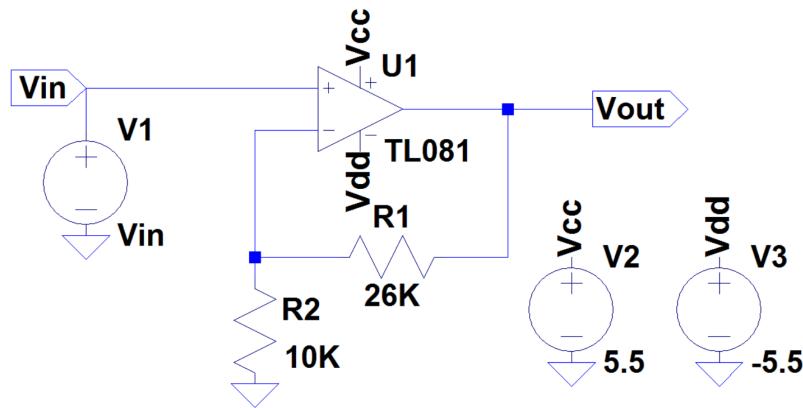
For at udregne modstandene er  $R_2$  blevet valgt til  $10K\Omega$ . Ud fra dette er  $R_1$  blevet bestemt ved følgende udregning:

$$3.6 = 1 + \left( \frac{R_1}{10K\Omega} \right) \quad (3.37)$$

$$R_1 = 26K\Omega \quad (3.38)$$

Forstærkerens opbygning kan ses på **figur 3.26**.

<sup>6</sup>FjXme Note: Er det rigtigt at bruge måleintervallet her?



**Figur 3.26:** På figuren ses designet af den ikke-inverterende forstærker, der forstærker med en faktor 3.6.

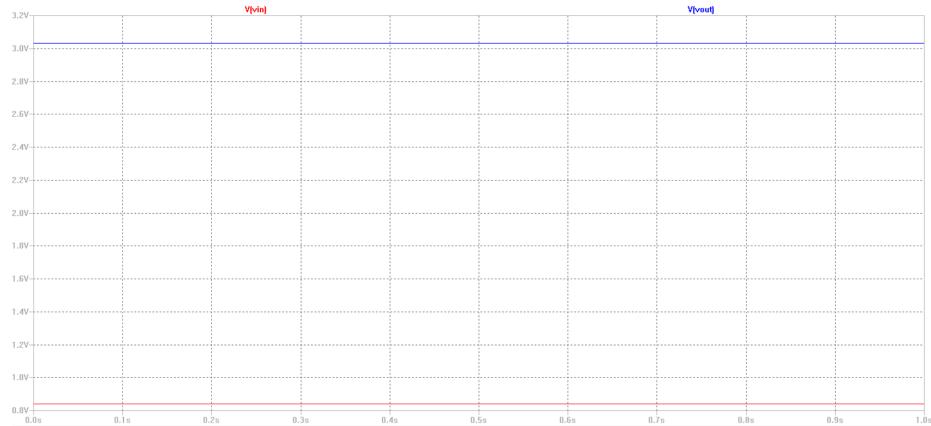
### Simulering

Forstærkeren testes i fire simuleringer for at undersøge, om den opfylder de opstillede krav. Det forstærkede signal( $V_{out}$ ), skal være 3.6 gange større end blokkens inputsignal( $V_{in}$ ). Resultaterne af fire simuleringer ses i **tabel 3.15**. Der er benyttet de teoretiske værdier, som er udregnet fra start.

Inputsignalet	Forstærkning	Forventet outputsignal	Outputsignalet	Forstærkning	Afvigelse
3.0148V	3.6	Forventer mætning (10.8533V)	3.9765V	×	×
0.8418V	3.6	3.0305V	3.0304V	3.6	0%
-0.8190V	3.6	-2.9484V	-2.9482V	3.6	0%
-2.9420V	3.6	Forventer mætning (-10.5912V)	-3.97703V	×	×

**Tabel 3.15:** I tabellen ses resultaterne af de fire simuleringer.

Der ses i **tabel 3.15**, at der er en lav afvigelse er i forstærkningen, men dette lægger inde for referencerne. Kredsløbet fungerer rent teoretisk med ideelle komponenter, som bliver brugt i LTspice. På **figur 3.27** ses simuleringen af et inputsignal på 0.8325V, som ideelt vil komme fra filtreringsblokken, hvis accelerometret hælder i  $25^\circ$ .



**Figur 3.27:** På figuren ses simuleringen for et inputsignal på 0.8418 V, som giver 3.0304 V i output. Der er således sket en forstærkning med en faktor 3.6.

Der ses at afvigelserne i forstærkningen ligger indenfor de specificerede krav fra afsnit 3.3.1 på side 26. Det er herved bevist, at kredsløbet fungerer teoretisk og kan derfor implementeres. LTspice arbejdes der med ideelle komponenter, derfor kan det forventes at afvigelserne bliver større ved en reel implementering.

### Implementering og test

På **figur 3.26** kan der ses, at der skal benyttes to modstande på  $10\text{K}\Omega$  og  $26\text{K}\Omega$  til opbygningen af forstærkeren. Reelt findes der dog ikke en  $26\text{K}\Omega$ , hvorfor der istedet benyttes  $27\text{K}\Omega$ - og  $680\text{K}\Omega$  modstande i parallel forbindelse, hvilket teoretisk vil give en 0.12% afvigelse fra en ideel  $26\text{K}\Omega$  modstander. De tre modstande blev målt inden implementering, hvilket fremgår i **tabel 3.16**.

Teoretisk	Ved måling	% afvigelse
$10\text{K}\Omega$	$9.98\text{K}\Omega$	0.20%
$26\text{K}\Omega$	$25.964\text{K}\Omega$	0.14%
$680\text{K}\Omega$	$684.53\text{K}\Omega$	0.67%
$R_{eq} = 26\text{K}\Omega \parallel 680\text{K}\Omega = 27\text{K}\Omega$	$26.99\text{K}\Omega$	0.40%

**Tabel 3.16:** I tabellen ses det, at de modstandene har en lille afvigelse fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Dette har derved også en effekt på afvigelsen for  $R_{eq}$ . Det er en acceptabel afvigelse, og modstandene kan derfor anvendes i implementeringen.

Herefter implementeres kredsløbet. Til afbildning af signalet blev benyttet et multimeter. De aflæste resultater for spændingen efter forstærkningen er angivet under "Output" i **tabel 3.17**.

Ønsket input	Input	Forventet output	Output	Forstærkning	% afvigelse
3.0148V	3.0146V	mætning 10.8526V	4.8403V	×	×
0.8418V	0.8417V	3.0301V	3.0286V	3.6	0%
-0.8190V	-0.8192V	-2.9491V	-2.9584V	3.61	0.28%
-2.9420V	-2.9439V	mætning -10.5980V	-4.1651V	×	×

Tabel 3.17: I tabellen ses resultaterne fra testen med forstærkeren med en faktor 3.6.

Det ses i tabel 3.17, at forstærkeren overholder kravene fra afsnit 3.3.1 på side 26 samt ligger inde for tolerancerne. Derfor anses disse afvigelser som acceptable og hermed accepteres forstærkeren.

### 3.4.7 Referencespænding til Komparator

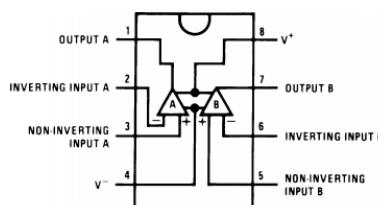
#### Teori og design

Der skal til feedbackkonfigurationen forsynes med en konstant spænding, da denne skal anvendes som sammenligningsgrundlag ift. inputsignalet. Her anvendes igen en referencespænding, jævnfør afsnit 3.4.2 på side 34. Der anvendes samme referencediode til denne referencespænding, som kan ses på figur 3.5 på side 34.

For at udregne modstanden  $R_1$  for referencespændingen til komparatoren benyttes **ligning (3.17)**. Den ønskede referenceværdi er 2.5V, så der skal i dette tilfælde ikke benyttes en spændingsdeler. I starten af kredsløbet indsættes operationsforstærkeren af typen, TL082 som har to input og output. [73] Derved kan denne fungere som buffer, jævnfør bilag D på side 110, til komparator kredsløbet og en inverterende forstærker.[70] Da spændingen går direkte ind i bufferen, er den maksimale biasstrøm på  $50nA$ . Biasstrømmen for referencedioden er igen sat til  $200\mu A$ . Dermed kan værdierne indsættes i formlen og  $R_1$  kan beregnes:

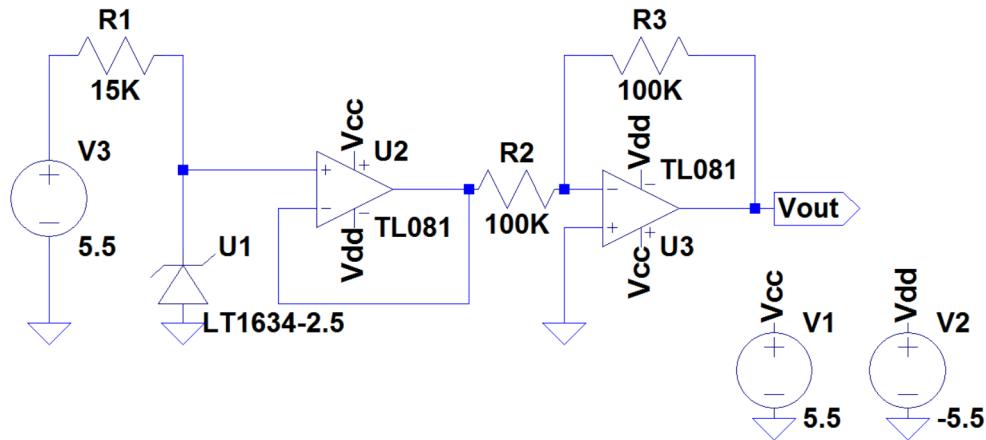
$$R_{komparator} = \frac{5.5V - 2.5V}{50nA + 200\mu A} = 14999.62501\Omega \approx 15K\Omega \quad (3.39)$$

Operationsforstærkeren benyttes, som nævnt, som en buffer og inverterende forstærker, da der både ønskes et positivt og negativt output til tærskelværdierne i feedbackkonfigurationen.



Figur 3.28: På figuren ses pinkonfigurationen af operationsforstærkeren, TL082. Det positive output til feedbackkonfigurationen vil komme fra pin 1 altså output A, og det negative output til komparatorblokken vil komme fra pin 7 altså output B. [73]

Der vides fra teorien, at der skal benyttes to modstande til designet af en inverterende forstærker. Da der ønskes et gain på 1, skal disse to modstande have samme værdi. [59] Designet af referencespændingen med operationsforstærkeren fremgår af figur 3.29.



**Figur 3.29:** På figuren ses designet af referencespændingsblokken, der skal levere en referencespænding til feedbackkonfigurationen. Operationsforstærkeren TL082 fungerer som to TL081'ere, og derfor er simuleringen opbygget således. [73]

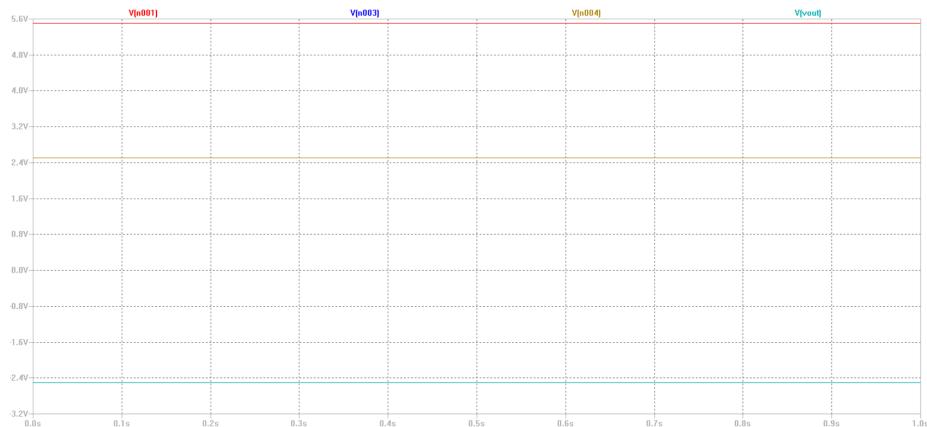
### Simulering

Der foretages en simulering i LTspice, for at undersøge, hvorvidt designet fungerer ideelt og præcisionen af spændingsreferencen. Simuleringens resultatet fremgår af **tabel 3.18**

	Forventet outputsignal	Målte outputsignal	Afgivelse
<i>Input fra spændingsforsyning</i>	5.5V	5.5V	0%
<i>Output fra spændingsreference</i>	2.5V	2.5007V	0.03%
<i>Output A fra TL082</i>	2.5V	2.5006V	0.02%
<i>Output B fra TL082</i>	-2.5V	-2.5006V	0.02%

**Tabel 3.18:** I tabellen ses resultaterne fra simuleringen i LTspice af spændingsreferencen med operationsforstærkeren til komparatoren.

I **tabel 3.18** fremgår det, at der er en lav afvigelse mellem det forventede output og det simulerede output, hvorfor referencespændingen til feedbackkonfigurationen accepteres ift. kravspecifikationerne. En lav afvigelse mellem de teoretiske værdier og simuleringen forventes, da der benyttes ideelle komponenter i LTspice. Derved fungerer kredsløbet teoretisk og kan implementeres. På **figur 3.30** ses simuleringen af spændingsreferencen og operationsforstærkeren.



**Figur 3.30:** På figuren ses, at inputtet er 5.5V, outputtet fra spændingsreferencen er 2.5V, hvilket output A for TL082 også er. Derfor kan man kun se output A på figuren, da de ligger oveni hinanden. Output B fra spændingsdeleren er -2.5V.

### Implementering og test

I implementeringen arbejdes der med reelle komponenter. Derfor antages det, at der kan være afvigelser fra resultaterne imellem testen med ideelle komponenter i dette afsnit og testen med reelle komponenter i simuleringen.

Der ses på **figur 3.29**, at der skal benyttes tre modstande på hhv. 15K $\Omega$ , 100K $\Omega$  og 100K $\Omega$  til opbygningen af spændingsreferencen og spændingsdeleren til offsettet. Disse blev målt inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.19**.

Teoretisk	Ved måling	% afvigelse
15K $\Omega$	14.9983K $\Omega$	0.01%
100K $\Omega$	99.631K $\Omega$	0.37%
100K $\Omega$	99.681K $\Omega$	0.32%

**Tabel 3.19:** I tabellen ses der, at alle tre modstande afviger lidt fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Kravet til disse fire modstande var, at de maksimalt må afvige fra deres teoretiske værdi med  $\pm 1\%$ , jævnfør afsnit 3.3.2 på side 27. Disse modstande accepteres derfor.

Herefter implementeres kredsløbet. Til aflæsning af spændingsniveauerne anvendes et multimeter. De aflæste resultater står i **tabel 3.20**.

	Forventet outputsignal	Målte outputsignal	Afvigelse
<i>Input fra spændingsforsyning</i>	5.5V	5.5530V	0.96%
<i>Output fra spændingsreference</i>	2.5V	2.5166V	0.66%
<i>Output A fra TL081</i>	2.5V	2.5157V	0.63%
<i>Output B fra TL081</i>	-2.5V	-2.5245V	0.98%

**Tabel 3.20:** I tabellen ses en oversigt over de forventede og målte outputsignaler fra testen for spændingsreferencen og operationsforstærkeren TL082 til feedbackkonfigurationen.

Der ses ud fra resultaterne i **tabel 3.5**, at blokken overholder kravspecifikationerne, jævnfør afsnit 3.3.5 på side 29. Der tages ikke hensyn til outputimpedansen fra denne blok, da

operationsforstærkeren, der fungerer som en buffer, sørger for, at outputimpedansen bliver tilstrækkelig lav til ikke at have en betydning.

### 3.4.8 Feedbackkonfiguration

#### Teori og design

Jævnfør 2.6.4 på side 19 anvendes en komparator til at sammenligne to inputsspændinger. Komparatoren der anvendes er af typen LM311. Ved denne type placeres en  $100\text{nF}$  kondensator i en sammenkobling af komparatorens balanceben, for at gøre komparatoren mere præcis og undgå svingninger [74]. Der anvendes flere komparatorer i feedbackkonfigurationen, hvor der ved outputtet enten tilkobles en LED eller en vibrator, samt en modstand og den positive spændingsforsyning ( $+V_{cc}$ ). I komparatorernes ikke-inverterende terminaler tilsluttes outputtet fra forrige blok, hvor inputtet i de inverterende terminaler fungerer som referencespænding, der forsynes med de beregnede tærskelværdier. Komparatorerne kan derfor have to forskellige outputs afhængig af inputspændingen. Hvis inputsignalet ligger under de beregnede tærskelværdier vil outputtet være  $0\text{V}$  og LEDerne samt de to vibratrorer vil ikke blive aktiveret. Er inputtet derimod over de beregnede tærskelværdier, vil outputtet svare til ground, da strømmen fra  $+V_{cc}$  vil løbe igennem komparatorerne og derefter til ground<sup>7</sup>. Derved opnås et spændingsfald over den positive pol<sup>8</sup> og den negative pol<sup>9</sup> for LEDerne og vibratrorerne på en værdi, der ligger over det minimale spændingsfald, der kræves for en aktivering. LEDerne og vibratrorerne vil derved blive aktiveret og fungere som feedback til patienten.

#### Design af feedbackkonfiguration

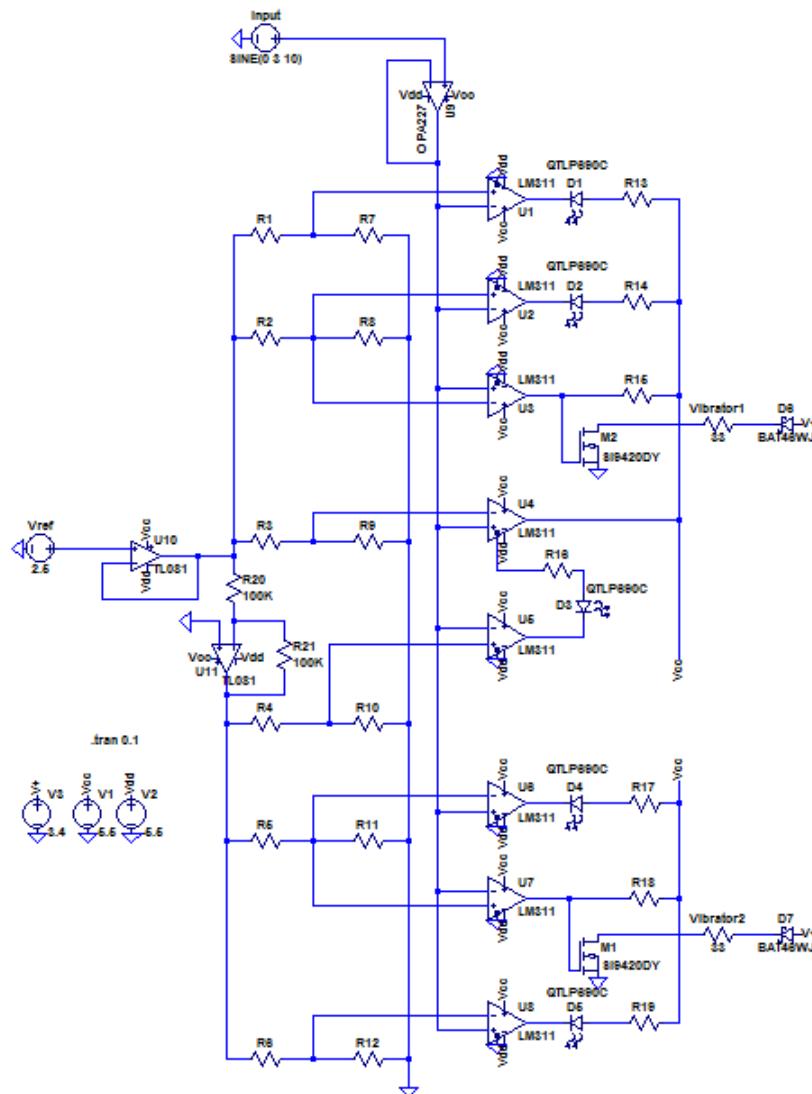
Der er placeret en buffer inden feedbackkonfigurationen for at stabilisere signalet fra forrige blok, samt adskille blokkene fra hinanden, eftersom komparatoren, LM311 har en lav indgangsimpedans [74]. LEDernes negativ pol tilkobles komparatorens output, imens den positive pol tilkobles  $+V_{cc}$ . Jævnfør kravspecifikationerne i afsnit 3.3.6 på side 30 skal LEDerne aktiveres i fem forskellige stadier. Til denne aktivering anvendes otte komparatorer, da det første stadiet indeholder den grønne LED, både har en positiv og negativ tærskelværdi og derfor kræver to komparatorer. De valgte tærskelværdier kan designes på forskellige måder hhv. som to spændingstræer eller otte spændingsdelere, hvoraf der er fordele og ulemper ved begge metoder. I dette projekt anvendes otte spændingsdelere, hvormed to indgår i en vindues-komparatorkonfiguration for den grønne LED. De resterende seks fungerer som almindelige komparatorer, der aktiveres over en bestemt tærskelværdi. Fordelen ved at vælge dette design er, at modstandene i et spændingstræ påvirker hinanden, hvilket kan ændre tærskelværdierne, hvis én af modstandene ikke fungerer optimalt. Ulempen ved at anvende spændingsdelere er, at der benyttes flere modstande ved denne konfiguration. Feedbackkonfigurationen kan inddeltes i to dele; en for hældning i hhv. positiv og negativ retning. De otte spændingsdelere udgøres af 12 modstande ( $R_1-R_{12}$ ). Derudover består kredsløbet af en spændingsreference ( $+V_{ref}$ ) på  $2.5\text{V}$  og syv modstande ( $R_{13}-R_{19}$ ) mellem LEDerne samt vibratrorerne og  $+V_{cc}$ . Modstandene ( $R_{13}-R_{14}$ ,  $R_{16}-R_{17}$  og  $R_{19}$ ) sikrer at batteriet ikke drænes og bestemmer mængden af strøm til LEDerne. Vindues-komparatorkonfigurationen designes ved at placere en LED (D3) i

<sup>7</sup>FiXme Note: det vil vel løbe til komparatorens emitter terminal

<sup>8</sup>FiXme Note: anode

<sup>9</sup>FiXme Note: katode

emitter-terminalen på komparatorerne (U3) og collector-terminalen på komparatorerne (U4). Feedbackkonfigurationen fremgår af **figur 3.31**.



**Figur 3.31:** På figuren ses feedbackkonfigurationen, hvor kredsløbet består af to dele; en for hældning i positiv og negativ retning. Konfigurationen består af otte spændingsdeler bestående af 12 modstande ( $R_1-R_{12}$ ) og en spændingsreference. Dertil fem LEDer og to vibratører (i LTspice en modstand) samt tilhørende modstande. For den grønne LED, er der en vindues-komparatorkonfigurationen konstrueret vha. komparatorerne (U3-U4), der anvender en tærskelværdi fra hhv. den negative og positive del af kredsløbet.

#### Beregning af tærskelværdier og modstandene $R_1-R_{12}$ i spændingsdelerne

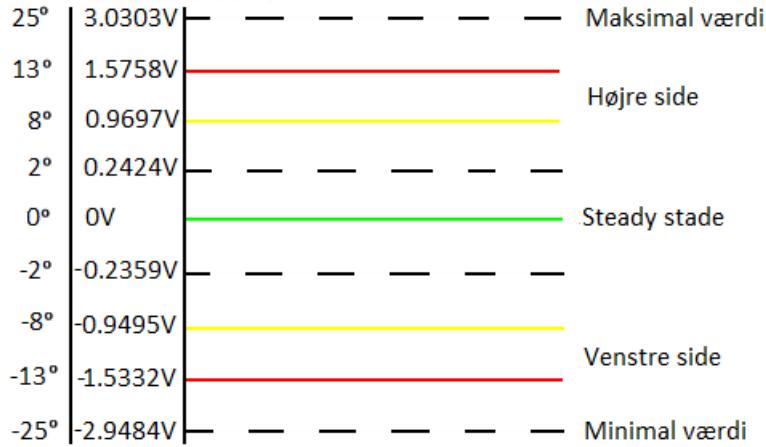
Det ønskes, at LEDerne skal lyse ved bestemte kropshældninger, dvs. ved bestemte tærskelværdier. Inputsignalet afhænger af den pågældende hældningsgrad, hvilket for komparatoren vil være en bestemt spænding. Komparatorens tærskelværdierne kan beregnes, da værdien i volt pr. grad i hhv. positiv og negativ retning, jævnfør **ligning (D.4)** i pilotforsøget i D på side 114, samt forstærkningsværdien af signalet fra forrige blokke, opsamlings- og tilpasningsblokken, er kendte værdier. Jævnfør tærskelværdierne i afsnit 2.6.4

på side 19 beregnes tærskelværdierne for komparatoren ud fra følgende formler:

$$\text{Positiv retning} = 0.0037V * 9.1 * 3.6 * \text{hældningsgrad} = \text{tærskelværdi} \quad (3.40)$$

$$\text{Negativ retning} = 0.0036V * 9.1 * 3.6 * \text{hældningsgrad} = \text{tærskelværdi} \quad (3.41)$$

De udregnede tærskelværdier fremgår af **figur 3.32**.



**Figur 3.32:** Af figuren fremgår de beregnede tærskelværdier og hvilken LED, der lyser ved de enkelte tærskelværdier.

Der anvendes en spændingsreference, bestående af en regulator, der kan leve en konstant spænding på 2.5V til feedbackkonfigurationen jævnført 3.4.7 på side 56. Eftersom spændingen ved anvendelse af et batteri vil falde som funktion af tiden benyttes spændingsreferencen, så denne kan holde en fast spænding i kredsløbet. Eftersom spændingsreferencen også skal anvendes til de negative tærskelværdier benyttes en inverterende forstærker med et gain på 1 i designet af feedbackkonfigurationen, hvilket fremgår af **figur 3.31**. Ved denne konfiguration vendes signalet, uden at blive forstærket, og kan på denne måde benyttes som referencespænding til de negative inputspændinger. For at bestemme R1-R12 i spændingsdelerne, så LEDerne lyser ved de ønskede tærskelværdier, fastsættes R1 til en bestemt værdi. I dette tilfælde fastsættes R1 til at være  $10\text{K}\Omega$ . Denne værdi er også gældende for R2-R6, da der benyttes en spændingsdeler for hver tærskelværdi. Derudover er de ønskede tærskelværdier ( $V_{out}$ ) og spændingsreferencen ( $V_{in}$ ) også kendte værdier, dermed kan R7-R12 udregnes vha. den generelle formel for en spændingsdeler jævnført **ligning (3.19)** i afsnit 3.4.2 på side 34.

Dette medfører at R7-R12 giver følgende resultater:

R7:	$16821\Omega$
R8:	$6285\Omega$
R9:	$1068\Omega$
R10:	$1042\Omega$
R11:	$6039\Omega$
R12:	$15765\Omega$

#### Beregning af modstande for den visuelle del af feedbackkonfigurationen

Til den visuelle del af feedbackkonfigurationen anvendes LEDer. En LED har to terminaler;

en anode og en katode. Når en ideel LED tændes skyldes det, at der løber strøm fra anoden til katoden og der vil her være et spændingsfald over LEDen på 0V. Dette kaldes fremadgående spænding. Når strømmen løber fra katoden til anoden vil LEDen være slukket, da der ideelt ikke løber strøm igennem kredsløbet.[60] Jævnfør kravspecifikationerne i afsnit 3.3.6 på side 30 skal spændingensforsyningen være 5.5V. De anvendte LEDer i systemet er: en grøn L-53LG 5mm (D3), to gule L-53LY 5mm (D2 og D4) og to røde L-53LI 5mm (D1 og D5). LEDerne kræver en minimum strøm på 2mA for at lyse og 20mA hvis de skal give et tydeligt lys. Spændingsfaldet over LED-dioderne ligger maksimalt i intervallet 2.0V til 2.2 V (rød: 2.0, gul: 2.1 og grøn: 2.2), men typisk mellem 1.7V-1.9V. LEDerne skal derudover forsynes med 2mA for at fungere, men kan forsynes op til <sup>10</sup>150mA, før de brændes af. LEDerne forsynes af en 5.5V spændingsforsyning og tilkobles, som sagt, tilhørende modstande for bla. at undgå at LED-dioderne brænder af. [75] Spændingsfaldet over dioderne samt den spænding LEDerne som minimum skal bruge for at lyse er kendte værdier, dvs. modstandene R12-R17 kan derfor findes vha. Ohms lov. Nedenstående udregning beregner værdien af modstandene, hvis spændingsforsyningen forsyner kredsløbet med 5.5V og LEDerne med 20mA:

$$R = \frac{5.5V - 2.2V}{0.02A} = 165\Omega \quad (3.42)$$

Dermed sættes modstandene R13-R14, R16-R17 og R19 til 165Ω for at sikre, at der er 20mA til LEDerne, så de kan give et tydeligt lys og derudover sørge for, at der ikke er for meget strøm i kredsløbet, så batterierne drænes.

**Beregning af modstande for den somatosensoriske del af feedbackkonfigurationen**  
Til den somasensoriske del af feedbackkonfigurationen benyttes vibratorer, jævnført 3.3.6 på side 30. En vibrator er en elektrisk motor, der skaber svingninger, hvilket medfører en vibration.[76]. Vibratorerne der anvendes er af typen C1026B. Den har et drift arbejdsområde på 2.7-3.3V, der typisk ligger på 3V og starter ved 2.3V. Vibratorerne skal derfor have en spændingsforsyning på 3V. Derudover er startstørmmen 120mA, og når motoren kører er driftstrømmen på 90mA. Herefter sker vibrationen med en frekvens på 10-55Hz, afhængig af spændingsforsyningen, samt strømmen i kredsløbet.[77] Jævnfør kravspecifikationerne benyttes vibratorerne med dimensionerne; 1cm i diameter og 0.27cm i tykkelse, så de kan påsættes patienternes hænder.

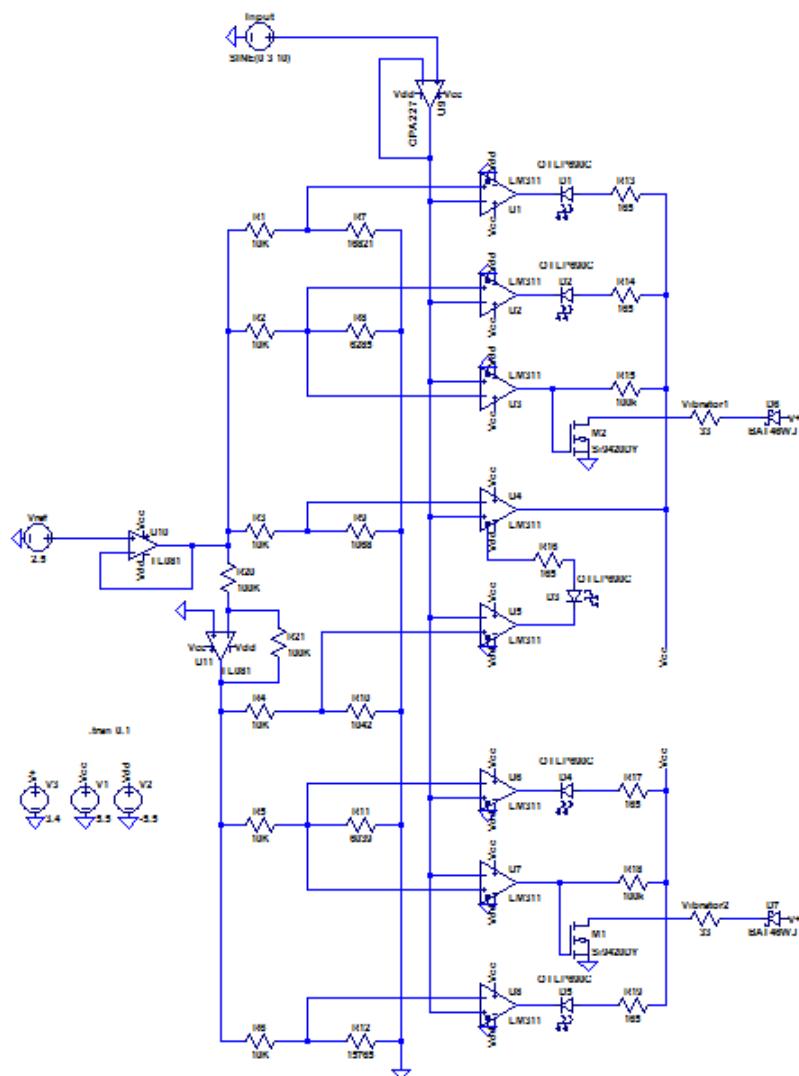
For at opnå et tilstrækkeligt strømniveau anvendes en transistor af typen; BS170 for at generere en større mængde strøm i kredsløbet. Transistoren placeres mellem vibratoren og komparatoren. Det er designet således, at transistoren tændes og vibratoren aktiveres, når komparatoren er slukket, modsat komparatorerne, der benyttes i forbindelse med LEDerne. Dette skyldes, at når komparatoren er tændt vil den trække spænding tilkoblet et knudepunkt mellem komparatorens collector-terminal og trasistorens gain-terminal. Modstandene R15 og R18 er placeret ved spændingsforsyningen på 5.5V (+V<sub>cc</sub>) og bestemmes til at være 100KΩ. Disse skal sørge for at kredsløbet ikke bruger for meget strøm, hvorfor der er valgt modstande med en høj værdi. Når komparatoren slukker vil spændingen aktivere transistoren og der dannes forbindelse mellem transistorens drain- og sourceterminal. Dette vil aktivere vibratorerne. Spændingsforsyningen til vibratorerne er på 3.4V (V+) og forsynes af spændingsregulatoren. Eftersom vibratoren kun skal forsynes med 3V benyttes en schottky-diode (BAT41), der nedsætter spændingen til under 3V. Schottky-dioden fungerer

<sup>10</sup>FiXme Note: Tjek og 150mA er rigtigt

således, at der sker et spændingsfald afhængig af strømmen, der løber igennem dioden. Spændingsforsyningen på 3.4V aktiveres, når komparatoren slukker og der er forbindelse mellem transistorens drain- og source-terminal, da strømmen kan løbe til ground i source-terminalen. Den somasensoriske del af feedbackkonfigurationen fremgår af **figur 3.31**.

### Simulering

Den visuelle og somatosensoriske del af feedbackkonfigurationen simuleres med et sinus-signal, med en amplitude på 3V. Dette gøres for at simulere signalet, der kommer fra den forrige blok, som har et arbejdsområde på  $\pm 3V$ . I simuleringen testes, hvorvidt tærskelværdierne kan accepteres ift. kravspecifikationer. Kredsløbet simuleres ikke med en spændingsreference, men derimod en spændingsforsyning på 2.5V, der indikerer spændingsreferencen. Af figur **3.33** fremgår hele feedbackkonfigurationen, der simuleres i LTspice.

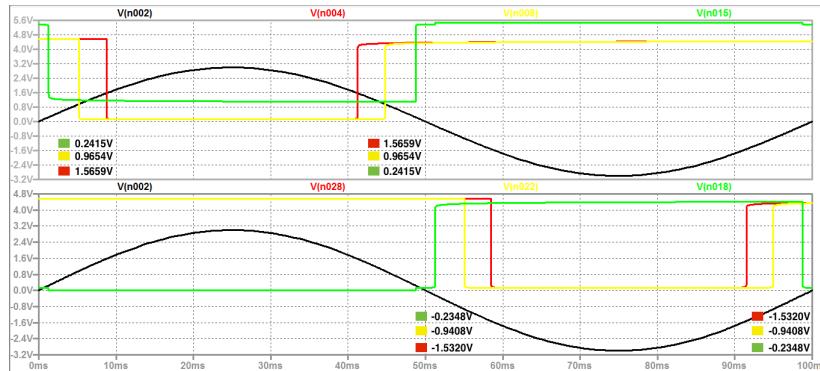


**Figur 3.33:** Af figuren fremgår feedbackkonfigurationen med beregnede modstande. Kredsløbet simuleres i LTspice vha. et sinus-signal, der svinger mellem  $\pm 3V$ .

### Simulering af den visuelle del af feedbackkonfigurationen

Til simulering af den visuelle del af feedbackkonfiguration anvendes komparatorer af typen

LM311 og LEDer af typen QTLP690C, da de reelle komponenter ikke kan vælges i LTspice.<sup>11</sup> Kredsløbet simuleres i LTspice for at teste, hvorvidt den visuelle del af feedbackkonfiguration opfylder de opstillede kravspecifikationer, jævnfør afsnit 3.3.6 på side 30. Af figur 3.34 fremgår tærskelværdierne for den visuelle del af feedbackkonfigurationen.



**Figur 3.34:** På figuren ses simuleringen af den visuelle del af feedbackkonfiguration.  $V(n002)$  er sinus-signalet, der illustrerer blokkens inputsignal,  $V(n004)$  viser spændingsfaldet for de røde LEDer,  $V(n008)$  for de gule LEDer og  $V(n015)$  for den grønne LED. Når inputsignalet når de definerede tærskelværdier, vil kurverne gå i negativ mætrin og LED-dioderne vil lyse.

På figur 3.34 fremgår det, at ved de enkelte tærskelværdier går signalet i negativ mætrin, hvilket får LEDerne til at lyse. Afgelsen mellem det teoretiske og simulerede referenceinput beregnes og vil fremgå af tabel 3.21

	Teoretisk reference input	Simuleret reference input	% afvigelse
13°	1.5758V	1.5659V	0.63%
8°	0.9697V	0.9654V	0.44%
2°	0.2424V	0.2415V	0.37%
-2°	-0.2359V	-0.2348V	0.47%
-8°	-0.9495V	-0.9341V	0.92%
-13°	-1.5332V	-1.5320V	0.08%

**Tabel 3.21:** Af tabellen fremgår de teoretiske og simulerede tærskelværdier ved de enkelte hældningsgrader samt afvigelsen mellem disse.

Det kan udfra tabel 3.21 konkluderes, at afvigelsen fra de udregnede tærskelværdier stemmer overens med tolerancekravene for komparatorens tærskelværdier, jævnfør afsnit 3.3.6 på side 30, hvorfor den visuelle del af feedbackkonfigurationen accepteres.

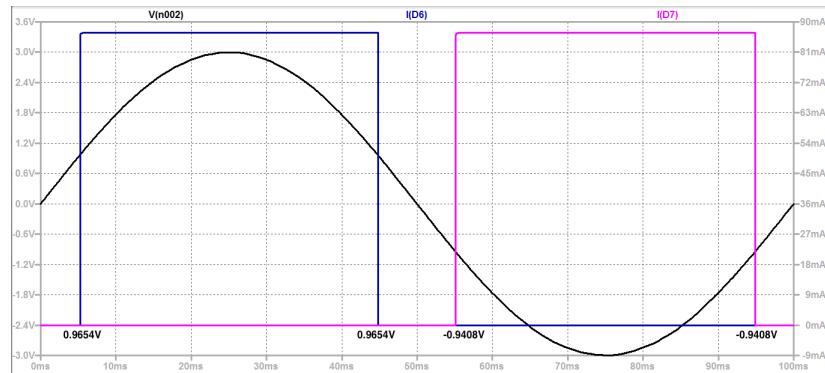
#### Simulering af somatosensoriske del af feedbackkonfigurationen

Til simulering af den somatosensoriske del af feedbackkonfigurationen anvendes komparatorer af typen LM311, da der ikke findes vibratører i LTspice benyttes en modstand på R33 udregnet vha. Ohms lov, hvilket fremgår af nedestående **ligning (3.43)**:

$$R = \frac{3V}{0.9A} = 33\Omega \quad (3.43)$$

<sup>11</sup>FiXme Note: skal vi slette det med LM311?

Kredsløbet simuleres i LTspice for at teste, hvorvidt den somatosensoriske del af feedbackkonfiguration opfylder kravspecifikationerne, jævnfør afsnit 3.3.6 på side 30. Af **figur 3.35** fremgår tærskelværdierne for den visuelle del af feedbackkonfigurationen.



**Figur 3.35:** På figuren ses simuleringen af den somatosensoriske del af feedbackkonfiguration.  $V(n002)$  er sinus-signalet, der illustrerer blokkens inputsignal.  $I(D6)$  og  $I(D7)$  er tærskelværdien for hhv. den højre og venstre vibrator.

På **figur 3.35** fremgår det, at ved de enkelte tærskelværdier går signalet i negativ mætning, hvilket aktiverer vibratrorerne. Derudover fremgår det af figuren, at tærskelværdier for de to vibratrorer er de samme tærskelværdier for den gule LED, hvilket gør, at den samme afvigelse vil gøre sig gældende, hvorfor den somatosensoriske del af feedbackkonfigurationen accepteres.

### Implementering og test

Ifølge det valgte design benyttes 21 modstande. Ved reelle komponenter vil der være en afvigelse, hvilket fremgår af table3.22. Derudover er det ikke muligt at anvende alle beregnede komponenter, hvorfor der anvendes modstande i serie- og parallelforbindelser. I tabellen vil alle modstandene fremgå, samt den afvigelsen mellem den teoretiske og målte modstand.

	<i>Teoretisk værdi</i>	<i>Målt værdi</i>	<i>Afvigelse</i>
<i>R1</i>	10KΩ	9.973KΩ	0.27%
<i>R2</i>	10KΩ	9.992KΩ	0.08%
<i>R3</i>	10KΩ	9.976KΩ	0.24%
<i>R4</i>	10KΩ	9.950KΩ	0.50%
<i>R5</i>	10KΩ	9.985KΩ	0.15%
<i>R6</i>	10KΩ	9.950KΩ	0.50%
<i>R7 (Serie)</i>	16.821KΩ	16.758KΩ	0.37%
<i>R8 (Parallel)</i>	6.285KΩ	6.280KΩ	0.08%
<i>R9 (Serie)</i>	1068Ω	1065Ω	0.28%
<i>R10 (Serie)</i>	1042Ω	1036Ω	0.58%
<i>R11 (Parallel)</i>	6.039KΩ	6.044KΩ	0.08%
<i>R12 (Parallel)</i>	15.765KΩ	15.718KΩ	0.30%
<i>R13 (Serie)</i>	165Ω	164.59Ω	0.25%
<i>R14 (Serie)</i>	165Ω	164.54Ω	0.28%
<i>R15</i>	100KΩ	99.660KΩ	0.34%
<i>R16 (serie)</i>	165Ω	164.87Ω	0.08%
<i>R17 (Serie)</i>	165Ω	165.07Ω	0.04%
<i>R18</i>	100KΩ	99.722KΩ	0.28%
<i>R19 (Serie)</i>	165Ω	163.90Ω	0.67%
<i>R20</i>	100KΩ	99.628KΩ	0.37%
<i>R21</i>	100KΩ	99.676KΩ	0.32%

**Tabel 3.22:** Af tabellen fremgår de teoretiske og reelle værdier for modstandene benyttet i feedbackkonfigurationen.

Komparatorkonfigurationen testes ved en spændingsforsyning på 5.5V med et sinussignal som input. Af **tabel 3.23** fremgår de beregnede og målte tærskelværdier, samt afvigelsen af tærskelværdierne.

	<i>Teoretisk reference input</i>	<i>Målte reference input</i>	<i>% afvigelse</i>
13°	1.5758V	1.5748V	0.06%
8°	0.9697V	0.9700V	0.31%
2°	0.2424V	0.2427V	0.12%
-2°	-0.2359V	-0.2373V	0.59%
-8°	-0.9495V	-0.9492V	0.03%
-13°	-1.5332V	-1.5418V	0.56%

**Tabel 3.23:** Af tabellen fremgår de teoretiske og målte tærskelværdier ved de enkelte hældningsgrader, samt afvigelsen mellem disse tærskelværdier.

Jævnfør kravspecifikationerne afsnit 3.3.6 på side 30 overholder de målte tærskelværdier tolerancekravet på  $\pm 1\%$ . For at undersøge, hvornår LEDerne og vibratorerne tænder og slukker måles input- og outputsignalet vha. et oscilloskop. I **tabel 3.24** fremgår de teoretiske og målte tærskelværdier for hvornår LEDen og vibratorerne tænder og slukker, samt afvigelsen mellem disse tærskelværdier.

	<i>Målte reference input</i>	<i>Målt reference output</i>	<i>% afvigelse</i>
13°	1.5748V	1.5600V	1.14 %
8°	0.9700V	1.000V	3.09 %
2°	0.2427V	0.2400V	1.11 %
-2°	-0.2373V	-0.2000V	15.72 %
-8°	-0.9492V	-0.9200V	3.18 %
-13°	-1.5418V	1.5200V	1.44 %

**Tabel 3.24:** Af tabellen fremgår de målte reference input og output, samt afvigelsen af disse værdier. Derudover er afvigelsen regnet ud i grader.

De målte reference output blev målt vha. et oscilloskop, der har en 8-bits ADC-konverter [78]. Under testen blev det observeret, at spændingen ud af y-aksen ændres med 0.04V pr. målepunkt. Da tærskelværdierne kunne være placeret mellem to målepunkter var ikke muligt at aflæse det præcise reference input og output. Af 3.24 fremgår den beregnede afvigelse mellem den målte reference input og output, samt hvad denne afvigelse er i grader. Jævnfør kravspecifikationerne afsnit 3.3.6 på side 30 ligger afvigelsen indenfor tolerancekravene, hvorfor afvigelserne i tabellen accepteres.

### 3.4.9 Spændingsforsyning

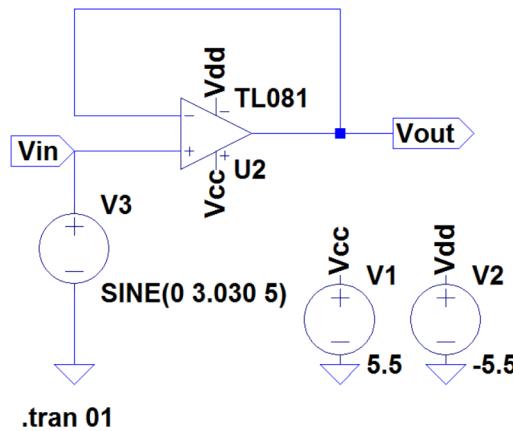
#### Teori og design

Til systemet anvendes to 1.5V batterier som spændingsforsyning, der placeres i en spændingsregulator. Denne kan teoretisk levere en spænding på hhv.  $\pm 5.5V$  og  $\pm 3.4V$  fra to forskellige terminaler. Derudover besidder spændingsregulatoren en jordkobling, som øvrige komponenter i systemet kan tilkobles. Til dette system benyttes begge terminaler;  $\pm 3.4V$  forsyner med et input til referencespændingen til komparatoren, og  $\pm 5.5V$  benyttes til resten af systemet. Spændingsregulatoren er designet således, at den leverer en spænding koblet i en split-supply. Spændingsregulatorens negative spændingsforsyning kaldes  $-V_{cc}$  og den positive kaldes  $+V_{cc}$ .

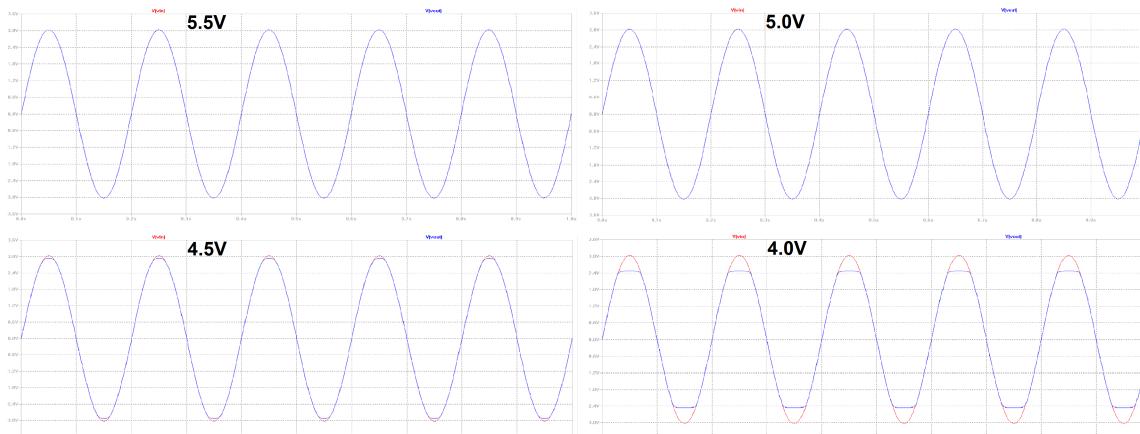
Da batterierne ikke leverer den samme spænding over hele batteriernes levetid, skal batteriet skiftes ud, når de ikke leverer den nødvendige spænding til systemet. Batteriernes levetid afhænger af, hvor meget strøm systemet trækker.

#### Simulering

Ved simulering af spændingsforsyningen anvendes LTspice, hvor der sendes en spænding igennem en buffer, som også er beskrevet og benyttet i bilag D på side 110. Herved kan konsekvensen af et faldende input simuleres, således at kravet om at spændingsregulatorens forsyning ikke må forårsage klipning af signalet, kan undersøges. Det maksimale input, som vil blive indsendt igennem systemet uden der ønskes klipning af signalet, er  $0.0037 \cdot 9.1 \cdot 3.625 = 3.030V$  jævnført bilag D på side 110, hvorfor denne spænding benyttes i simuleringen som amplituden på et sinussignal. Konsekvensen af en faldende spændingsforsyning undersøges, hvilket er illustreret på **figur 3.37**. Der undersøges for hhv. 5.5V, 5V, 4.5V og 4.0V.



**Figur 3.36:** På figuren ses designet af spændingsforsyningen med en buffer. Inputsignalet er en sinuskurve med en amplitude på det maksimalt ønskede signal i systemet. Spændingsforsyningen til operationsforstærkeren er på billedet  $\pm 5.5\text{V}$ , hvilket er den spænding, som anvendes til at forsyne systemet.



**Figur 3.37:** På figuren ses simuleringen af en spændingsforsyning på hhv.  $5.5\text{V}$ ,  $5\text{V}$ ,  $4.5\text{V}$  og  $4.0\text{V}$  for et inputsignal. Det fremgår af figuren, at signalet klippes ved  $4.5\text{V}$ , hvilket ses tydeligere, når spændingsforsyningen bliver  $4.0\text{V}$ . Simulering er foretaget i LTspice.

På figur 3.37 ses simuleringen af systemet ved fire forskellige spændingsforsyninger. Der ses, at signalet ideelt vil blive klippet, hvis spændingsforsyningen leverer under  $5.0\text{V}$  til operationsforstærkerne.

### Implementering og test

Det undersøges, hvorvidt spændingsregulatoren leverer en spænding på hhv. mindst  $5.5\text{V}$  samt  $3.4\text{V}$  fra hver terminal, jævnfør afsnit 3.3.7 på side 3.3.7. Derudover testes det, om spændingsregulatoren kan forsyne samtlige blokke i systemet med den minimalt krævede spænding samt forsyner operationsforstærkerne med mindst  $5.0\text{V}$  for at undgå klapning af signalet.

Batterierne blev inden testen målt til henholdsvis  $1.5394\text{V}$  og  $1.5373\text{V}$ . Ifølge afsnit 3.3.7 på side 30 accepteres der ikke en spænding under  $5.5\text{V}$ , hvorimod der accepteres en afvigelse på  $\pm 10\%$  for  $3.4\text{V}$ . Derfor vil afvigelserne for spændingsforsyningen på  $\pm 5.5\text{V}$  angives i V, hvorimod afvigelsen for  $3.4\text{V}$  angives i procent.

Teoretisk	Målt	Afvigelse
±5.5V	5.5643V & -5.5766V	+0.0643V & +0.0766V
3.4V	3.3746V	0.75%

**Tabel 3.25:** I tabellen ses outputtet fra spændingsregulatoren, når den ikke er koblet til det samlede kredsløb.

	Teoretisk	Målt	Afvigelse
Spændingsforsyning til accelerometer	±5.5V	5.5315V	+0.0315V
Spændingsforsyning til offsetjustering	±5.5V	5.5386V -5.5530V	+0.0386V +0.0530V
Spændingsforsyning til referencespænding til offsetjustering	±5.5V	5.5384V -5.5528V	+0.0384V +0.0528V
Inputspænding til referencespænding til offsetjustering	±5.5V	5.5320V	+0.0320V
Spændingsforsyning til faktor 9.1 forstærker	±5.5V	5.5308V -5.5526V	+0.0308V +0.0526V
Spændingsforsyning til filter	±5.5V	5.5374V -5.5292V	+0.0374V +0.0292V
Spændingsforsyning til faktor 3.6 forstærker	±5.5V	5.5378V -5.5293V	+0.0378V +0.0293V
Spændingsforsyning til komparatorblokken	±5.5V	5.5358V -5.5302V	+0.0373V +0.0302V
Spændingsforsyning til referencespænding til offsetjustering	±5.5V	5.5373V -5.5302V	+0.0373V +0.0302V
Inputspænding til referencespænding til komparatorblokken	±5.5V	5.5373V	+0.0373V
Spændingsforsyning til vibratorer - før shothey diode	3.4V	3.3740V	0.76%

**Tabel 3.26:** I tabellen ses forsyningen eller inputspænding blokkene i systemet.

I **tabel 3.25** og **tabel 3.26** ses det, at spændingsregulatoren har en afvigelse på 0.75% ift. 3.4V spændingen og leverer mindst 5.5V, når spændingsregulatoren ikke er tilkoblet systemet. Efter tilkobling ses det i **tabel 3.26**, at spændingsregulatoren forsyner blokkene i systemet med den minimale spænding, som er krævet for korrekt funktion. Det vides fra teorien og kan ses i simuleringen, at så længe spændingsforsyningen leverer mindst 5V, vil den ikke forårsage klipning af signalet. Hvis spændingen på teoretisk 3.4V leverer under dette, vil det have en effekt på vibratorerne, da det kun er dem, som denne spænding benyttes til at forsyne.

### 3.4.10 ADC

#### Teori og design

I dette projekt anvendes en ADC af typen NI USB-6009 til at konvertere det analoge signal til digital, jævnfør afsnit 2.6.5 på side 19. Med denne ADC kan der samples med 13 bits single-ended. ADC'en kan dermed inddeltes i  $2^{13} = 8192$ niveauer. Den maksimale sampling rate er

på 48kS/s, hvormed det er muligt at sample med minimum det tidobbelte af båndbredden. Arbejdsområdet for ADC'en ift. spænding ligger på  $10V_{pp}$  og har en typisk præcision på  $14.7mV$  ved  $25^{\circ}C$ . [79] Ud fra oplysningerne er det muligt at udregne LSB vha. ligningen i afsnit 2.6.5 på side 19. Udregningen ser således ud:

$$LSB = \frac{FSR}{2^n} \quad (3.44)$$

FSR er arbejdsområdet, dvs.  $10V_{pp}$ , som indsættes i formlen som  $20V$ , imens n er antallet af bits, der kan samples med, dvs. 13. Værdierne indsættes i formlen:

$$LSB = \frac{20V}{2^{13}} LSB = 0.00244V = 2.44mV \quad (3.45)$$

Det opsamlede signal forvrænges, og vil dermed ikke være repræsentativt, hvis der opsamles værdier på under  $2.44mV$ .

## Simulering

Ifølge kravspecifikationerne for ADC'en, jævnfør afsnit 2.6.5 på side 19 skal der testes for, hvorvidt ADC'en kan modtage og konvertere et inputsignal på  $\pm 4V$  samt sample 500 gange i sekundet.

Der kan ikke laves en simulering af ADC'en i programmet LTSpice, da inputsignalet i LTSpice allerede er et digitalt signal, og der er derfor ikke noget, som skal konverteres.

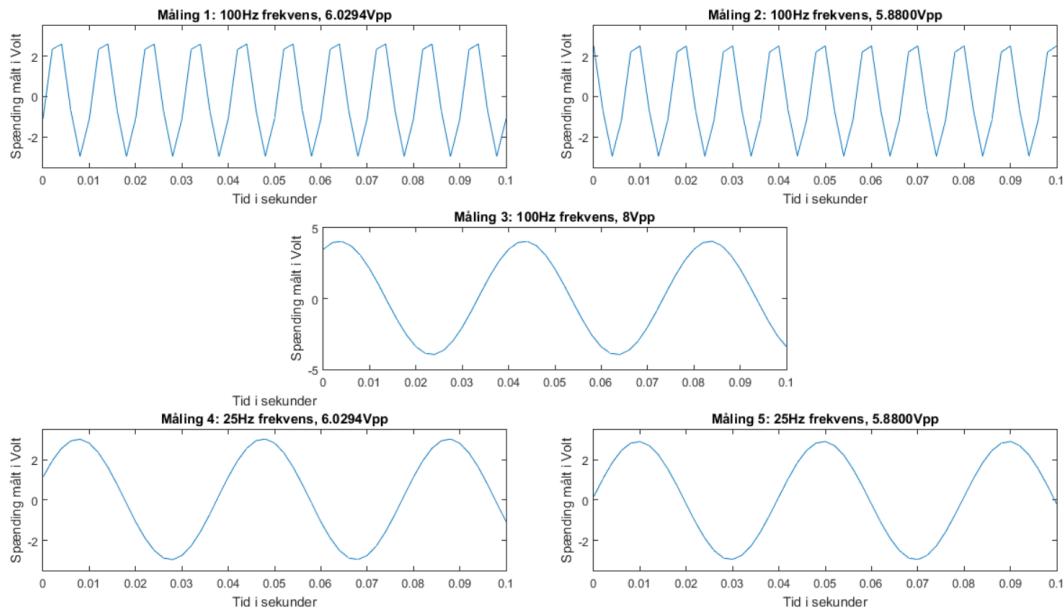
## Implementering og test

ADC'en skal implementeres og tilkobles efter lavpasfiltret, som det kan ses på **figur 3.2** på side 24.

Der benyttes en tonegenerator til at undersøge, om den valgte ADC overholder kravene beskrevet i afsnit 2.6.5 på side 19. Tonegeneratoren skal sende fem forskellige input til ADC'en;

1. Et sinussignal med en frekvens på  $100Hz$  og den højeste forventede amplitude, dvs.  $3.0147 \times 2 = 6.0294V_{pp}$ .
2. Et sinussignal med en frekvens på  $100Hz$  og den laveste forventede amplitude, dvs.  $-2.9400 \times 2 = -5.8800 \approx 5.8800V_{pp}$ .
3. Et sinussignal med en frekvens på  $25Hz$  og en amplitude på  $8V_{pp}$ , da der ses i **tabel 3.17**, at operationsforstærkerne går i mætning ved ca.  $4V$ , når de forsynes med  $5.5V$ .
4. Et sinussignal med en frekvens svarende til pasbåndsfrekvensen i lavpasfiltret, dvs.  $25Hz$ , og den højeste forventede amplitude, dvs.  $3.0147 \times 2 = 6.0294V_{pp}$ .
5. Et sinussignal med en frekvens svarende til pasbåndsfrekvensen i lavpasfiltret, dvs.  $25Hz$ , og den laveste forventede amplitude, dvs.  $-2.9400 \times 2 = -5.8800 \approx 5.8800V_{pp}$ .

Der samples med  $500Hz$ , selvom  $250Hz$  havde været nok, da vores båndbredde er  $25Hz$ , men ScopeLogger kan enten sample med 200 eller 500, så derfor samples med  $500Hz$ . På **figur 3.38** ses resultatet af målingerne.



**Figur 3.38:** På figuren ses resultatet af de fem målinger plottet i Matlab. Overskiften til hver graf beskriver amplituden og frekvensen for signalet i hver måling. Der ses, at x-aksen for alle plots er sat til 0.1 sekunder.

Dataen optaget med ADC'en, som er plottet i **figur 3.38**, blev efterfølgende bearbejdet i Matlab. Derudover blev et oscilloskop tilkoblet outputtet fra tonegeneratoren. Resultatet herfra betragtes som det faktiske output fra tonegeneratoren, hvilket indgår i beregningen af afvigelsen i ADC'ens sampling. Resultaterne ses i **tabel 3.27**:

Måling nr	Indstillet frekvens	Indstillet amplitude	Målte amplitude på oscilloscop	Målte amplitude via ADC	Afvigelse
1	100Hz	3.0147V	3.0800V	2.5989V	15.62%
2	100Hz	2.9400V	2.9200V	2.5284V	13.32%
3	25Hz	4V	4.0400V	4.0442V	0.10%
4	25Hz	3.0147V	3.0800V	3.0689V	0.36%
5	25Hz	2.9400V	2.9200V	2.9207V	0.02%

**Tabel 3.27:** I tabellen ses resultaterne af det målte signal med hhv. et oscilloskop og ADC'en. Oscilloskopets måling betegnes som det korrekte og derved kan afvigelserne beregnes.

Der kan ses på **figur 3.38**, at sinussignalet i måling 1 og 2 er mere kantet end signalerne i måling 3-5. Årsagen til dette kan være, at vi sampler med 500Hz, mens signalets frekvens er 100Hz. Dette gør, at ADC'en sampler med 5 gange pr. periode og derved bliver signalet kantet. Derfor giver ADC'ens værdi for amplituden en procentafvigelse på henholdsvis 15.62 og 13.32, da der ikke samples med nok ift. frekvensen. Det vurderes dermed, at det er samplingsfrekvensen, som er årsagen til de høje afvigelser.

I måling 3-5 er sinussignalets frekvens nedsat, hvilket gør, at signalet bliver mere regelmæssigt. Der samples med en samplingshastighed, der er 20 gange større end frekvensen, og der opsamles derved tilstrækkeligt med datapunkter. Derfor er procentafvigelserne fra måling 3-5 mere repræsentative for ADC'ens afvigelse. Men afvigelserne kan også skyldes afvigelser i oscilloskopet. Der vurderes derfor, at ADC'en viser det forventede og er dermed godkendt.

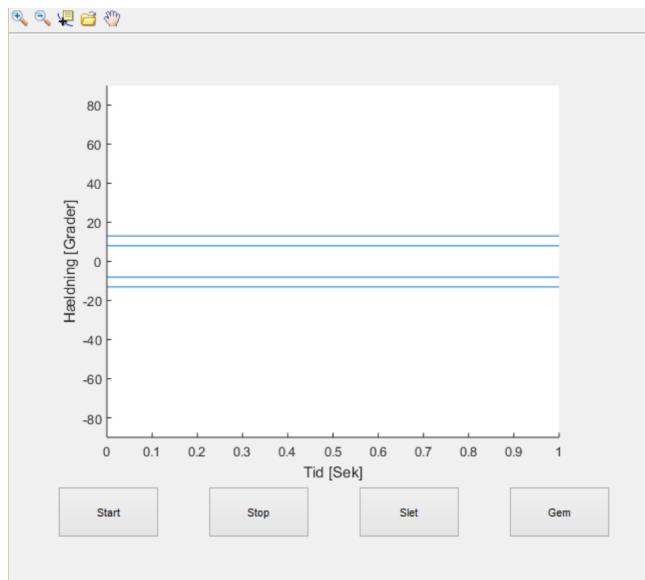
### 3.4.11 USB-isolator

Efter konvertering fra et analogt til et digitalt signal af ADC'en anvendes en USB-isolator til at skabe en adskillelse imellem computeren og systemet. Dette gøres for at undgå lækstrøm fra elnettet, der kan dannes, hvis computeren kobles til strøm. Der anvendes USB-isolatoren USI-01, som er godkendt til brug ved sikkerhedsklassifikation BF og CE som isoleringsspænding. Derudover fungerer USB-isolatoren som en galvanisk adskillende af systemet, hvilket har til formål at overføre signal mellem to isolerede kredsløb. For yderligere sikring af computerens forbindelse til elnettet er denne ikke tilkoblet elnettet. USB-isolatoren implementeres mellem ADC'en og computeren, hvilket er illustreret på **figur 3.2** på side 24.

Ifølge databladet for USB-isolatoren kan den modtage op til 4KV, hvilket gør, da den lever op til kravspecifikationerne, jævnfør afsnit 3.3.9 på side 31.

### 3.4.12 Software

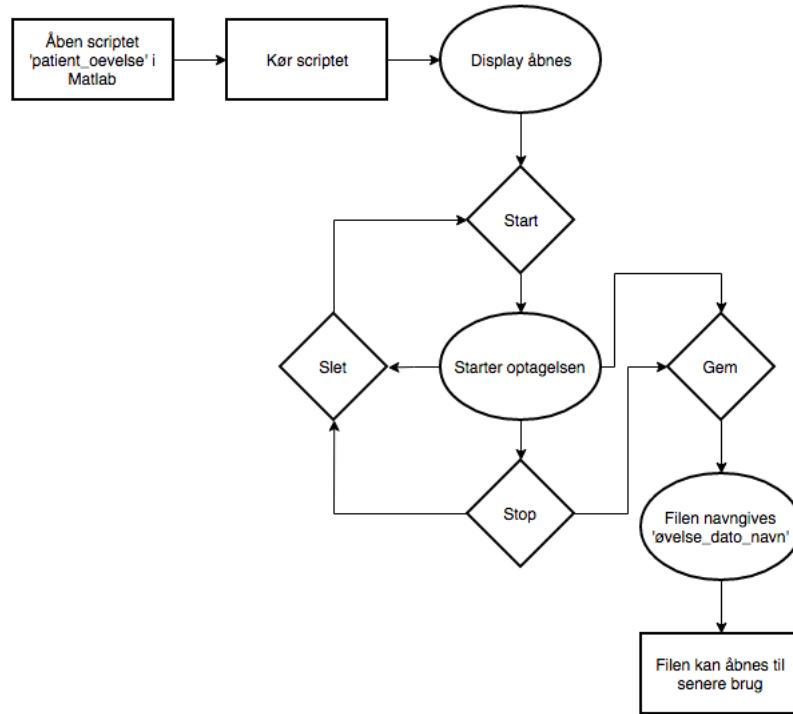
Patienternes data skal behandles i form af grafisk visualisering, jævnfør afsnit 3.3.10 på side 31. Derudover skal patienternes resultater i forbindelse med testen kunne gemmes til analyse og senere brug. Dette sker ved, at det analoge signal konverteres til et digitalt signal og indsendes igennem USB-isolatoren til en computer. For at imødekomme disse krav anvendes en computer med programmet MATLAB. I MATLAB designes en GUI (Graphical User Interface), hvor ved signalet fra accelerometeret visualiseres. MATLAB koden der anvendes ved optagelse af signalet er i bilag E på side 120. Signalet optages i MATLAB via NIDAQ'en. Grunden til, at der designes en GUI, er for at optimere brugervenligheden. I GUI'en ses en graf, samt fire knapper og en toolbar, dette er illustretet på **figur 3.39**.



**Figur 3.39:** Af figuren fremgår GUI'ens display. De blå linjer illustrerer de forskellige tærskelværdier i positiv og negativ retning for hhv.  $\pm 8^\circ$  og  $\pm 13^\circ$ .

I koordinatsystemet mäter y-aksen hældningen i grader, mens x-aksen mäter tiden i sekunder. Dette gør det enkelt at se hvilken side patienten hælder til, samt i hvor lang tid patienten har befundet sig i denne position. De fire blå linjer på tværs af koordinatsystemet er referencelinjer som illustrerer de opstillede tærskelværdier for den gule og røde LED, som skal lyse i hhv.  $\pm 8^\circ$  og  $\pm 13^\circ$ . Derved synliggøres de grænser der er for patienten, hvorved

personalet herudfra kan vurdere patientens balance. I displayet er der en start-, stop-, slette- og gemmefunktion. I toolbaren er der flere knapper, disse har til opgave at gøre det muligt at manipulere med grafen. Forstørrelsesglaset med plusset gør det muligt at zoome ind på grafen, mens forstørrelsesglaset med minusset gør det muligt at zoome ud igen. Knappen med et papir og et plus gør det muligt at aflæse det præcise punkt på grafen der markeres. Den åbne mappe gør det muligt at åbne en fil i GUI'en og hånden gør det muligt at panorere i grafen. For at benytte GUI'en skal det fagkyndige personale følge fremgangsmåden på 3.40.



**Figur 3.40:** Flowdiagrammet viser fremgangsmåden for personalet til at benytte softwaren

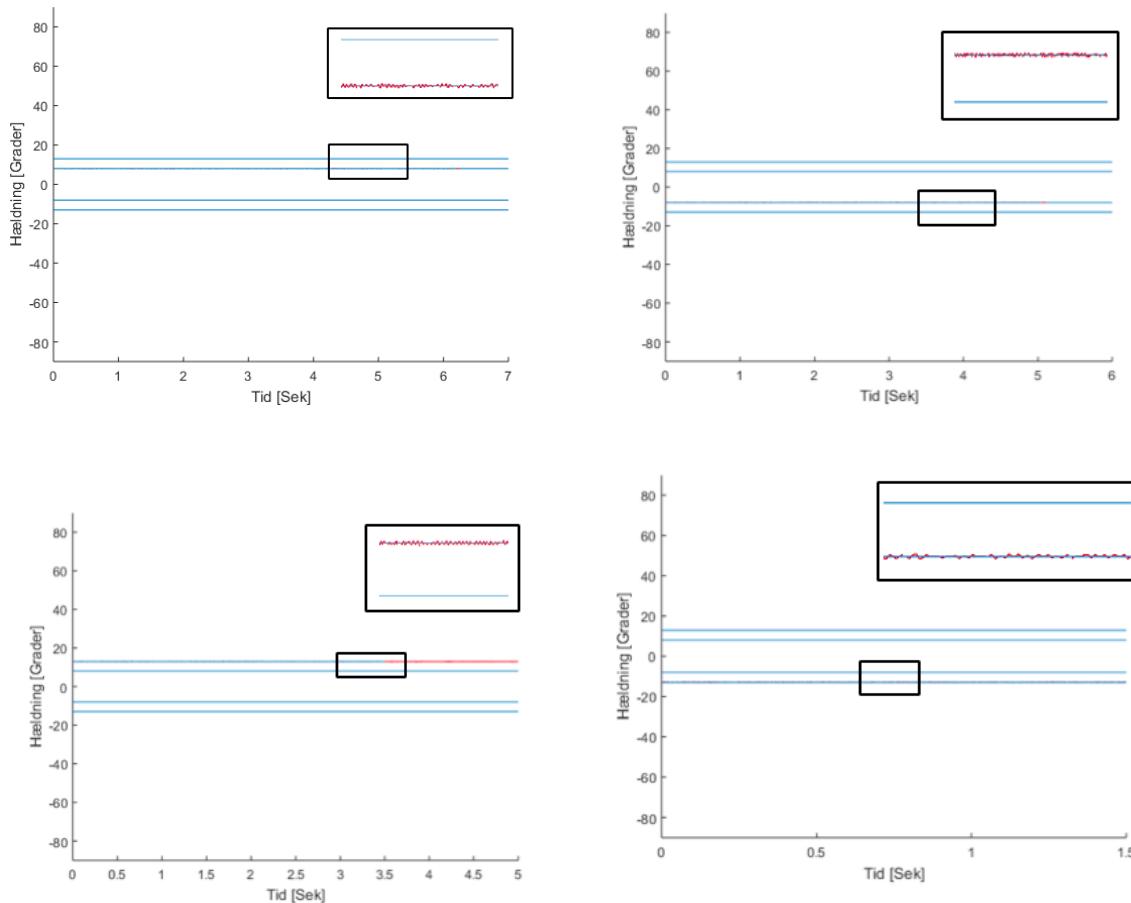
### Test

For at teste om softwareen viser information om patientens hældning i de bestemte tærskelværdier indsendes et input så tæt på det teoretiske som muligt. Dette gør at inputsignalet svarende til de forskellige tærskelværdier vil vise sig som hhv.  $\pm 8^\circ$  og  $\pm 13^\circ$  i softwarens display. Der foretages målinger for de nævnte tærskelværdier, hvorefter de enkelte optagelser gemmes. Derudover undersøges softwaren ved at indsende en sinuskurve med en amplitude på 5.8834V og en frekvens på 500mHz, for at illustrere en svajning på  $\pm 90^\circ$ . Optagelsen af signalet sker ved fremgangsmåden på **figur 3.40**. I forhold til det indsendte signal afviger dette fra det teoretiske input, hvilket fremgår af 3.28. Denne afvigelse er forventet da spændingen ikke er konstant og vil ændre sig over tid.

	Teoretisk input	Målt	Afvigelse
$8^\circ$	0.2680	0.2681	0.04 %
$-8^\circ$	-0.2615	-0.2617	0.08 %
$13^\circ$	0.4355	0.4357	0.05 %
$-13^\circ$	-0.4249	-0.4247	0.05 %

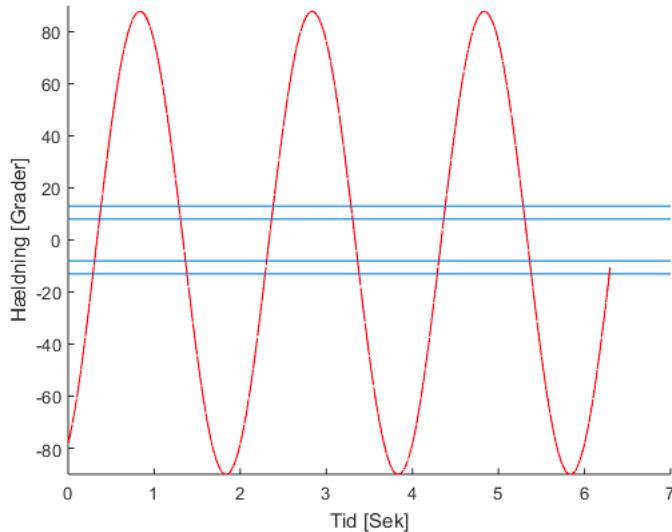
**Tabel 3.28:** Af tabellen fremgår afvigelsen fra det teoretiske input til det målte input.

De gemte optagelserne foretaget for de forskellige tærskelværdier er illustreret på **figur 3.41**. Det ses ud fra graferne at ved at indsende et input svarende til tærskelværdierne fås en linje som følger referenceværdierne. På figuren er der zoomet ind på de forskellige grafer, det fremgår heraf, at der kommer støj på signalet. Grunden til dette kan være at spændingen ikke er konstant og derved vil afvige under optagelsen.



**Figur 3.41:** Figuren viser målingerne for de enkelte tærskelværdier. I følgende rækkefølge fra venstre mod højre:  $8^\circ$  positiv,  $8^\circ$  negativ,  $13^\circ$  positiv og  $13^\circ$  negativ.

Det fremgår af **figur 3.42**, at softwaren kan visualisere en hældning fra  $\pm 90^\circ$ . Ud fra dette vurderes det yderligere at softwaren kan anvendes til at visualisere kropshældning.



**Figur 3.42:** Figuren viser en sinuskurve som illustrerer en svining på  $\pm 90^\circ$ .

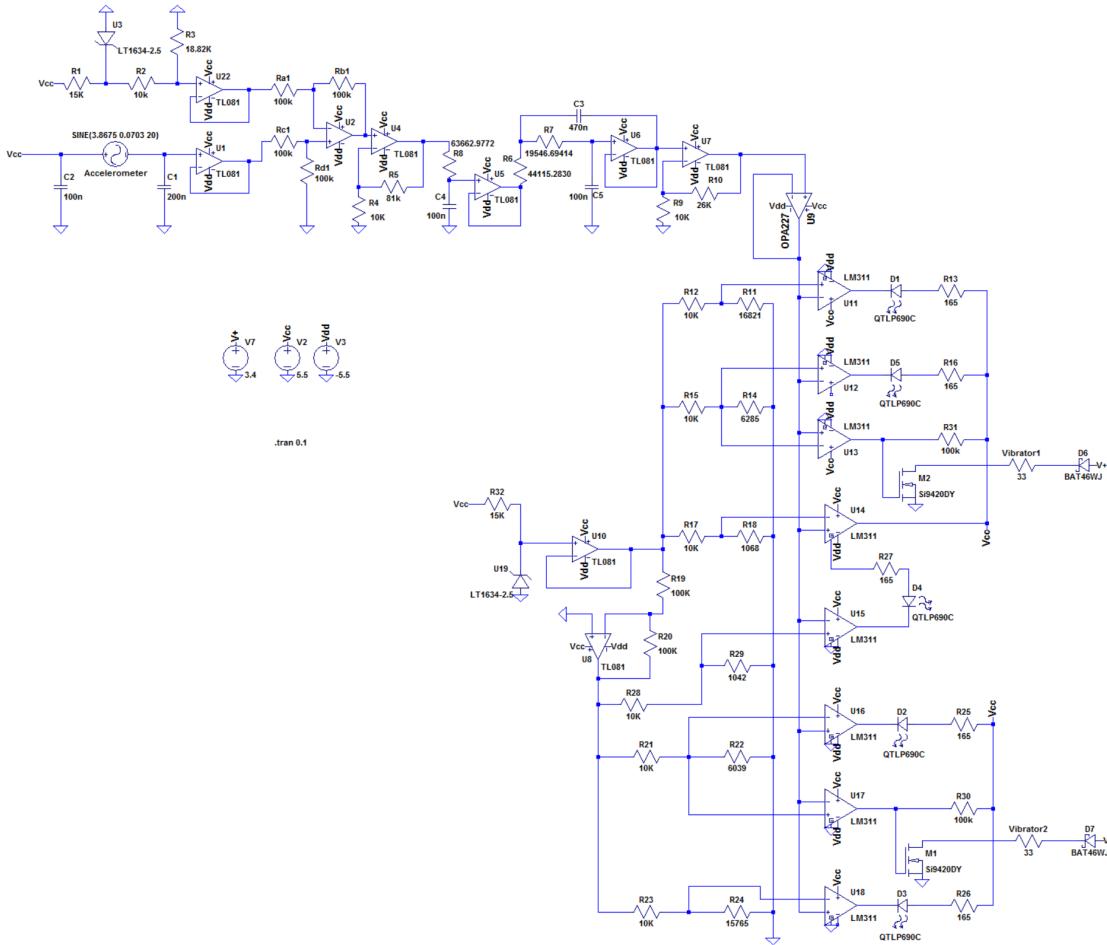
På baggrund af testen vurderes det at softwaren kan fremvise information om patientens hældning, derudover visualiseres det hvor meget patienten har bevæget sig ud i risikozonerne via. referencelinjer ved hhv.  $\pm 8^\circ$  og  $\pm 13^\circ$ . Det er muligt at gemme dataen så denne kan anvendes senere.

## 3.5 Samlet systemtest

Efter de enkelte blokke er blevet testet og godkendt hver for sig, skal det samlede system testes. Formålet med den samlede systemtest er at kontrollere, hvorvidt systemet overholder de overordnede funktionelle krav jævnfør afsnit 3.1.4 på side 24. Der anvendes samme fremgangsmåde for test af det samlede system, som af de øvrige blokke; Først simuleres systemet i LTspice, hvorefter det implementeres og testes.

### 3.5.1 Simulering

I simuleringen af det samlede system kontrolleres det, som i de øvrige simuleringer, om systemet fungerer med ideelle komponenter. Denne kontrol udføres ved at indsænde et sinussignal som inputspænding til systemet, som teoretisk skal aktivere hhv. de enkelte dioder og vibratorerne. Designet af det samlede system ses på **figur 3.44**:



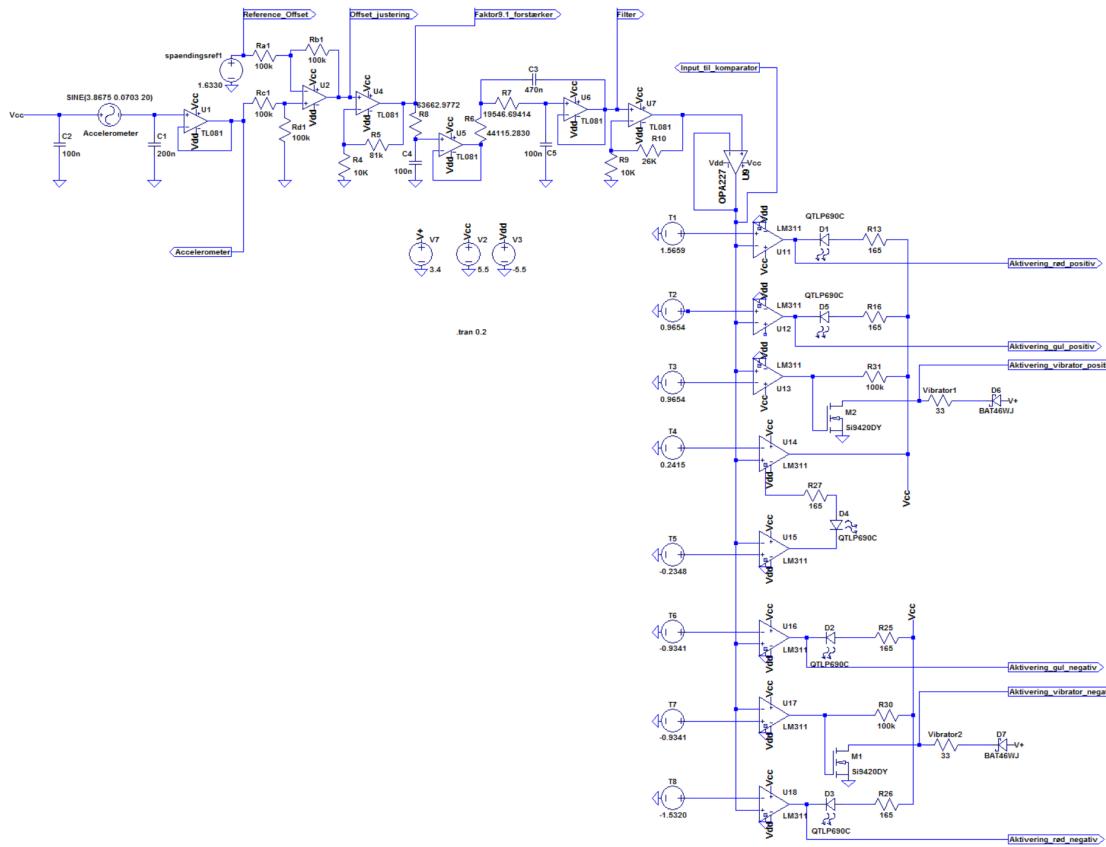
*Figur 3.43:* På figuren ses designet af det samlede system.

Sinussignalets amplitude udregnes til at være:

$$0.0037 \cdot \left( \frac{(25 - 13)}{2} + 13 \right) = 0.0703V \quad (3.46)$$

0.0037V er den maksimale spænding fra accelerometret ved  $1^\circ$  hældning. Dette ganges med 19, hvilket er midterpunktet for aktivering af en rød diode ( $13^\circ$  hældning) og mætning af den sidste forstærker ( $25^\circ$  hældning). Der opnås en amplitude på 0.0703V. Det kan derved måles, om systemet teoretisk opfylder de overordnede funktionelle krav jævnfør afsnit 3.1.4 på side 24.

For at simulere systemet, som ses **figur 3.44**, er det nødvendigt at foretage nogle basale ændringer i det opstillede system i LTspice, for at en computer kan køre det. Ændringerne omfatter, at blokke, som leverer en uændret spænding, udskiftes med en spændingsforsyning, som leverer denne spændingsværdi. Dermed fjernes nogle operationsforstærkere fra det teoretisk opstillede system, hvorefter computeren kan konfigurere en simulering. Designet med basale ændringer kan ses på **figur 3.44**.

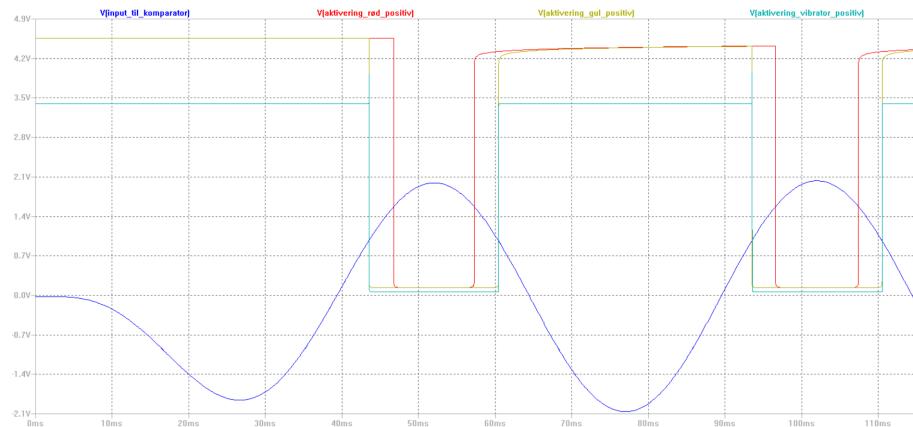


**Figur 3.44:** På figuren ses designet af det forenklede samlede system med labels, der indikerer målepunkterne for de følgende simuleringer. Derved kan blokkenes effekt på signalet følges undervejs i systemet. Referencespændingen til offsetjusteringsblokken er erstattet med en spændingsforsyning på 1.6325 V, hvilket konfigurationen, som før var forbundet her, teroretisk skulle leve. Derudover er hele konfigurationen, som skulle skabe tærskelværdier til komparatorerne, udskiftet med spændingsforsyninger, som leverer den simulerede tærskelværdi i volt til hver komparatorkonfiguration, som er målt i tabel 3.21 på side 64.

Simuleringen kan herefter foretages. Resultatet fra simuleringen ses på nedenstående figurer.



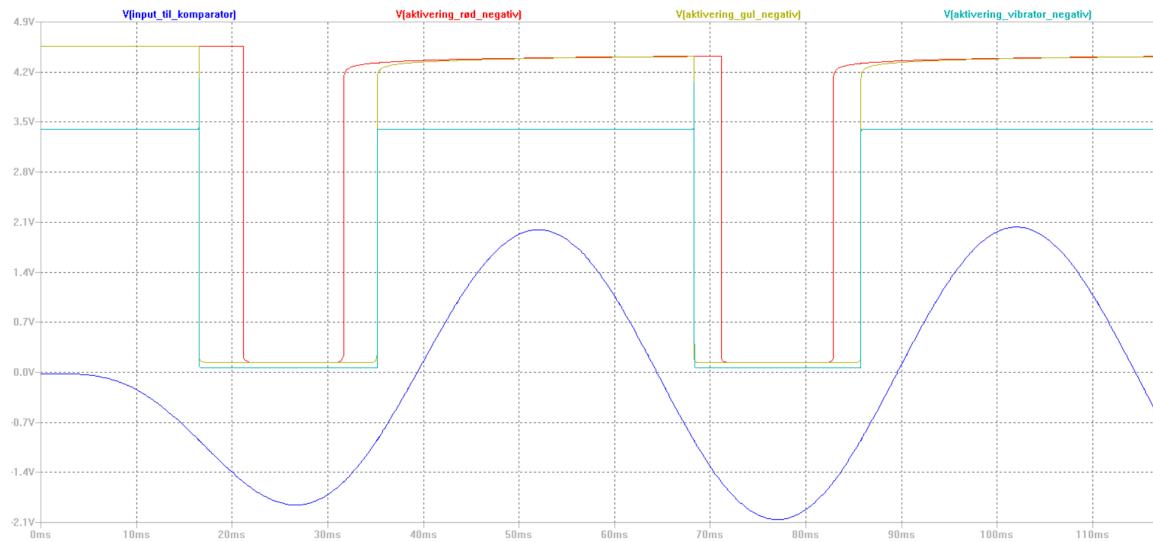
**Figur 3.45:** På figuren ses outputtet fra accelerometret plottet sammen med inputtet til komparatorblokken. Der ses, at signalets offset er blevet justeret, så signalet nu er centreret omkring 0V. Derudover er signalet blevet forstærket to gange og filtreret. Dette ses ved, at amplituden er blevet forstørret og frekvensen er forskudt.



**Figur 3.46:** På figuren ses inputtet til komparatorblokken plottet sammen med visualiseringen af, hvornår LED'erne samt vibratørerne i positiv retning aktiveres. Der ses, at den røde LED aktiveres, når inputsignalet er over ca. 1.5 V. Den gule LED samt vibratoren i positiv retning aktiverer, når inputsignalet er ca. 0.9 V.



**Figur 3.47:** På figuren ses inputtet til komparatorblokken plottet sammen med visualiseringen af, hvornår den grønne LED er aktiveret. Det ses, at den grønne LED er designet i en vindueskonfiguration, hvilket betyder, at den kun er aktiv i hakket, som er markeret med en sort cirkel på figuren. Det fremgår, at den er aktiv imellem 0.2 - -0.2 V.



**Figur 3.48:** På figuren ses inputtet til komparatorblokken plottet sammen med visualiseringen af, hvornår LED'erne samt vibratørerne i negativ retning aktiveres. Der ses, at den røde LED aktiverer, når inputsignalet er over ca. -1.5 V. Den gule LED samt vibratoren aktiverer, når inputsignalet er ca. -0.9 V.

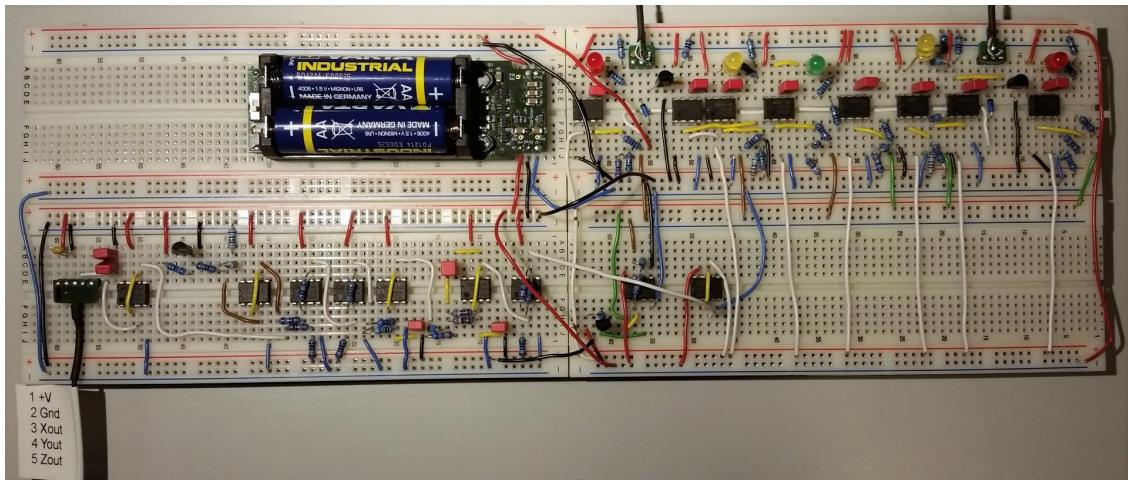
Ifølge figurerne og de grove aflæsninger aktiveres LED'erne samt vibratørerne ved de korrekte tærskelværdier. Der aflæses igennem LTspice, hvad outputtet er fra accelerometret ved aktivering af de enkelte feedbackkomponenter. Dette ses i **tabel 3.29**:

	Output fra accelerometer	Graders hældning	% afvigelse
Rød LED positiv	1.6763V	11.84°	8.92%
Gul LED & vibrator positiv	1.6620V	7.97°	0.38%
Grøn LED	1.6400V 1.6251V	2.03° til -2.06°	1.5% & 3%
Gul LED & vibrator negativ	1.6027V	-8.27°	3.4%
Rød LED negativ	1.5843V	13.38°	2.9%

**Tabel 3.29:** I tabellen ses resultatet af det simulerede samlede system ved aktivering af de enkelte feedbackkomponenter og den procentvise afvigelse fra de definerede hældningsgrader.

### 3.5.2 Implementering og test

Det samlede system implementeres på to breadboards. Opsætningen kan ses på **figur 3.49**



**Figur 3.49:** På figuren ses implementeringen af systemet. Ledningernes farve symboliserer forskellige ting: De hvide ledere signaler fra accelerometret igennem systemet og de røde og blå ledere hhv. den positive og negative strømforsyning til de forskellige komponenter i systemet. De sorte ledninger leder til ground, og de gule ledninger fungerer som forbindelsesveje. De grønne og brune ledninger leder hhv. en positiv og negativ referencespænding til offsettet og komparatorerne.

Herefter kan det samlede system blive testet. Systemet vil blive testet på to forskellige måder - først en test efter samme principper som i testen af accelerometeret og efterfølgende en test af det digitale output.

I testen af det samlede system tages der udgangspunkt i principperne fra testen af accelerometeret beskrevet i afsnit 3.4.1 på side 32. Det måles, hvorvidt systemet opfylder de overordnede funktionelle krav jævnfør afsnit 3.1.4 på side 24, ved at hælde accelerometeret i positiv og negativ retning indtil udløst feedback og ved disse tidspunkter aflæse outputtet fra accelerometeret på et multimeter.

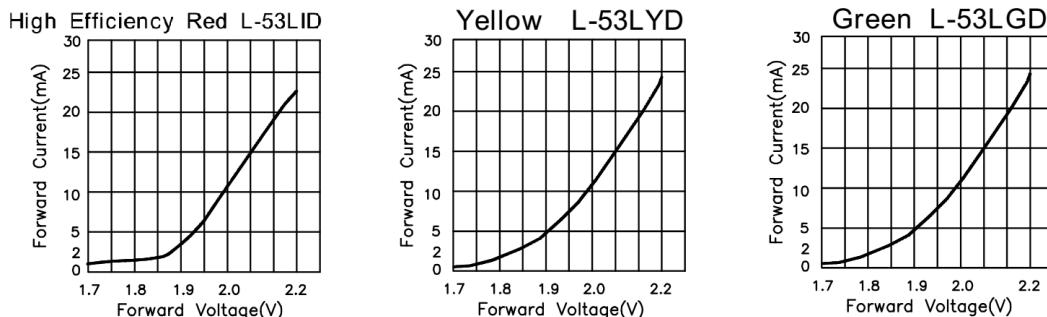
### Test 1

Ved test af den analoge del af systemet måles spændingsfaldet over LED'erne og vibratrorerne før og efter aktivering. Derudover måles outputtet fra accelerometeret lige ved aktivering af de forskellige komponenter. Disse målinger foretages med et multimeter. Resultatet fremgår af **tabel 3.30**:

	Spændingsfald over komponent før udløst feedback	Output fra accelerometer ved udløst feedback	Spændingsfald over komponent efter udløst feedback
Rød LED negativ	1.3296V	1.5822V	2.0324V
Vibrator negativ	0.6mV	1.6005V	2.9995V
Gul LED negativ	1.4310V	1.6005V	2.0700V
Grøn LED	1.4611V	1.6243V 1.6377V	2.0196V
Gul LED positiv	1.4247V	1.6562V	2.1187V
Vibrator positiv	0.1mV	1.6562V	3.1029V
Rød LED negativ	1.3311V	1.6740V	2.0605V

**Tabel 3.30:** I tabellen ses resultatet fra målingerne af den analoge del af systemet.

Der ses i **tabel 3.30**, at der forekommer et spændingsfald over LED'erne, selvom de ikke afgiver synligt lys. Dette skyldes, at der løber en lækstrøm igennem dem, men denne er ikke tilstrækkelig for aktivering af synligt lys. På **figur 3.50** ses graferne for forholdet imellem spændingsfaldet over LED'erne og strømmen, der løber igennem, for de enkelte LED'er. [75]



**Figur 3.50:** På figuren ses der tre grafer for hhv. den røde, gule og grønne LED. Graferne viser forholdet imellem spændingsfaldet over LED'erne og strømmen, der løber igennem, for de enkelte LED'er. (Revideret) [75]

Ifølge databladet for LED'erne vil de aktiveres ved 0.8mA. Da der ikke er et lineært forhold imellem spændingsfaldet og strømmen på **figur 3.50**, er det ikke muligt at vurdere, om LED'erne faktisk er aktiverede ved målingerne i anden kolonne i **tabel 3.30**. Jævnfør afsnit 3.4.8 på side 59 skal en LED modtage 20mA for at afgive tydeligt lys. Da komparatorkonfigurationen er tilpasset til, at denne strøm skal løbe over LED'erne, kan det forventede spændingsfald aflæses på grafernes x-akse for de enkelte LED'er. Ud fra disse værdier beregnes afvigelsen for de målte spændingsfald.

I fjerde kolonne på **tabel 3.30** ses det målte spændingsfald, når der teoretisk løber 20mA over LED'en. De beregnede afvigelser ses i **tabel 3.31**. De teoretiske værdier for spændingsfaldet er aflæst på x aksen ud fra 20mA på y aksen på **figur 3.50**.

	<i>Teoretisk spændingsfald</i>	<i>Målte spændingsfald</i>	<i>% afvigelse</i>
<i>Rød LED negativ</i>	2.14V	2.0324V	5.03%
<i>Gul LED negativ</i>	2.15V	2.0700V	3.73%
<i>Grøn LED</i>	2.14V	2.0196V	5.63%
<i>Gul LED positiv</i>	2.15V	2.1187V	1.46%
<i>Rød LED negativ</i>	2.14V	2.0605V	3.71%

**Tabel 3.31:** I tabellen ses procentafvigelsen fra det forventede spændingsfald ved aktivering af LED'erne.

Det fremgår af **tabel 3.31**, at der forekommer afvigelser imellem det målte og det forventede spændingsfald for alle LED'erne. Alle de målte værdier ligger under de forventede værdier, hvorfor det må forventes, at LED'ernes lys er svagere end forventet. Da det typiske interval for spændingsfaldet ved synligt lys ligger på 1.7-1.9V og maksimalt på 2.0-2.2V jævnfør afsnit 3.4.8 på side 59, vurderes det imidlertid, at LED'erne udløser deres feedback efter hensigten.

De benyttede vibratrorer aktiveres, når der sker et spændingsfald over dem på 2.3V. [77] Teoretisk bør der ikke forekomme spændingsfald over vibratrorerne, når disse er slukkede. Ud fra målingerne i **tabel 3.30** vurderes det, at dette er gældende, da der arbejdes med reelle komponenter under implementeringen. Ved udløst feedback sker der et spændingsfald for begge vibratrorer på ca. 3V. Derved er spændingsfaldet over grænsen for aktivering, og det vurderes derfor, at vibratrorerne udløser deres feedback efter hensigten.

Ud fra de målte outputværdier fra accelerometeret kan det beregnes, om feedbackmekanismerne aktiveres ved de definerede hældningsgrader jævnfør afsnit 3.3.6 på side 30. Dette gøres ved at tage outputværdien, trække offsettet i accelerometret fra og derefter dividere dette med

hhv. -0.0036V og 0.0037V for output i negativ og positiv retning.

$$\frac{(1.5822 - 1.6325)}{-0.0036} = 13.97^\circ \text{ for aktivering af rød LED i negativ retning} \quad (3.47)$$

$$\frac{(1.6005 - 1.6325)}{-0.0036} = 8.89^\circ \text{ for aktivering af gul LED samt vibrator i negativ retning} \quad (3.48)$$

$$\frac{(1.6243 - 1.6325)}{-0.0036} = 2.28^\circ \text{ for deaktivering af grøn LED i negativ retning} \quad (3.49)$$

$$\frac{(1.6377 - 1.6325)}{0.0037} = 1.41^\circ \text{ for deaktivering af grøn LED i positiv retning} \quad (3.50)$$

$$\frac{(1.6562 - 1.6325)}{0.0037} = 6.41^\circ \text{ for aktivering af gul LED samt vibrator i positiv retning} \quad (3.51)$$

$$\frac{(1.6740 - 1.6325)}{0.0037} = 11.22^\circ \text{ for aktivering af rød LED i positiv retning} \quad (3.52)$$

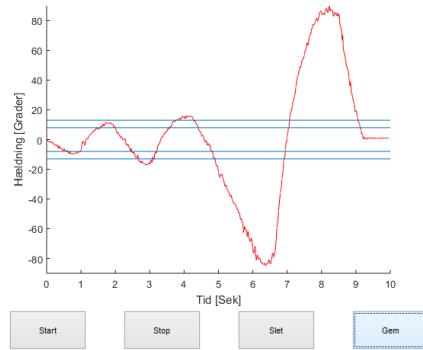
Der ses i overstående ligninger, at der er en afvigelse i accelerometerets hældning ift. de definerede grader for aktivering af feedbacken. Grunden til dette kan være, at referencespændingen til offsettet måles til 1.6302V, hvilket er -0.0023V fra det teoretiske offset i accelerometeret. Derved forskydes offsettet, og graderne for hældning af accelerometeret i negativ retning vil blive større, mens graderne vil blive mindre i positiv retning. Derudover skal der tages højde for afvigelserne i de enkelte blokke i systemet, som undervejs er blevet tolereret og accepteret. Disse vil tilsammen kunne skabe en større afvigelse for det samlede system.

På baggrund af målingerne og de vurderede fejlkilder godkendes den analoge del af systemet og det vurderes, at det virker efter hensigten ift. de overordnede funktionelle krav.

## Test 2

Ved test af den digitale del af systemet undersøges det, hvorvidt systemet kan give et digitalt output, som kan aflæses og gemmes jævnfør afsnit 3.1.4 på side 24.

Ved testen roteres accelerometeret i positiv og negativ retning, hvilket er afbilledet på **figur 3.51**:



**Figur 3.51:** På figuren ses brugerfladen for programmet. De blå streger repræsenterer de definerede hældningsgrader, hvor der gives feedback i den analoge del. Den røde graf repræsenterer en måling foretaget med accelerometret. På x-aksen ses tiden og på y-aksen ses hældningsgrader af accelerometret.

Det fremgår af **figur 3.51**, at det er muligt at aflæse den mælte hældning af accelerometret på en graf samt at gemme målingen.

På baggrund af testen og **figur 3.51** godkendes den digitale del af systemet og det vurderes, at det virker efter hensigten.

# Kapitel 4

## Syntese

---

### 4.1 Diskussion

Formålet med projektet er at udvikle et samlet system, som kan give visuel og somatosensorisk biofeedback under rehabilitering af apopleksipatienter med balanceproblemer jævnfør 3.1.2 på side 22. Systemet er udviklet på baggrund af fastsatte hældningsgrader for risikozoner jævnfør afsnit 3.1.5 på side 24.

#### 4.1.1 Målemetoder og pilotforsøg

Systemet og de enkelte blokke er primært designet på baggrund af det udførte pilotforsøg i bilag D på side 110. De målte data under pilotforsøget kan imidlertid være påvirket af forskellige faktorer, herunder lokalets temperatur på dagen for forsøgets udførelse samt støj fra omgivelserne. Dette kan have indflydelse på de beregnede værdier i systemets forskellige blokke. Ydermere kan pilotforsøgets metode have væsentlig betydning ift. afvigelser i de beregnede værdier. Eksempelvis er spændingen ved de enkelte hældningsgrader udregnet ved at måle spændingen ved  $0^\circ$  samt  $\pm 90^\circ$  og efterfølgende udregne spændingen for de enkelte grader, hvor feedbacken skal udløses. Desuden er selve rotationsmålingerne udført ved, at en person har roteret accelerometeret med hånden til hhv. højre og venstre. Der er således flere steder i processen, hvor de endelige resultater kan være blevet påvirket. Disse fejlkilder kunne have været begrænset ved anvendelse af mere præcist udstyr til opmåling af vinkler, hvor det desuden kunne være muligt at måle den præcise hældning ved de udvalgte grader frem for at udregne den.

De målte data kan desuden være påvirket af afvigelser i de anvendte måleapparater, herunder multimeter og optagelse med ADC. De forskellige apparater kan kun måle et begrænset antal decimaler, og værdierne kan således variere ift. teorien. Derudover vil der være afvigelse ift. de anvendte komponenter under implementeringen, da der arbejdes med reelle komponenter. Visse komponenter, herunder operationsforstærkere og komparatorer, har i forvejen oplyst en afvigelse fra de ideelle værdier i deres datablade, som er blevet accepteret. Andre komponenter er blevet målt, herunder modstande og kondensatorer, og en eventuel afvigelse er medkalkuleret i systemet for at minimere afvigelserne, så vidt det var muligt.

#### 4.1.2 Problemløsning

Ved design, simulering, implementering og test af systemets enkelte kredsløb ses det, at alle overholder de fastsatte krav og tolerancer. Der er imidlertid nogle områder indenfor de enkelte blokke og spændingsforsyninger, hvor det kan overvejes, om der kunne have været anvendt andre metoder.

## Referencespænding til offset

Implementeringen af en referencespænding til at forsyne offsetkredsløbet medfører tilføjelse af ekstra komponenter til det samlede system og dermed også flere kilder til støj. Dette vurderes imidlertid at være den mest optimale løsning sammenlignet med at anvende eksempelvis et batteri, da dette ikke er lige så specifikt. Der er en uløst problematik ift. referencespændingen, da det er batterier, der fungerer som spændingsforsyning til referencespændingen, jævnfør afsnit 3.4.2 på side 34. Dermed sker der et gradvist fald i den spænding, som batterierne kan yde over tid, hvormed der med tiden heller ikke kan leveres en tilstrækkelig spænding fra referencen. Dette kan have konsekvenser ift. at få justeret offsettet korrekt. Det kan derfor være hensigtsmæssigt at tilføje en funktion, der oplyser brugeren om, når referencen ikke længere kan udsende den forventede spænding pga. batterierne i spændingsforsyningen. Hvis referencespændingen falder tilstrækkeligt, vil det have en fatal effekt for hele systemet. Denne funktion kunne eventuelt være aktivering af en diode eller en auditiv alarm.

## Opsamling

I opsamlingsblokken bliver offsettet fra accelerometret ved 0g påvirkning justeret til 0V jævnfør afsnit 3.4.3 på side 38. Da formålet med blokken i denne sammenhæng er at fjerne offsettet helt, kan det være en mulighed at anvende et højpasfilter, som dæmper frekvenserne fra offsettet.<sup>1</sup> Ved denne løsning skal det imidlertid overvejes, at frekvenserne ikke fjernes helt, og det kræver derfor, at de er dæmpet tilstrækkeligt til, at de ikke har indflydelse på det samlede signal.

Det kan desuden overvejes, om det vil være mere optimalt at sammenlægge offsetjusteringen og forstærkningen i opsamlingsblokken til ét kredsløb, hvilket kan forsimple blokken og dermed begrænse visse afvigelser, da der indgår færre komponenter. Denne løsning er imidlertid ikke valgt, da der i dette projekt ønskes en tydelig afgrænsning imellem de enkelte kredsløb for at gøre systemet mere overskueligt, hvorved identificering af eventuelle fejl muligvis er nemmere.

## Filter

På baggrund af **ligning (3.28)** - 3.28 på side 46 blev det bestemt, at der skulle udarbejdes et 3. ordens lavpasfilter til at dæmpe uønskede frekvenser i det opsamlede signal. Kondensatorerne i kredsløbet blev valgt ud fra, hvad der var til rådighed i laboratoriet, og modstandene i kredsløbet blev efterfølgende udregnet ud fra disse. I praksis ville det have været mere hensigtsmæssigt at afprøve flere forskellige kondensatorer og vælge dem, der gav den mindste afvigelse ift. sammensætning af modstandene.

Jævnfør afsnit 3.4.5 på side 44 blev der valgt at anvende et Butterworth filter frem for de andre former for filter for at opnå maksimal fladhed i pas- og stopbåndet. Hvorvidt dette er blevet opfyldt vides ikke, men det vides via teorien, at Butterworth filtret opnår den maksimale fladhed i pas- og stopbåndet ift. f.eks. Tschebyschev- og Besselfiltre. [71] Der kunne dog være forsøgt at designe et 3. ordens Tschebyschev- og Besselfilter for at påvise denne fladhed i Butterworth filtret. Derved kunne der opnås endnu en parameter, der beskriver kvaliteten af det udarbejdede filter og et mere kvalificeret valg kunne blive truffet ift. hvilket filter, der er mest optimalt til dette system.

---

<sup>1</sup>FiXme Note: NTK: Når accelerometeret detekterer offsetværdien er påvirkningen 0g, hvilket udgør de laveste frekvenser i signalet. Disse kan identificeres og dermed dæmpes med et højpasfilter, således at offsettets frekvenser er dæmpede på det samlede signal.

Ved simulering af filteret med de beregnede modstande opstod nogle afvigelser i pasbåndsfrekvensen, som lå over de fastsatte tolerancer. Dette problem blev imidlertid løst, da de udregnede modstande under simuleringen blev erstattet med de teoretiske værdier for de reelle modstande, som skulle indgå i implementeringen af kredsløbet. Årsagen til dette er ukendt, da simulering med de præcise udregnede værdier burde give de mindste afvigelser, men det blev besluttet at acceptere blokken, da de reelle modstande også kunne bruges i implementeringen uden yderligere afrunding.

### Tilpasning

I tilpasningsblokken bliver signalet i systemet tilpasset til være  $\pm 3V$  ved  $\pm 25^\circ$ . Jævnfør afsnit 3.4.6 på side 53 vurderes det, at en hældning over denne værdi ikke vil være relevant ift. at vurdere, hvorvidt patienten er faldet eller ej. Dette kunne imidlertid være blevet undersøgt nærmere, for at underbygge denne vurdering yderligere. En eventuel variation fra denne fastsatte hældningsværdi vil betyde, at forstærkningsfaktoren skal ændres.

### Spændingsreference til komparator

Spændingsreferencen til feedbackkonfigurationen er opbygget efter de samme principper, som referencespændingen til offsettet er opbygget. Forskellen er, at der ved udregningen af modstandene til dette afsnit er taget højde for, at flere komponenter kræver forsyning. Der opstår imidlertid samme problematik som for spændingsreferencen til offsettet; Da spændingsforsyningen til referencen er udgjort af batterier, vil referenceværdien med tiden ikke kunne opretholdes. For feedbackkonfigurationen vil dette det betyde en afvigelse i tærskelværdierne i de enkelte komparatorer, hvorfor der ikke længere vil udløses feedback ved de rigtige hældningsgrader. Det vil derfor her ligesådan være essentielt med en indikation til brugeren om, at referencespændingen ikke længere ligger på den krævede værdi.

### Feedbackkonfiguration

Det kan være kompliceret at give feedback til patienter med følger af apopleksi, da de kan have kognitive problemer jævnfør afsnit 2.3.2 på side 11. Det skal derfor vurderes, hvorvidt flere typer feedback ad gangen er hensigtsmæssigt for patienterne, samt hvordan feedbacken anvendes. Det vurderes, at den visuelle feedback vil være essentiel for patienterne i begyndelsen af rehabiliteringsforløbet. Dette skyldes, at farverne tydeligt viser, hvilket område patienten befinner sig indenfor, samt hvilken retning hældningen sker i. Desuden er feedbacken sammensat ud fra samme princip som et lyskryds, hvilket er et kendt system for patienten. Dette hjælper til at lære systemet og dets anvendelse af kende og stiller ikke store krav til patientens evne til at fokusere på feedbacken. Den somatosensoriske feedback vil være at foretrække for patienter, som er længere i rehabiliteringsprocessen og har forbedret balance. Denne feedbackform stiller større krav til patienten end den visuelle feedback, da hældningsintervallerne ikke er tydeligt afgrænset. Derudover er der ingen feedback vedrørende patientens udgangsposition, da der ikke er vibration ved den grønne LED, hvorved patienten skal have fornemmelse for stabil udgangsposition. Desuden er der én vibrationshastighed, hvilket gør, at patienten ikke får feedback om personen er i første eller anden risikozone. De to feedbackformer er adskilt fra hinanden i systemet, hvormed det i praksis vil være muligt at vurdere hvilken feedbacktype, der skal anvendes til den enkelte patient.

Der bør ift. den somatosensoriske feedback vurderes hvilken side, der er mest hensigtsmæssig at udløse feedbacken i; Det kan i praksis undersøges, om det virker bedst for patienterne, at vibrationen udløses i samme side som hældningen sker til eller, om det fungerer bedre, at vibrationen sker i modsatte side. Hvis den sidste mulighed er mest optimal, vil løsningen være at sætte vibratorene omvendt på patienten. Det kan desuden overvejes, om der kan implementeres en tredje feedbackform, audiotiv feedback, hvor patienten advares vha. lyde, der angiver hældningsgraden. Denne feedbackform kan umiddelbart være vanskeligt at anvende, da apopleksipatienter, jævnfør afsnit 2.5.3 på side 2.5.3, ofte er ældre og derved kan have nedsat hørelse. Derudover kan betydningen af lydene være svær at huske, da det ikke er et system, der i forvejen er indlært som ved den visuelle feedback.

Accelerometeret skal under træningen være placeret øverst på sternum. Det kan i denne forbindelse overvejes, om der ved målingerne forekommer støj fra kroppen; eksempelvis i form af påvirkning fra hjerte og lunger.

Testen af feedbackkonfigurationen blev foretaget ved brug af oscilloskop. De målte tærskelværdier blev sammenlignet med den værdi, hvor LED'en og vibratoren tænder, hvilket kan ses ved et spændingsfald. Oscilloskopen har indbygget en otte bit ADC-konverter til at afbildede målingerne digitalt. Denne konvertering gør, at oscilloskopet har en gråzone mellem målepunkterne, som er på ca. 0.04V. I denne gråzone vil oscilloskopet ikke kunne vise den præcise værdi. Da flere af tærskelværdierne samt spændingsfaldene for LED'erne og vibratorerne ligger i denne gråzone, var det vanskeligt at måle den nøjagtige forskel på værdierne. Derved er testen af komparatoren foretaget ved at tilnærme tærskelværdierne samt værdien for spændingsfaldet til det nærmeste målepunkt. Denne metode er mere problematisk ved tærskelværdien for den grønne LED end ved den røde LED, da 0.04V udgør en større del af selve tærskelværdien, hvilket ses på 3.24 på side 67, hvor værdien for -2o afviger med 15.72%. Ved denne målingen var tærskelværdien -0.2373V, hvilket er placeret i gråzoneren, som går fra 0.200V til 0.240V og det samme var spændingsfaldet. Her blev spændingsfaldet tilnærmet målepunktet på 0.200V, da det blev vurderet, at den lå nærmest.

En anden målemetode, hvori der ikke bruges en vurdering i gråzone, er at opsætte et spændingstræ, der fungerer som to spændingsdeler med et potentiometer, der erstatter den midterste modstand. For at have en fast spænding kan spændingsreferencen på 2.5V bruges. De to spændingsdeleres tærskelværdier kan udarbejdes således, at de danner et arbejdsmråde, hvor der manuelt kan menurares vha. potentiometeret. Der kan tilkobles et multimeter for at kunne se den reelle værdi i arbejdsmrådet mere nøjagtigt. F.eks. kunne arbejdsmrådet være mellem 0.200V og 0.300V, og da potentiometeret kan drejes 10 omgange, vil der pr. omgang kunne justeres med 0.010V, hvorfor gråzoneren vil blive mindre end ved brug af oscilloskop. Gråzoneren afhænger ved denne metode af, hvor præcis værdierne er i spændingstræet. Denne præcision afhænger af modstandene der benyttes. Desuden afhænger metoden af multimeteres nøjagtighed ift. den værdi der måles, og den værdi der vise på interfacet.

## ADC

I resultaterne fra testen af ADC'en konkluderes det, at en for lav samplingsfrekvens ift. signalet medfører et kantet signal. Dette gøres på baggrund af de grafer, som fremkommer ved målingerne jævnfør afsnit 3.4.10 på side 69. For at underbygge denne konklusion kunne det have været en mulighed at foretage endnu en test, hvor inputsignalets frekvens øges yderligere. Hvis resultatet af denne måling skal stemme overens med den nuværende konklusion, skal grafen for den nye måling være mere kantet som et udtryk for, at der opsamles med for få

datapunkter til, at der kan opnås et repræsentativt resultat.

### USB-isolator

Da der ikke er udført en decideret test af USB-isolatoren og den opfylder de opstillede krav jævnfør afsnit 3.4.11 på side 72 vurderes det, at der ikke er nogle væsentlige faktorer, der bør overvejes ift. denne blok.

### Software

For at kunne anvende softwaren kræver det, at patienterne har en computer med programmet Matlab. Derudover skal computeren have mulighed for at åbne målingsfilen, der er gemt som en billedefil. På denne måde kan patienten eller plejepersonalet videresende data til alle, som det kunne være relevant for. Hvorvidt det skal være muligt for plejepersonale at kunne redigere grafen diskutes. Som softwaren er nu skal plejepersonalet benytte photoshop for redigering af grafen, da det er en billedfil. En anden mulighed kunne være, at filen blev gemt i Matlab, hvilket gør, at plejepersonalet kan redigere og manipulere grafen efter, at filen er gemt. Det kunne f.eks. være behov for at redigere på akserne, hvorved der kan zoomes yderligere ind på et bestemt punkt på grafen.

Det er nødvendigt for patienterne at have en anden person til rådighed under øvelsen, som kan starte og stoppe optagelsen. Dette skal gøres i softwarens interface, hvilket gør, at øvelsen endnu ikke kan udføres selvstændigt. En løsning på denne problematik kunne være, at optagelsen forsinkes med 15 sekunder efter aktivering i interfacet, hvorved patienten har tid til at tage udgangsposition for øvelsen. Ellers kunne patienten efter øvelsen redigere på x-aksen, hvis redigering igennem Matlab blev en mulighed. Det kunne også være en mulighed, at stop- og startfunktion for interfacet placeres omkring accelerometeret på patienten, hvorved vedkommende selv kan trykke, når udgangspositionen for den pågældende øvelse er taget.

Det kunne være en mulighed, især for ældre apopleksipatienter, at tilføje en funktion i softwaren, som kan alarmere plejepersonale eller alarmcentralen, hvis der detekteres en hældningen for patienten på  $\pm 85^\circ - \pm 95^\circ$  over et bestemt tidsinterval. Dette kunne dog give problematikker i eventuelle fejlalarmeringer, hvis patienten f.eks. har afmonteret accelerometeret og glemt at deaktivere softwaren.

### Spændingsforsyning

Jævnfør afsnit 3.4.9 på side 67 anvendes spændingsforsyningen til at forsyne hhv. spændingsreferencerne samt de øvrige blokke i systemet. På baggrund af teori og tests fremgår det, at det er essentielt, at spændingsforsyningen leverer den forventede spænding, da det ellers vil påvirke hele systemets funktion. Det kan dermed også være en fordel at tilføje en funktion til systemet, der informerer brugeren, når spændingsforsyningen ligger under den forventede værdi.

#### 4.1.3 Det samlede system

På baggrund af den samlede systemtest af den analoge del af systemet ses det, at der er afvigelser for samtlige grader, hvor LED'erne samt vibratrorerne aktiveres ift. de definerede grader. Der ses i **ligning (3.47)-3.52** på side 83, at den maksimale afvigelse i grader er  $13^\circ - 11.22^\circ = 1.78^\circ$ , hvilket svarer til 13.69%. Der forekommer således en højere

procentmæssig afvigelse i denne test sammenlignet med de udregnede afvigelser for test af de enkelte blokke. Det vurderes, at denne afvigelse altså kan forventes grundet afvigelser i de enkelte blokke. Hvis der f.eks. tages udgangspunkt i outputtet fra accelerometret ved aktivering af den røde LED i positiv retning, som var 1.6740V, kan afvigelserne for dette signal beregnes, hvis der tages højde for afvigelsen i referencespændingen til offsetjusteringsblokken. Dette ses i de følgende ligninger.

$$1.6740 - 1.6302 = 0.0438 \quad (4.1)$$

$$\frac{0.0438}{0.0037} = 11.84^\circ \quad (4.2)$$

Der ses i ligningen, at den udregnede vinkel for accelerometret er 11.84 grader, når der tages højde for referencespændingen. Derved er afvigelsen i grader  $13^\circ - 11.84^\circ = 1.16^\circ$ , hvilket er 8.92% afvigelse fra  $13^\circ$ . Derved ses en nedsættelse af afvigelsen, når der tages højde for de enkelte blokkes afvigelse i test. Flere af de benyttede komponenter har et indbygget offset, som f.eks. operationsforstærkere, hvormed dette også kan påvirke både de enkelte blokke og det samlede system. Der forventes ikke, at afvigelsen for det samlede system vil forsvinde helt, selvom der tages højde for blokkenes individuelle afvigelse, da der også skal medregnes eventuelle fejl ved målemetoderne ift. aflæsning eller præcist udstyr.

Det kan også diskuteres, hvorvidt aflæsningen af accelerometerets output under den samlede test er foretaget korrekt, da outputtet blev aflæst ved forsøgsafvikernes vurdering af tidspunktet for udløst feedback. En mere præcis metode til dette vil eventuelt være at benytte et potentiometer. Dette kunne under test have erstattet accelerometret, hvorved det præcise output, der sendes ind i resten af systemet, kunne aflæses med et multimeter.<sup>2</sup> Derudover vil tidspunktet for udløst feedback være mere præcist, da spændingen fra potentiometeret er konstant og kan måles mere nøjagtigt. Ved anvendelse af potentiometeret vil der imidlertid være flere tolerancer, som skal tages højde for, da designet er mere omfattende.

Det kan diskuteres på baggrund af den samlede systemtest af den digitale del af systemet, om programmet er brugervenligt og optimalt for det fagkyndige personale. For optimering af brugervenligheden kan der eventuelt tilføjes funktioner, som kan gøre det muligt for personalet at indtaste og hente informationer om patienten igennem programmet, herunder eksempelvis navn, CPR og / eller dato. Derudover kan spektret for y-aksen eventuelt afgrænses, således den evt. går fra  $\pm 25^\circ$ , hvorved det vil blive lettere at aflæse målingerne præcist, da det forventes, at patienten vil holde sig inden for feedbackspektret.

---

<sup>2</sup>FIXme Note: NTK: potentiometret sættes op i en spændingstre med to spændingsdelere på hver side, som angiver "arbejdsmrådet". Der kan drejes 10 omgange på potentiometret, hvorved den kan fungere som en variabel forstærker inden for arbejdsmrådet.

## 4.2 Konklusion

Igennem dette projekt er der blevet udarbejdet et biofeedbacksystem, som er i stand til at opsamle biologiske signaler i form af apopleksipatienters kropshældning vha. et accelerometer. Accelerometerets g påvirkning ved den specifikke hældning konverteres til en elektrisk spænding, hvilket vha. systemet konverteres til visuel og somatosensorisk feedback. Ud over den analoge del af kredsløbet kan den digitale del af systemet afbilde det biologiske signal, samt gemme patientdata vha. udviklet software. Apopleksipatienter kan med fordel anvende systemet til træning af balancen vha. forskellige balanceøvelser under rehabiliteringsprocessen, eftersom systemet giver information omkring kroppens position i det frontale plan. Systemet er designet således, at det mäter patienternes kropshældning, samt angiver hvilken retning hældningen sker i vha. biofeedback, hvilket på baggrund af studier, jævnfør 2.5.2 på side 15 medfører en signifikant forbedring af balancefunktionen. Det vurderes derfor, at hvis patienterne anvender systemet i kombination med balanceøvelser vil dette hjælpe dem til at forbedre balancen under rehabiliteringsprocessen.

Den analoge del af systemet starter med en opsamlingsblok, der omfatter accelerometeret, offsetjustering og en forstærker. Herefter følger en filtreringsblok der omfatter et lavpasfilter, inden systemet forgrenes i hhv. en analog og digital del. Næste trin i den analoge del af systemet er en tilpasningsblok, hvor signalet igen forstærkes, hvorefter det ledes over i feedbackblokken omfattende en komparatorkonfiguration tilkoblet de forskellige feedbackkomponenter, som udløses til patienten afhængigt af hældningsgraden. Den visuelle feedback omfatter LEDer i en konfiguration designet efter princippet i et trafiklys, imens den somatosensoriske feedback omfatter vibration på hånden i den side hældningen sker imod. I den digitale del af systemet bliver det analoge signal først sendt ind i en ADC-blok for at konvertere det til digital. Herefter løber signalet igennem en blok indeholdende en USB-isolator og til sidst ind i blokken for computeren, der omfatter opsamling med Scopelogger, behandling i Matlab og afbildning som et real-time plot. Plottet kan herefter gemmes til senere brug og analyse af det fagkyndige personale.

Designet af systemets blokke er blevet evalueret igennem simuleringer og tests, hvor det er undersøgt, om blokkene overholder de opstillede kravspecifikationer og tolerancer. Alle blokkene er på baggrund af de udførte tests blevet godkendt til at indgå i det samlede system. Der er afslutningsvis blevet foretaget en test af det samlede system, hvor resultatet viste de overordnede funktionelle krav for systemet er opfyldt. I denne test blev det vurderet, at der kunne tolereres større afvigelser end i de udførte tests af de enkelte blokke, da signalet her blev sendt igennem alle blokkene, der hver især viste mindre afvigelser. For at optimere den information systemet giver vedrørende kropshældningen bør tærskelværdierne i komparatorkonfigurationen evt. korrigeres, hvis systemet skal benyttes i sundhedssektoren for at minimere afvigelser.

### 4.3 Perspektivering

Selvom det udviklede system fungerer og opfylder de opstillede krav, er der stadig flere områder, hvor der er plads til ændringer og forbedringer. Systemet er udarbejdet til, at apopleksipatienter kan træne deres balance under udførelse af forskellige øvelser. Da formålet med et træningsforløb er, at patienterne skal forbedre deres balance, kan der opstå et behov for at tilpasse sværhedsgraden i de enkelte øvelser, da alle patienter har forskellige udgangspunkter ift. balancen, når de påbegynder forløbet. Dette kan gøres ved at give patienterne eller det fagkyndige personale muligheden for selv at regulere på hvilken hældningsgrad, de forskellige typer af feedback skal udløses ved. Funktion kan implementeres i systemet ved at tilføje en switch-funktion, der ændrer tærskelværdierne i feedbackkonfigurationen. I denne forbindelse kan man også overveje mulighederne for at anvende endnu en af akserne på accelerometeret i systemet, således der både kan måles hældning til begge sider samt frem og tilbage, når systemet anvendes. Til udvikling af softwaren kan der implementeres en funktion, som informerer det fagkyndige personale om hvor mange gange patienterne når de enkelte tærskelværdier. Dermed kan personalet sammenligne de forskellige test ud fra reelle talværdier.

For at optimere transportmulighederne af systemet, kan der udvikles en app til mobilen, der har samme funktioner som det nuværende system. Enheden, der skal måle hældningen, kan stadig placeres øverst på sternum og skal være tilkoblet mobilen med en ledning eller via bluetooth. Ved benyttelse af en mobil med indbygget accelerometer kan mobilen både håndtere det analoge og digitale signal ved at opsamle og behandle data og efterfølgende give feedback i form af vibration og lyde. I denne forbindelse er det væsentligt at eksperimentere med placeringen af accelerometeret på patienternes krop; jævnfør afsnit 2.5.2 på side 15 er den mest optimale placering af accelerometeret øverst på sternum. Det viser sig imidlertid, at der også er andre potentielle muligheder ift. accelerometerets placering. Eksempelvis kan placering ved livet give næsten lige så præcise resultater som placering på sternum, og det bør testes, hvorvidt det er lettere og mere komfortabelt at træne med accelerometeret i denne position[55].

Derudover kan accelerometeret gøres trådløst, hvorved patienten vil opnå større bevægelsesfrihed ved anvendelse af systemet. Med et sådant design kan der desuden undgås støj fra ledninger. Dette design kan opnås ved en bluetooth-konfiguration, hvor signalet fra accelerometeret sendes til kredsløbet via Bluetooth, som er kendt fra flere mobiler. Der findes allerede accelerometre med implementeret Bluetooth på markedet, hvilket kan indikere, at dette er en realistisk mulighed [80, 81].

Inden systemet eventuelt kan implementeres i sundhedssektoren, vil der også være behov for at undersøge andre muligheder ift. opbygningen af de enkelte blokke i systemet, og om løsningerne, der er valgt i designprocessen, kan optimeres. Eksempelvis ift. den første forstærkning med en forstærkningsfaktor på 9.1, da det også er muligt at forstærke under offsetjusteringen jævnfør afsnit 3.4.4 på side 41. Hvis modstandene  $R_b$  og  $R_d$  på **figur 3.12** på side 42 bliver udskiftet med to  $910\text{K}\Omega$  modstande (hvilket reelt ikke findes, hvorfor en  $120\text{K}\Omega$  og en  $390\text{K}\Omega$  kan sættes parallelt) i offsetjusteringsblokken, vil denne blok i teorien forstærke med en faktor 9.1 samtidig med, at den justerer offsettet. Ved at spare en blok i det samlede system kan eventuel støj mindskes. Jævnfør afsnit 3.4.9 på side 67 skal spændingsforsyningen til flere af systemets blokke ligge på  $5.5\text{V}$ , hvorfor det desuden kan være en mulighed at implementere en konfiguration indeholdende en diode, der lyser, når spændingsforsyningen kommer under denne værdi. Herved bliver patienten eller det fagkyndige personale oplyst om,

at batterierne skal oplades eller udskiftes.

# Litteratur

---

- [1] Hjernesagen. Fakta om apopleksi, April 2015. URL <http://www.hjernesagen.dk/om-hjerneskader/bloedning-eller-blodprop-i-hjernen/fakta-om-apopleksi>.
- [2] Sundhedsstyrelsen. Bilag til forløbsprogram for rehabilitering af voksne med erhvervet hjerneskade - apopleksi og tci. *Sundhedsstyrelsen*, 2011.
- [3] Ældre Sagen. Antal Ældre. *Danmarks Statistik*, 2014.
- [4] Christina Rostrup Kruuse. Apopleksi - blodprop eller blødning i hjernen, August 2014. URL <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-a-aa/hjerte-og-blodkar/sygdomme/apopleksi/apopleksi-blodprop-eller-bloedning-i-hjernen/>.
- [5] Ingrid Muus, Karin C Ringsberg, Max Petzold, and Lars-Olof Persson. *Helbredsrelateret livskvalitet efter apopleksi: Validering og anvendelse af SSQOL-DK, et diagnosespecifikt instrument til måling af helbredsrelateret livskvalitet blandt danske apopleksipatienter*. PhD thesis, Nordic School of Public Health NHV Göteborg, Sweden, 2008.
- [6] Doris Karnath, Hans-Otto Broetz. Understanding and treating “pusher syndrome”. *Physical Therapy. Volume 83. Number 12*, 2003.
- [7] National Stroke Association. Recovery after stroke: Movement and balance. *National Stroke Association*, 2006.
- [8] Sundhed.dk. Apopleksi og tci(=tia), September 2014. URL <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/hjerte-kar/tilstande-og-sygdomme/apopleksi-og-tia/apopleksi-og-tia-tci/#1>.
- [9] D.S. Nichols. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy. Volume 77. Number 5. Page 553-558*, 1997.
- [10] Sundhedsstyrelsen. Hjerneskaderehabilitering - en medicinsk teknologivurdering. *Sundhedsstyrelsen*, 2010.
- [11] Christina Rostrup Kruuse. Apopleksi, rehabilitering, April 2015. URL <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-a-aa/hjerte-og-blodkar/sygdomme/apopleksi/apopleksi-rehabilitering/>.
- [12] Britannica Academic. Stroke, September 2015. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/569347/stroke>.
- [13] Sundhedsstyrelsen. Referenceprogram for behandling af patienter med apopleksi. *Sundhedsstyrelsen*, 2009.
- [14] Leslie Ritter and Bruce Coull. Lowering the risks of stroke in women (and men), 2015. URL <http://heart.arizona.edu/heart-health/preventing-stroke/lowering-risks-stroke>.

- [15] Svend Schulze and Torben V. Schroeder. *Basisbog i Sygdomslære*. Munksgaard Danmark, 2011. URL [https://books.google.dk/books?id=vNK8CRu4t9sC&pg=PA444&lpg=PA444&dq=karakterkclusion&source=bl&ots=jAu\\_\\_8N40z&sig=I4LKVLfRFQVE4NZYjHpUepM6jms&hl=da&sa=X&ved=0CEMQ6AEwB2oVChMI1Lbp\\_fv4xwIVCANzCh0AmgAV#v=onepage&q=apopleksi&f=false](https://books.google.dk/books?id=vNK8CRu4t9sC&pg=PA444&lpg=PA444&dq=karakterkclusion&source=bl&ots=jAu__8N40z&sig=I4LKVLfRFQVE4NZYjHpUepM6jms&hl=da&sa=X&ved=0CEMQ6AEwB2oVChMI1Lbp_fv4xwIVCANzCh0AmgAV#v=onepage&q=apopleksi&f=false).
- [16] Britannica Academic. Nervous system disease, September 2015. URL <http://academic.eb.com/EBchecked/topic/1800831/nervous-system-disease/75792/Stroke?anchor=ref606262>.
- [17] Elias A. Giraldo. Overview of stroke, 2015. URL <http://www.merckmanuals.com/home/brain-spinal-cord-and-nerve-disorders/stroke-cva/overview-of-stroke>.
- [18] Louis R. Caplan. *Stroke*. Demos Medical, 2006.
- [19] Frederic H. Martini et al. *Fundamentals of Anatomy & Physiology*. Pearson Education, 2012.
- [20] Christina Rostrup Kruuse, John Sahl Andersen, Nanna Witting, and Finn Klamer. Apopleksi, kognitive symptomer, 2015. URL <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/hjerte-kar/tilstande-og-sygdomme/apopleksi-og-tia/apopleksi-kognitive-symptomer/>.
- [21] Anders Gade, Annelise Smed, and Palle Møller Pedersen. Neuropsykologiske opslag og temae til "gads psykologileksikon". Bog, 2004. URL <http://gade.psy.ku.dk/Undervis/a.htm>.
- [22] B. J. Boss. Pathophysiology: The biologic basic for disease in adults and children. *Mosby Elsevier*, 2010.
- [23] Cindy L. Stanfield. *Principles of Human Physiology*. Pearson Education, 2014.
- [24] Torben Moos and Morten Møller. *Basal neuroanatomi*. FADL's forlag, 2010.
- [25] Yurong Mao et al. Virtual reality training improves balance function. *Neural Regeneration Research*, 2014.
- [26] Dhakshin Ramanathan, James M. Conner, and Tuszynski Mark H. A form of motor cortical plasticity that correlates with recovery of function after brain injury. *Pubmed*, 2006. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1544093/>.
- [27] Sue Raine, Linzi Meadows, and Mary Lynch-Ellerington. *Bobath Concept - Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. Wiley-Blackwell, 2009. URL <http://faculty.mu.edu.sa/public/uploads/1348328471.2341Bobath.Concept.2009.pdf>.
- [28] Michael Ruggenetta. Neuroplasticity, Oktober 2015. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/410552/neuroplasticity>.
- [29] Naoyuki Takeuchi and Shin-Ichi Izumi. Maladaptive plasticity for motor recovery after stroke: Mechanisms and approaches. *Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine*, 2012.

- [30] Mi Young Leea, Ji Won Parkb, et al. Cortical activation pattern of compensatory movement in stroke patients. *NeuroRehabilitation*, 2009.
- [31] Debbie Hampton. Your plastic brain: The good, the bad, and the ugly, Oktober 2015. URL <http://www.thebestbrainpossible.com/the-good-the-bad-and-the-ugly-2/>.
- [32] Birgitte R. Sønderborg. Hjerneblødninger svære at behandle akut, April 2013. URL <http://www.hjernesagen.dk/om-hjerneskader/behandling/hjernebloedning>.
- [33] Hjernesagen. Trombolysebehandling af blodprop i hjernen, 2015. URL <http://www.hjernesagen.dk/om-hjerneskader/behandling/trombolyse>.
- [34] Jesper Kjærgaard. Antikoagulationsbehandling (blodfortyndende medicin), 2015. URL <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-a-aa/hjerte-og-blodkar/sygdomme/behandlinger/antikoagulationsbehandling-blodfortyndende-medicin/>.
- [35] Hanne Christensen. Forebyggelse, 2015. URL <http://www.hjernesagen.dk/forebyggelse>.
- [36] Patricia; Shortland Peter Michael-Titus, Adina; Revest. *The nervous system : basic science and clinical conditions*. Edinburgh : Churchill Livingstone, 2010.
- [37] DSfA. Referenceprogram for behandling af patienter med apopleksi. *Dansk Selskab for Apopleksi*, 2009.
- [38] Den store danske Redaktionen. Agnosi, 2015. URL [http://www.denstoredanske.dk/Krop,\\_psyke\\_og\\_sundhed/Psykologi/Psykologiske\\_termer/agnosi](http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Psykologi/Psykologiske_termer/agnosi).
- [39] S. T. Pedersen, P. M. og Olsen. Kognitive forstyrrelser ved apopleksi - hyppighed, betydning og genoptræning. *Munksgaard*, 1999.
- [40] Lene Vistrup. Paralyse, 2015. URL [http://www.denstoredanske.dk/Krop,\\_psyke\\_og\\_sundhed/Sundhedsvidenskab/Medicinske\\_nervesygdomme/paralyse](http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/Medicinske_nervesygdomme/paralyse).
- [41] D. s. d. Redaktionen. Ataksi, 2015. URL [http://www.denstoredanske.dk/Krop,\\_psyke\\_og\\_sundhed/Sundhedsvidenskab/B\T1\ernesygdomme\\_og\\_medf\T1\odte\\_misdannelser/ataksi](http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/B\T1\ernesygdomme_og_medf\T1\odte_misdannelser/ataksi).
- [42] Mary Ann Watson and F. Owen Black, 2015. URL <http://vestibular.org/understanding-vestibular-disorder/human-balance-system>.
- [43] Fang Wang, Marjorie Skubic, et al. Body sway measurement for fall risk assessment using inexpensive webcams. *IEEE Engineering in medicine and biology society conference proceedings*, 2010.
- [44] Feng Huo. Limits of stability and postural sway in young and older people. Master's thesis, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada, 1999.
- [45] Mary Beth Badke et al. Tongue-based biofeedback for balance in stroke: Results of an 8-week pilot study. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 2009.
- [46] Sundhedsstyrelsen. Forløbsprogram for rehabilitering af voksne med erhvervet hjerneskade. *Sundhedsstyrelsen*, 2011.

- [47] Ruth E. Barclay-Goddard et al. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *The Cochrane Library*, 2004.
- [48] Tom Jørgensen. Vestibular rehabilitering. *Danske Fysioterapeuter*, 2004. URL [https://fysio.dk/Upload/Graphics/PDF/Artikeltillaeg/vestibulaer\\_rehabilitering.pdf](https://fysio.dk/Upload/Graphics/PDF/Artikeltillaeg/vestibulaer_rehabilitering.pdf).
- [49] Timothy C. Hain. What is balance and vestibular rehabilitation therapy?, 2008. URL [http://www.brainline.org/content/2011/02/what-is-balance-and-vestibular-rehabilitation-therapy\\_pageall.html](http://www.brainline.org/content/2011/02/what-is-balance-and-vestibular-rehabilitation-therapy_pageall.html).
- [50] Morton Glanz et al. Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995.
- [51] William E. Prentice and Michael I. Voight. *Techniques in musculoskeletal rehabilitation*. The McGraw-Hill Companies, 2007.
- [52] Oonagh M Giggins, Ulrik McCarthy Persson, et al. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2013.
- [53] John G Webster, John W Clark, and Walter H. Olson. *Medical Instrumentation Application and Design - Application and Design*. John Wiley And Sons Ltd, 2009.
- [54] Edward B. Blanchard and Larry D. Young. The relative efficacy of visual and auditory feedback for self-control of heart rate. *The Journal of General Psychology*, 1972.
- [55] Hristijan Gjoreski et al. Accelerometer placement for posture recognition and fall detection. *Intelligent Environments*, 2011.
- [56] Hjælpemiddelbasen. Biofeedback udstyr til bevægelses-, styrke- og balancestræning. URL <http://www.hmi-basen.dk/r4x.asp?linktype=iso&linkinfo=044824&P=1>.
- [57] Morton Glanz et al. Biofeedback therapy in stroke rehabilitation: a review. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 1997.
- [58] Susan J. Middaugh et al. Biofeedback in treatment of urinary incontinence in stroke patients. *Biofeedback and Self-regulation*, 1989.
- [59] James W. Nilsson and Susan A. Riedel. *Electric circuits*. Pearson Education, 2011.
- [60] Adel S. Sedra and Kenneth C. Smith. *Microelectronic Circuits*. Oxford University Press, 2010.
- [61] Suresh R. Devasahayam. *Signals and Systems in Biomedical Engineering: Signal Processing and Physiological Systems Modelling*. Springer Science+Business Media, LLC, 2000.
- [62] Stanley Wolf and Richard F.M. Smith. *Student Reference Manual for Electronic Instrumentation Laboratories*. Prentice Hall, 2004.
- [63] George Zouridakis and James Moore. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. CRC Press, 2003.

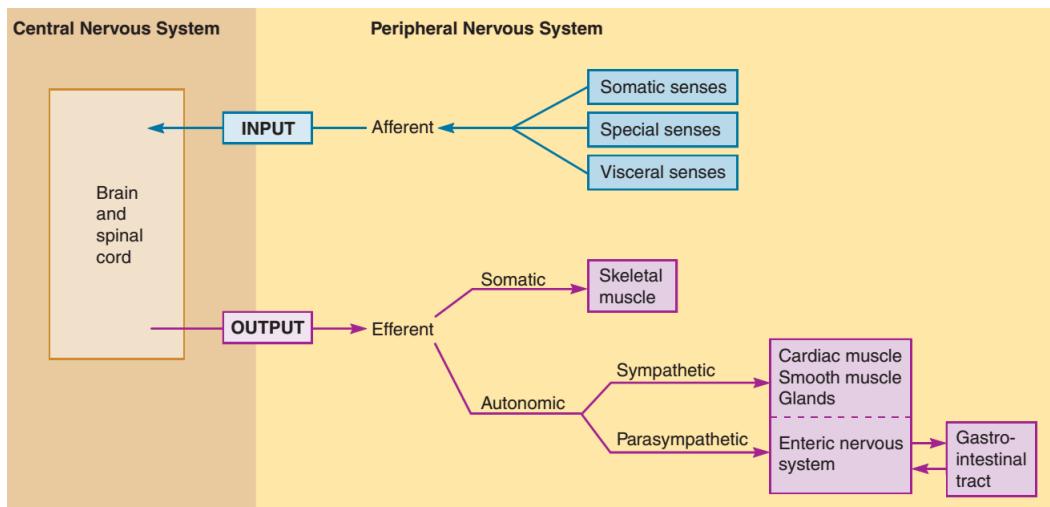
- [64] Michael J. Aminoff, John A. Cadwell, and Richard A. Villarreal. *Aminoff's Electrodiagnosis in Clinical Neurology*. 6. udgave edition, 2012.
- [65] Peter Konrad. *The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA., 2006.
- [66] Analog Devices. *Accelerometer ADXL335*, 2009. URL  
<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/adxl335.pdf>.
- [67] National Semiconductor Corporation. *TL081 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier*. Texas Instruments, <http://www.ti.com/lit/ds/sn0sbw6a/sn0sbw6a.pdf>, 1995. URL <http://www.ti.com/lit/ds/sn0sbw6a/sn0sbw6a.pdf>.
- [68] Rigoberto Martinez-Mendez, Masaki Sekine, et al. Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2011.
- [69] Texas Instruments. *LM285-2.5, LM385-2.5, LM385B-2.5 Micropower Voltage References*, 2005. URL  
<http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/lm385-2.5-n.pdf>.
- [70] Rolf Schaumann. Buffers (electronics), 2014. URL  
<http://www.accessscience.com/content/buffers-electronics/098650>.
- [71] Bruce Carter. *Op Amps for Everyone*. Newnes, 2013.
- [72] Shlomo Karni. Electrical loading, 2014. URL  
<http://www.accessscience.com/content/electrical-loading/218900>.
- [73] National Semiconductor Corporation. *TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier*. Texas Instruments,  
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>, 2013. URL  
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>.
- [74] Texas Instruments. *LMx11 Quad Differential Comparators*, 2015. URL  
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm311.pdf>.
- [75] Kingbright. *T-1 3/4 (5mm) LOW CURRENT LED LAMPS*. URL  
[http://cdn-reichelt.de/documents/datenblatt/A500/LED5MM2MAGE\\_LED5MM2MAGN\\_LED5MM2MART%23KIN.pdf](http://cdn-reichelt.de/documents/datenblatt/A500/LED5MM2MAGE_LED5MM2MAGN_LED5MM2MART%23KIN.pdf).
- [76] Redaktionen. Vibrator, 2009. URL [http://denstoredanske.dk/It,\\_teknik\\_og\\_naturvidenskab/Elektronik,\\_teletrafik\\_og\\_kommunikation/Kommunikationsteori\\_og\\_teletrafikteori/vibrator](http://denstoredanske.dk/It,_teknik_og_naturvidenskab/Elektronik,_teletrafik_og_kommunikation/Kommunikationsteori_og_teletrafikteori/vibrator).
- [77] Jinlong Machinery. *C1026B002F*, 2009. URL  
<https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/28821-Flat-Coin-Vibration-Motor-Documentation.pdf>.
- [78] RIGOL. *DS1000E, DS1000D Series Digital Oscilloscopes*, 2010. URL  
[http://www.colorado.edu/physics/phys4430/phys4430\\_fa15/manuals\\_and\\_datasheets/Rigol\\_DS1052E\\_Oscilloscope\\_Datasheet.PDF](http://www.colorado.edu/physics/phys4430/phys4430_fa15/manuals_and_datasheets/Rigol_DS1052E_Oscilloscope_Datasheet.PDF).

- [79] National Instruments. *Low-Cost, Bus-Powered Multifunction DAQ for USB 12- or 14-Bit, Up to 48 kS/s, 8 Analog Inputs*, November 2014. URL <http://www.ni.com/datasheet/pdf/en/ds-218>.
- [80] Axivity. Wax9, 2015. URL <http://axivity.com/product/wax9>.
- [81] Bioradio. Wireless motion sensor, 2015. URL <https://glneurotech.com/bioradio/physiological-signal-monitoring/wireless-motion-sensor/>.
- [82] Britannica Academic. Human nervous system, Oktober 2015. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/409709/human-nervous-system/75529/The-brain>.
- [83] Finn Bojsen-Møller, Erik B. Simonsen, and Jørgen Tranum-Jensen. *Bevægeapparatets Anatomi*. Gyldendal Akademisk, 2012.
- [84] John E Hall. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. Elsevier - Health Sciences Division, 2015.
- [85] Diana L. Schulmann et al. Effect of eye movements on dynamic equilibrium. *Physical Therapy*. Volume 67. Number 7. Page 1054-1057, 1987.

# Bilag A

## Nervesystemer og nervefysiologi

Kroppens nervesystem kan inddeltes i to dele; det centrale nervesystem (CNS) og det perifere nervesystem (PNS). CNS indeholder encephalon og columna, mens PNS indebærer kommunikationen imellem CNS og kroppens øvrige dele. PNS kan yderligere opdeles i det somatiske nervesystem, som består af det motoriske og sensoriske nervesystem, og autonome nervesystem, som består af en sympathisk og parasympatisk del. Det somatiske nervesystem styrer kroppens bevidste bevægelser og sender afferente signaler tilbage til CNS, hvorimod det autonome nervesystem regulerer kroppens ubevidste funktioner. Det er altså PNS, som registrerer signaler, CNS integrerer disse signaler og dirigerer et motorisk signal, som PNS skal omsætte til en handling. [19, 23] Et overblik over dette ses på **figur A.1.**



**Figur A.1:** På figuren ses en opdeling af PNS og CNS samt hvordan et signal proceseres til en handling af nervesystemerne. [23]

### A.1 Hjernens anatomi

Cerebrum er encephalons største del og er involveret i sanseintegration, styring af frivillige bevægelser og højere intellektuelle funktioner, såsom tale og abstrakt tænkning. [82] Cerebrums ydre lag hedder cerebral cortex men kaldes hjernens grå substans. Her ligger nervers soma med dendritter. Cerebral cortex har forskellige centre, men kan også inddeltes i højre og venstre halvdel. Den del af cerebral cortex, der kontrollerer kroppens motorik med motor cortex, kaldes gyrus præcentralis. Nerverne i dette område leder motoriske impulsler til kroppens muskler igennem nervebanerne i den hvide substans, som indeholder nervernes aksoner og fungerer derved som transportvej. [19, 23, 82] Disse aksoner krydser i medulla oblongata og medulla spinalis og løber derefter til den modsatte legemeshalvdel fra, hvor

impulsen afsendes. [19]

Når en bevægelse udføres, starter det med en idé eller en intention om at lave en bevægelse. Denne tanke opstår i det præfrontale cortex. Præfrontal cortex er specielt aktivt under udførelse af nye situationer / bevægelser og har forbindelse til motor cortex, som sætter indlærte bevægelser i gang. Samtidig modtager basalganglier i cerebellum signalet, hvorved kroppen kan modificere bevægelsen i forhold til omgivelserne. Cerebellum samarbejder altså med motor cortex, så bevægelsesplanen kan samles og sendes via de decenderende baner i medulla spinalis til bestemmelsesstedet. [83]

Hvis en bevægelse gentages, vil præmotor cortex gemme stimulationsmønstret. Dette gør, at bevægelsen kan udføres nemmere og mere præcist end ellers. Bevægelsen lagres i basalganglierne ved at synapseforbindelserne er styrket. [19]

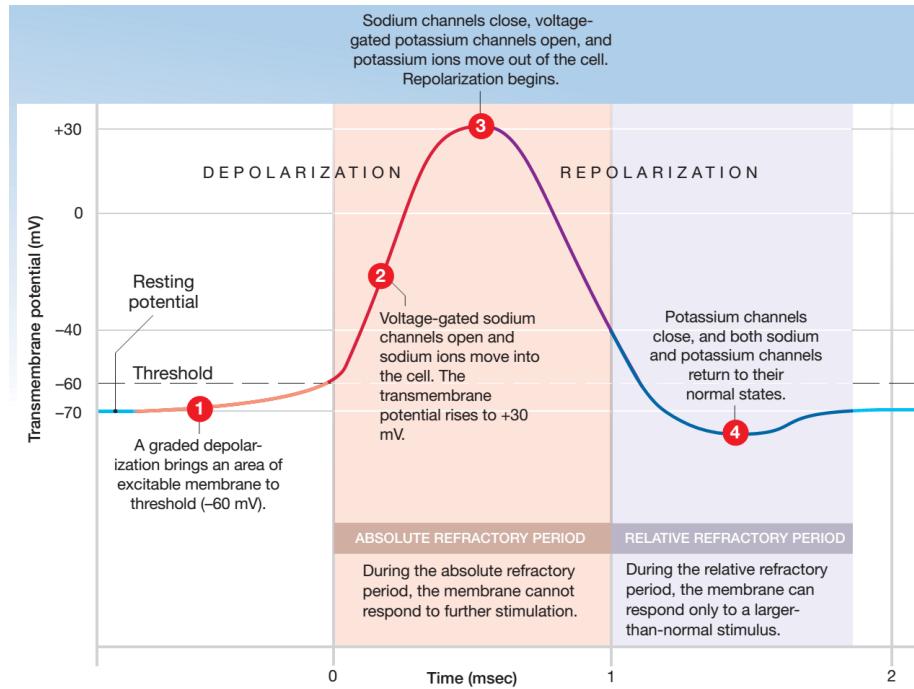
## A.2 Nervens anatomi

En nerve består af soma, dendritter og et myelineseret akson. Soma indeholder cellekernen, endoplasmatiske reticulum, golgi apparater og de fleste frie ribosomer. Indholdet i soma bestemmer, hvordan cellen agerer med andre samt dets funktion og vedligeholdelse. Dendritter er udløbere fra soma, som modtager impulser fra en anden nerve og fører signalet ind til cellekroppen. Aksonet leder impulser fra soma til sin ende, der har mange små forgreninger, kaldet aksonterminaler. Disse danner synapser med targetorgan eller andre nervers dendritter. [23]

En nerve kan kun lede signaler, hvis der forekommer en tilstrækkelig høj elektrisk spændingsforskel mellem det intracellulære og ekstracellulærvæske af membranen. Dette danner et aktionspotentiale. I en hvilende nerve er der et overskud af negative ioner i den intracellulære væske i forhold til den ekstracellulære væske. Denne spændingsforskel mellem det intracellulære og ekstracellulære kaldes membranpotentialet. [19, 23]

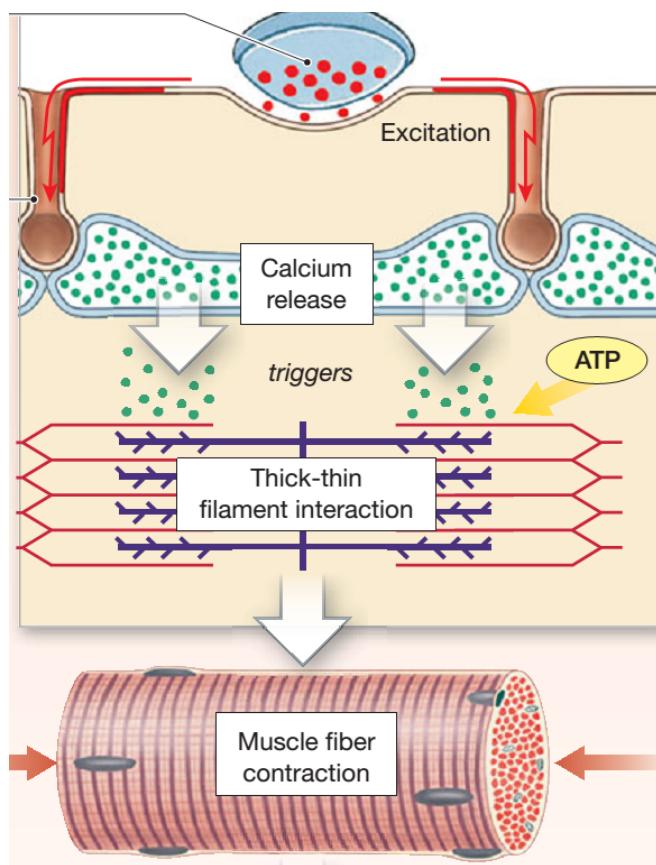
## A.3 Aktionspotentiale

Signaler i kroppen videresendes vha. aktionspotentiale. En celle i hvile har et spændingsniveau på ca. -70 mV, hvilket skyldes koncentrationsforskellen mellem natrium-ion ( $Na^+$ ) udenfor cellen og kalium-ion ( $K^+$ ) indvendigt i cellen. Begge ioner kan diffundere over cellemembranen, men spændingsniveauet kan stadig opretholdes af natrium/kalium-pumpen. Denne pumpe skaber en ligevægt imellem indpumpning af  $K^+$  og udpumpning af  $Na^+$ . Hvis en nercecelle modtager et stimulus, påvirker dette mekanisk- eller kemisk styrede  $Na^+$  kanaler, som vil åbne sig og pumpe mere  $Na^+$  ind i cellen. Derved stiger permeabiliteten af  $Na^+$  og den samlede ladning af cellen ændres. Hvis den påbegyndte stimulus, som skaber et gradet potential, ikke var stærk nok til, at cellen når sin tærskelværdi, vil natrium kanalerne lukkes. Natrium/kalium-pumpen vil derefter arbejde sig tilbage til hvile spændingsniveauet. Hvis stimulus var stærkt nok til, at mange natriumkanaler åbner sig og cellen når sin tærskelværdi, så vil de elektrisk styrede natriumkanaler også åbne sig som reaktion på, at spændingsforskellen bliver mindre. Herved ender cellen med et overskud af negativ ladning udenfor ift. indenfor cellemembranen dvs. den modsatte situation af hvile, hvilket skaber et aktionspotentiale. [19, 23]



**Figur A.2:** På figuren ses stadierne for et aktionspotentiale. [19]

Når et nervesignal skal overføres til en muskel, sker det i en neuromuskulær synapse, som er en kemisk synapse. Den kemiske synapse består generelt af en præsynaptisk terminal, en synapsekloft og en postsynaptisk celle. En vigtig egenskab ved den kemiske synapse er, at aktionspotentialer udelukkende kan bevæge sig i én retning; fra den præsynaptiske terminal imod den postsynaptiske terminal.[84] Vesiklerne i den præsynaptiske terminal rummer neurotransmittere, som er et kemisk stof, der overfører signalet på tværs af synapsen. I neuromuskulære synapser vil neurotransmitteren ofte være acetylcholin (ACh). Ved et aktionspotentiale vil den præsynaptiske terminal frigive ACh, som bevæger sig ud i synapsekloften mod receptorerne på muskelfiberen. Bindingen af ACh til receptorerne medfører en depolarisering af den synaptiske kloft ved diffusion af  $Na^+$ . Herved bliver aktionspotentialet transporteret ned til sarcoplasmatiske reticulum i muskelfiberen, som frigiver  $Ca^{2+}$  til filamenterne i myofibrillerne, der gør kontraktion af musklen mulig.[84, 19] Dette ses på **figur A.3**.



**Figur A.3:** På figuren ses, hvordan nervens frigivelse af ACh sætter en muskelkontraktion i gang. [19]

## Kroppens balance

---

Apopleksipatienter oplever ofte problemer med balancen, da den ofte er nedsat eller slet ikke funktionsdygtig af forskellige årsager. [6] Proprioceptorer og sansereceptorer hjælper kroppen med balancen. Proprioceptorerne kontrollerer muskler, sener og ledenes position, hvorimod sansereceptorer er en bestemt slags celler, som er placeret i ørerne og øjnene. [19] Disse celler sender balanceinformationer til det centrale nervesystem og encephalon. Sansereceptorerne opfanger indtryk fra sanserne, som omsættes til bestemte signaler, der sendes til områder i cerebral cortex, cerebellum og til centre i hele hjernestammen. Her bearbejdes informationen, hvorefter der konkluderes den korrekte fysiske position af kroppen og dens lemmer. Når encephalon har bearbejdet indtrykkene, udsender den nerveimpulser til skeletmuskulaturen om at foretage jævne og koordinerede bevægelser, hvorved kropsbalancen oprettholdes.[19]

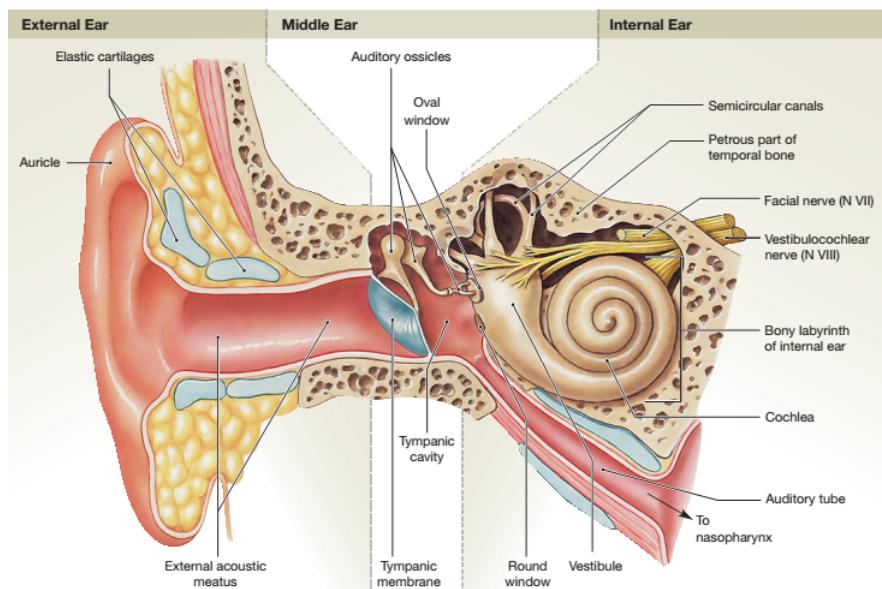
Øjet opfanger lys og er med til orienteringen af kroppen og dens lemmer. Hårceller i øret registrerer derimod f.eks. hovedets bevægelser vha. tyngdekraften. Selvom et balanceorgan er ude af funktion, er kroppen stadig i stand til at oprettholde balancen ved hjælp fra andre balanceorganer. Det er til gengæld vanskeligt for kroppen at oprettholde balancen, hvis de behandelende centre i encephalon bliver skadet, som det kan ske ved apopleksipatienter. [19]

### B.1 Ørets bidrag til balancen

Øret består overordnet af tre dele; det ydre øre, mellemøret og det indre øre, som kan ses på figur B.1. Det indre øre er med til at kontrollere balancen vha. hårcellerne, som sættes i bevægelse. Det ydre øre modtager trykbølger, som sætter trommehinden i svingninger. Disse transporteres af mellemørets knogler, der forstærker svingningerne. Væsken i mellemøret modtager svingningerne fra knoglerne, hvilket sætter væsken i bevægelse. Denne bevægelse trækker i hårcellerne, og der skabes derved et aktionspotentiale. I det indre øre findes et netværk af sammenhængende væskeholdige kanaler, som er indkapslet i knoglen. Det er i disse kanaler receptorerne sidder. Det indre øre kan opdeles i tre underdele; vestibulen, øresneglen og buegangen. De centrale dele, der har med balancen at gøre er vestibulen og buegangen, hvorimod øresneglen kun bidrager til hørelsen.[19]

Vestibulen består af to membransække; sacculen og utriclen, der opfanger sanseindtryk vedrørende tyngdekraft og lineær acceleration. Buegangens sansereceptorer opfanger stimuli omkring hovedets bevægelse, og hvor hurtigt bevægelsen foregår. Sansereceptorerne er placeret i buegangens tre væskefyldte knoglekanaler ved ampulla, der er forbundet til utriclen. Hårcellerne er kun aktive, når kroppen er i bevægelse ved at videregiv information vedrørende hovedets bevægelse ift. tyngdekraften. Når hovedet er i bevægelse, sættes væskens i kanalerne også i bevægelse således, at væskebevægelser i den ene retning stimulerer hårcellerne, mens bevægelser i den modsatte retning forhindrer dem. For at få mest mulig information

angående hovedets position, stimuleres de tre buegange af forskellige hovedbevægelser. Bevægelsesinformationerne sendes via vestibulocochlearnerven, der sender både information vedrørende balancen og hørelsen til encephalon i området mellem pons og medulla oblongata. [19]



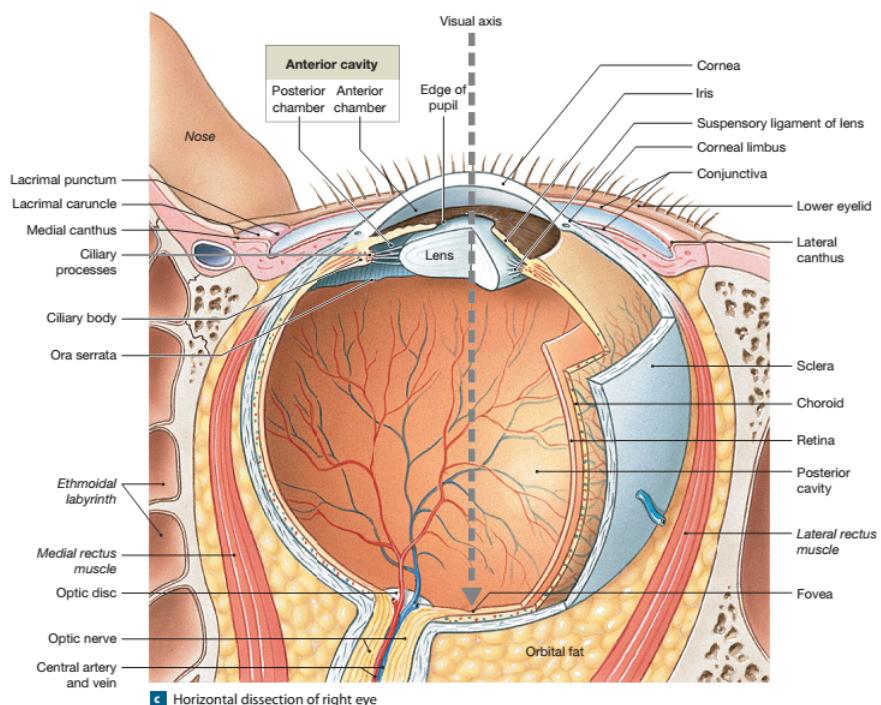
*Figur B.1: På figuren ses en anatomisk beskrivelse af øret [19].*

## B.2 Øjets bidrag til balancen

Synet er en central faktor for, hvordan encephalon holdes informeret omkring kroppens balance og generel orientering. Dette gøres ved at give et indtryk af, hvordan kroppen og dens lemmer er placeret ift. omgivelserne [85]. Øjet har tre hinder omkring sig; fibrøs hinde, uvea og retina, som kan ses på figur B.2. Den fibrøse hinde<sup>1</sup> er den yderste, som beskytter og støtter øjet. Den midterste hinde, kaldet uvea, indeholder blod og lymfekar samt regulerer mængden af lys, der kommer ind i øjet. Retina<sup>2</sup> er den inderste hinde, som er placeret bagerst i øjet. Den består af en pigmentdel og en indre neuraldel. Den neurale del indeholder fotoreceptorer, kaldet stave og tappe. Stave er følsomme overfor skarp lys og gør det muligt at se i tusmørke. Tappe er følsomme overfor farvers bølgelængde, hvilket giver farvesyn. Pigmentdelen absorberer lys, der passerer gennem den neurale del og gør, at lyset ikke har mulighed for at reflektere tilbage. Foto- og lysreceptorerne konverterer lyset fra omgivelserne til elektrisk nervesignal, der giver information omkring det objekt, der betragtes, herunder dets størrelse, form og bevægelser. Informationerne processeres således, at horisontale celler lokaliserer områdets størrelse. Hvis der er kommet nok signal ind, der kræver en reaktion, sendes informationen først til bipolære celler herefter via synsnerven til det visuelle cortex, hvor informationen bearbejdes. [19]

<sup>1</sup>FiXme Note: NTK: hornhinden

<sup>2</sup>FiXme Note: NTK: nethinden



**Figur B.2:** På figuren ses en anatomisk beskrivelse af øjet. [19]

### B.3 Proprioceptorerne og skeletmuskulaturens bidrag til balancen

Proprioceptorer monitorer ledernes position, muskelkontraktioners tilstand, samt spændinger i ledbånd og sener og de er placeret i skeletmuskulaturen. Informationerne sendes via nervesignaler til medulla spinalis og herfra igennem CNS til cerebellum. Proprioceptorer inddeltes i tre overordnet grupper; muskelspindlere, golgi-sene organer og receptorer i ledkapsler. [19]

Muskelspindlere styrer og kontrollerer ændringer af muskellængder og kan udløse en strækrefleks. Den sensoriske nerve er forbundet centralt på muskelspindleren, hvor den kontinuert sender sensoriske impulser til CNS. Hvis den sensoriske nerve modtager stimuli, i form af stræk, vil den motoriske nerve på muskelspindleren blive stimuleret. Stimulation af den motoriske nerve vil forkorte musklens længde. Nogle strækreflekser er holdningsreflekser, som hjælper os med at holde balancen. I stående position kræves der samarbejde mellem forskellige muskelgrupper for at forblive stående. Dette ses f.eks. hvis kroppen lænes forover, vil strækreflekserne i læggene blive aktiveret og kontraherer. Derved vil kroppen læne sig bagud og igen stå i en opret position. Hvis der sker en overcompensation fra lægmusklene og kroppen læner sig for meget bagud, vil strækreflekser i skinnebenet og lårerne aktiveres. Derved vil kroppen læne sig forover igen. Kroppen foretager mange af disse ubevistste korrektioner. [19]

Golgi-sene organer sidder i en kløft<sup>3</sup> mellem skeletmusklen og tilhørende sene. Dendritterne fra golgi-sene organet kopler sig på den tætteste sene og stimuleres af spændingen i denne, hvorved den eksterne spænding i en muskelkontraktion bliver målt. [19]

Ledkapsler er fyldt med frie nerveender, som kaldes receptorer. Disse receptorer detekterer

<sup>3</sup> FIXme Note: NTK: kaldes junction på engelsk

tryk, spænding og bevægelse i leddet. [19]

Det er en lille del, af den information propriocepterne sender, der opfanges af bevidstheden, eftersom størstedelen foregår på et underbevidst niveau. [19]

## Referat fra observation hos Træningsenhed Vest Aalborg Kommune

---

I forbindelsen med projektperioden besøgte gruppen Træningsenhed Vest Aalborg Kommune onsdag d. 7 oktober 2015. Gruppen havde været i kontakt med fysioterapeut, Ingrid Hugoas, som havde udarbejdet et ca. 3 timers program, herunder hvilke borgere gruppen skulle følge. Gruppen blev inddelt i to mindre grupper. Der er blevet udarbejdet et referat af de observationer, gruppen foretog den pågældende dag. Referatet er inddelt i to dele, altså observationer fra hver undergruppe.

### C.1 Observationer fra første gruppe

Gruppen observerede en borgers, der havde haft iskæmisk apopleksi og var næsten færdig med sit rehabiliteringsforløb. Borgeren havde haft sequela<sup>1</sup> i sin venstre side, hvor grov- og finmotorikken i armen og hånden blev ramt. I starten sad borgeren i kørestol og kunne hverken åbne eller samle fingrene. Udover de fysiske følger blev det fortalt, at borgeren havde kognitive problemer og ventede på forløbsopstart på et hjerneskadecenter. Borgeren trænede hovedsagligt truncus med træningsøvelser, såsom boldkast i yder positioner samt træning af stående position og gangfunktionen.

- Øvelsen med boldkast forløb således, at fysioterapeuten kastede en bold til borgeren i vedkommendes yderpunkter i stående og siddende position. Idet borgeren skulle ændre position for at gøre bolden, udfordrede dette vedkommendes balancefunktion.
- Øvelsen i stående position blev foretaget på ujævne flader. Borgeren skulle skiftevis stå på forskellige typer af underlag. Når borgeren blev præsenteret for en ujævn flade, påvirkede det vedkommendes balancefunktion, og der blev observeret hurtige udfald i borgerens position.
- Øvelsen i borgerens gangfunktion blev ligeledes foretaget i stående position og på ujævne flader, men derudover bar borgeren en bakke, så denne skærmede for borgerens udsyn. Den visuelle sansefunktion var altså begrænset, hvilket påvirkede borgerens balancefunktion.

Derudover observerede gruppe et en anden borgers, der havde haft iskæmisk apopleksi i cerebellum. Borgerens højre side var ikke lige så funktionsdygtig som den venstre. Borgeren havde problemer med fald gentagne gange, hovedsageligt grundet svimmelhed og nedsat balance og vurderes at være i en af de tidlige faser af rehabiliteringen pga. den dårlige balancefunktion. Fokus i disse øvelser var at træne borgerens statiske balance på et jævnt underlag, hvor vedkommende fik støtte fra fysioterapeuten.

---

<sup>1</sup>FiXme Note: NTK:bivirkning

## C.2 Observationer fra anden gruppe

Gruppen observerede forskellige øvelser af balancefunktionen ved forskellige borgere. Der blev foretaget forskellige øvelser, der hhv. trænede statisk balance i siddende og stående position, samt gangfunktionen på et jævnt underlag og derefter gangfunktion op og ned ad en trappe.

- Af den statiske balance i stående position blev der foretaget to forskellige typer af øvelser. Borgeren skulle stå med fødderne på en tegnet linje, så den ene fods tær var placeret mod den anden fods hæl og armene holdt over kors tæt ind til kroppen. For at øge sværhedsgraden bedte fysioterapeuten borgeren om at lukke øjnene, hvilket påvirkede borgerens balance. Derudover blev borgeren bedt om at stille sig på en pude, så underlaget blev ujævnt. Her blev der igen foretaget to øvelser, hvor borgeren først havde sine øjne åbne og derefter lukkede. Borgeren kunne ved denne øvelse ikke opretholde balancen og gav derfor udslag.
- For at teste muskelstyrken i underekstremiteten og dermed en prædiktor for fald, skulle borgere træne at sidde stabilt i en stol samt rejse sig fra siddende til stående position. Borgere skulle på 30 sekunder rejse og sætte sig så mange gange som muligt. Denne test kaldes også "chair-stand-test" eller "RSS30" og er en
- Borgere trænede deres balance under gang ved først at gå i normalt tempo og derefter skiftevis normalt og hurtigt tempo. Borgeren skulle herefter dreje hovedet fra side til side samt op og ned imens gang. For at udfordre balancen i højere grad skulle borgeren på fysioterapeutens anvisning træde over en pude imens gang og herefter gå højre og venstre om to kegler.
- Borgere trænede balancen ved at gå op og ned af en trappe. Gruppe to observerede at dette udfordrede balancefunktionen mest ved at gå ned ad trappen. Dette kan hænge sammen med at borgeren blev mere balanceusikker ned ad trappen, da balancen på dette tidspunkt vil blive mere udsat pga. fordelingen af kropsvægten<sup>2</sup>.

---

<sup>2</sup>FiXme Note: Ingrids kommentar: Lidt i tvivl om hvad der menes med fordeling af kropsvægten – er det væsentlig anderledes ift. at gå opad trappen? Er det ift. tyngdekraftens påvirkning på legemet? Ift. center of mass over base of support?

## Pilotforsøg

---

Det er nødvendigt at kunne skelne det reelle signal fra støjsignaler, før systemet kan designes. Signalet skal aktivere komponenter i slutningen af det analoge system og skal derfor være adskilt fra støj, der kan påvirke outputtet. For at undgå dette frafiltreres støjsignaler.<sup>1</sup> Derudover er det nødvendigt at vide, hvilket outputsignal accelerometeret giver ift. den valgte hældningsgrad. Dette gøres ud fra sensitiviteten, der måles ved at se på forskellen fra 0g påvirkning til 1g påvirkning. Ud fra disse oplysninger er det muligt at kravspecifcere de enkelte blokke i systemet.

Accelerometerets datablad informerer om, at der skal benyttes kondensatorer til bestemmelsen af accelerometerets båndbredde. Kondensatoren størrelse ( $C$ ) beregnes ud fra følgende formel fra [66]:

$$\text{Båndbredde} = \frac{5\mu F}{C} \Rightarrow C = \frac{5\mu F}{\text{Båndbredde}} \quad (\text{D.1})$$

Frekvensområdet for kropshældning er ikke klart defineret, men studier anvender et frekvensområde liggende mellem  $0.02\text{--}10\text{Hz}$  [68]. Grundet usikkerheden vælges en båndbredte på  $50\text{Hz}$ , hvilket gør, at  $C$  bliver  $0.1\mu\text{F}$ .

### D.1 Formål med pilotforsøg

1. Identificere de frekvenser, der udgør støj i outputsignalet fra accelerometeret.
2. Identificere maksimum og minimum outputsignal af accelerometeret.
3. Kontrollere om offset og sensitivitets værdierne fra databladet på accelerometeret stemmer overens med målt data.

### D.2 Materialer

- ADXL335 accelerometer.
- To  $0.1\mu\text{F}$  kondensatorer.
- En TL081 operationsforstærker.
- Ledninger.
- Breadboard.
- $5.5V$  fra spændingsforsyning fra batterier.
- NI USB-6009 (Analog to Digital Converter).
- USB isolator USI-01.
- Computer med ScopeLogger og MATLAB.
- Hæftemasse.
- Vinkel.
- Vaterpas.

---

<sup>1</sup>FiXme Note: Skal denne sætning ikke slettes?

## D.3 Metode

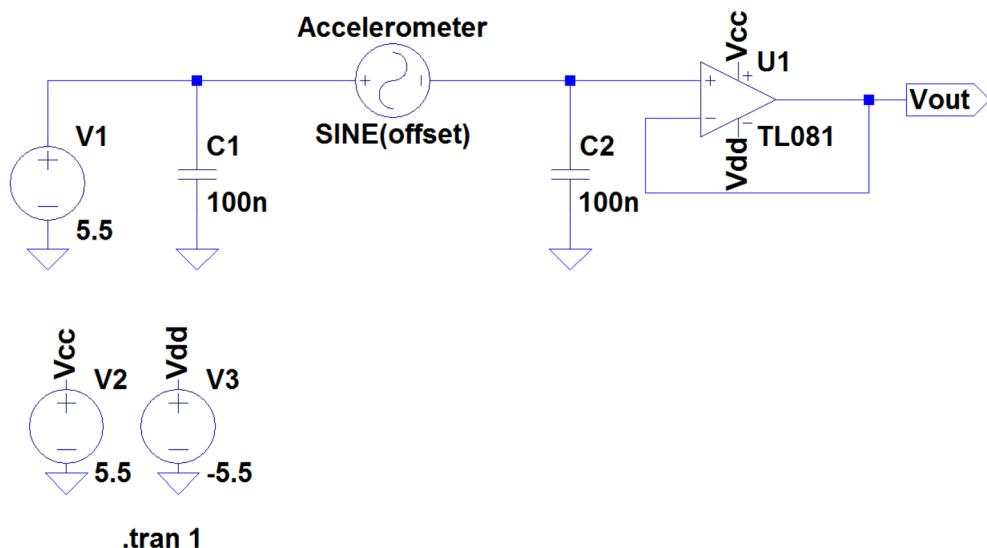
**Formål 1:** Støjfrekvenserne i outputsignalet identificeres ved først at måle en baseline ved 0g dvs. uden hældning. Dette medfører at signalet kan analyseres uden nogen påvirkning på outputsignalet. Dernæst måles påvirkningen ved 1g, hvilket svarer til en hældning på  $90^\circ$ . Dette måles både til højre og venstre. Derudover udføres en langsom rotation fra  $0^\circ$  til  $90^\circ$  til både højre og venstre. Det vil på denne måde være muligt at identificere den støj som accelerometeret kan udsættes for.

**Formål 2:** For at simulere den påvirkning, accelerometeret udsættes for, og derved identificere accelerometerets maksimum og minimums outputsignal, roteres accelerometret i en langsom rotation fra  $0^\circ$  til  $90^\circ$  til både højre og venstre.

**Formål 3:** På baggrund af identificering af de forrige formål kan det udregnes om accelerometerets sensitivitet og offset stemmer overens med værdierne fra databladet. [66]

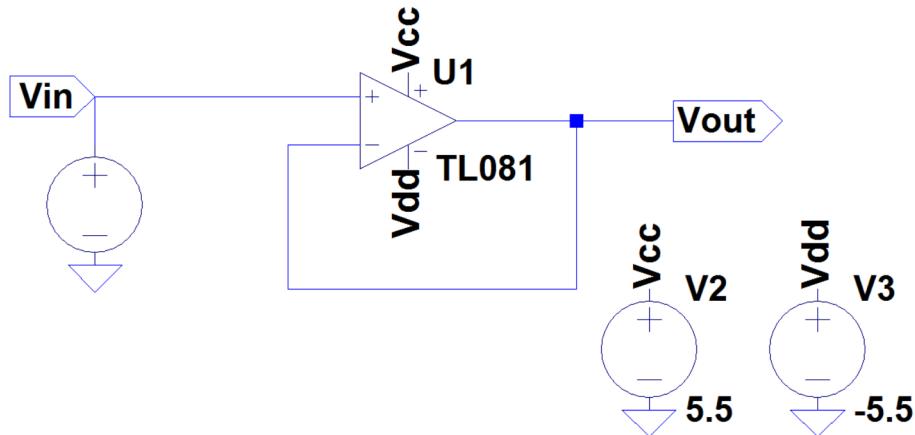
### D.3.1 Forsøgsopsætning

Opsætningen er udarbejdet både i LTspice og på breadboard D.3. Opsætningen af pilotforsøget i LTspice er illustreret i et billede D.1 og er udarbejdet på baggrund fra målte værdier udregnet i pilotforsøget. Opsætningen på breadboard er udarbejdet ud fra protokolen under D.3.1.



**Figur D.1:** På figuren ses opsætningen i LTspice. Accelerometeret er symboliseret med en sinuskurve med et DC offset svarende til den tilførte strømforsyning fratrukket offsettet fra accelerometeret ved 0g påvirkning. Derudover angivet en amplitude svarende til den maksimale sensitivitet for accelerometeret, som findes i dette forsøg.

Outputtet fra accelerometret har en outputimpedans på  $32\text{K}\Omega$ , hvorfor der indsættes en buffer [66]. En buffer er et elektroniske kredsløb, hvis primære funktion er at forbinde en kilde med høj outputimpedans til en anden kilde med lav indgangsimpedans uden væsentlig dæmpning eller fordrejning af signalet. Outputimpedansen fra bufferen vil være lav, og derfor vil koblingen imellem den forrige blok og den næste blok være mulig uden påvirkning - i dette tilfælde af signalet fra accelerometret. Der benyttes en operationsforstærker TL081 i en ikke konverterende konfiguration og med et gain på 1.[70] Dette ses på **figur D.2**.



**Figur D.2:** På figuren ses en buffer, som fungerer som en forstærker med et gain på faktor 1.

### Opsætning

- Accelerometeret tilkobles breadboardet.
- De to kondensatorer tilkobles breadboardet. Kondensatorerne er valgt på baggrund af databladet for accelerometeret ift. power supply decoupling og båndbredde.  $0.1\mu F$  kondensatoren, som sidder på pin 1 og 2 i accelerometeret, fjerner støj fra strømforsyningen, mens kondensatoren fra pin 3 på  $0.1\mu F$  giver en båndbredde på  $50Hz$ . Målingerne af disse ses i **tabel 3.1**.
- Accelerometeret tilknyttes en forsyningsspænding på  $5.5V$  - en regulator sikrer at accelerometret kun forsynes med en spænding på  $3.3V$ . Dette er indenfor accelerometerets arbejdsområde, som er på  $1.8V$  -  $3.6V$ .
- En buffer designes med en operationsforstærkeren TL081 og en ledning fra den inverterende kanal til outputkanalen. Derved påvirker indgangsimpedansen fra ADC'en af typen NI USB-6009 ikke signalet fra accelerometeret.<sup>2</sup>
- Outputtet fra bufferen sendes igennem en ADC af typen NI USB-6009.
- Signalet fra NI USB-6009 sendes igennem en USB-isolator af typen USI-01.
- Outputsignalet fra USI-01 sendes ind i computeren, hvor det optages med ScopeLogger og behandles i MATLAB.

De to kondensatorer, samt den samlede kapacitans, blev målt inden implementering. Resultaterne fremgår i **tabel D.1**:

	Teoretisk	Målt	% afvigelse
C1	$0.1\mu F$	$0.1004\mu F$	0.4%
C2	$0.1\mu F$	$0.1009\mu F$	0.9%

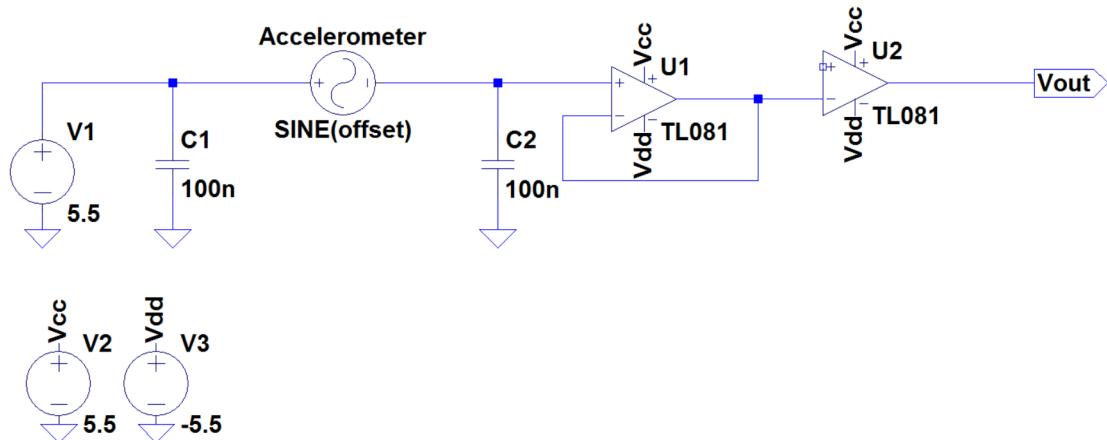
**Tabel D.1:** I tabellen ses det, at de to kondensatorer afviger lidt fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter.

3

På **figur D.3** ses den endelige forsøgsopsætning.

<sup>2</sup>FiXme Note: NTK: Modstanden i NI USB-6009 er 144Kohm er ikke 100 gange større end den 32Kohm fra accelerometeret. derfor påvirker det signalet.

<sup>3</sup>FiXme Note: vi mangler den samlede kapacitans



Figur D.3: På figuren ses designet af pilotforsøget i LTspice.

## D.4 Fremgangsmåde

### D.4.1 Forsøgets udførelse

Hele pilotforsøgets opsætning ses på figur D.4.

For at måle 0g påvirkning på accelerometerets x-akse, lægges det fladt ned på et plant bord, som er tjekket med et vaterpas. Målingen gøres over tre omgange i 30 sekunder. Herefter holdes accelerometeret fast på en vinkel, hvor ledningerne påsættes med hæftemaske. Accelerometeret sættes så der igen måles på x-aksen, når der sker en rotation til højre og venstre. Vinklen sættes således, at der måles 1g påvirkning i positiv retning og negativ retning, hvilket svarer til  $\pm 90^\circ$  fra accelerometerets nulpunkt.

Dette giver tre baselines for hver g påvirkning, som opsamles og gemmes i ScopeLogger. Til sidst måles g påvirkningen af accelerometeret under rotation fra  $0^\circ$  til  $\pm 90^\circ$  for både højre og venstre. Her måles 10 sekunders baseline inden og efter rotationen, som varer 5 sekunder og foretages langsomt og kontrolleret. Disse to målinger optages og gemmes ligeså i ScopeLogger.

### D.4.2 Behandling af data

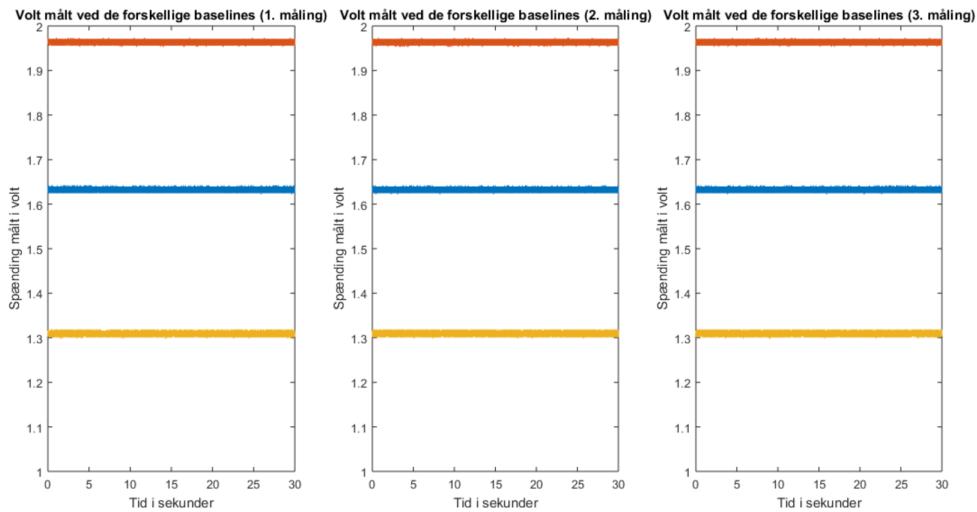
Efter udførelse af forsøget vil alt data blive behandlet i MATLAB, hvor der beregnes en gennemsnitsværdi for henholdsvis de tre baselines målt ved 0g påvirkning samt 1g påvirkning i positiv retning og negativ retning. Der foretages desuden en Fast Fourier Transformation (FFT) på de ni målinger (tre målinger ved hver g påvirkning). FFT foretages for at få en grafisk repræsentation af det målte signal i frekvensdomænet. Baseline optages for at se hvilken påvirkning omgivelserne har på signalet, da der ikke er nogen bevægelse på disse.



**Figur D.4:** På billedet ses (fra venstre til højre) den 5V spændingsforsyning, som leder strømmen til og fra ground fra breadboardet. Fra breadboardet sendes outputtet videre til ADC'en(NI USB-6009). Herefter ledes signalet igennem USB-isolatoren(USI-01) og til sidst ind i computeren, hvor det optages i ScopeLogger. Over breadboardet i midten på billedet ses vaterpasset. Forrest i midten på billedet ses accelerometeret fastgjort på vinklen.

## D.5 Resultater

I dette afsnit vil der grafisk blive vist, hvordan accelerometerets output ændrer sig ift. g påvirkning. På **figur D.5** ses accelerometerets output i tidsdomænet. Der udføres herefter en FFT på de tre målinger for hver baseline, hvilket giver ni grafiske skiltninger af, hvorledes accelerometerets egne frekvenser adskiller sig fra støjfrekvenser.



**Figur D.5:** På graferne ses henholdsvis første, anden og tredje måling for hver g påvirkning af accelerometeret. Den røde graf repræsenterer outputtet målt ved 1g påvirkning i positiv retning. Den blå graf repræsenterer outputtet målt ved 0g påvirkning. Den gule graf repræsenterer outputtet målt ved 1g påvirkning i negativ retning.

Offsettet for accelerometerets x-akse udregnes ved at tage den målte gennemsnitsværdi ved 0g for alle tre målinger og yderligere tage gennemsnittet af disse. De tre målinger ses som

de blå grafer på **figur D.5**. Udregningen ses på D.2:

$$\text{Offset} = \frac{1.6326 + 1.6323 + 1.6325}{3} = 1.6325 \quad (\text{D.2})$$

Offsettet burde ifølge databladet for accelerometret være halvdelen af spændingsforsyningen, som i dette tilfælde leder en spænding på  $3.3V$ . [66] Derfor burde offsettet være  $1.65V$ . Afvigelsen kan derved udregnes:

$$\text{Afvigelse for offset} = \frac{1.6325 - 1.65}{1.65} \cdot 100 = -1.0614\% \approx 1.06\% \quad (\text{D.3})$$

Herefter kan sensitiviteten for accelerometeret udregnes. Dette gøres ved først at udregne en gennemsnitsværdi for  $1g$  påvirkning i henholdsvis positiv og negativ retning. Værdierne for  $1g$  påvirkning i positiv retning er angivet som de røde grafer på **figur D.5**, imens de i negativ retning er angivet som de gule grafer. Efter udregningen af gennemsnittet trækkes den udregnede offset værdi fra.

$$\text{Gennemsnit } 1g \text{ positiv retning} = \frac{1.9640 + 1.9636 + 1.9639}{3} = 1.9638 \quad (\text{D.4})$$

$$\text{Gennemsnit } 1g \text{ negativ retning} = \frac{1.3091 + 1.3093 + 1.3093}{3} = 1.3092 \quad (\text{D.5})$$

$$\text{Sensitivitet positiv retning} = 1.9638 - 1.6325 = 0.3313 \quad (\text{D.6})$$

$$\text{Sensitivitet negativ retning} = 1.3092 - 1.6325 = -0.3233 \quad (\text{D.7})$$

$$\text{Volt pr grad positiv retning} = \frac{0.3313}{90} = 0.0037V \quad (\text{D.8})$$

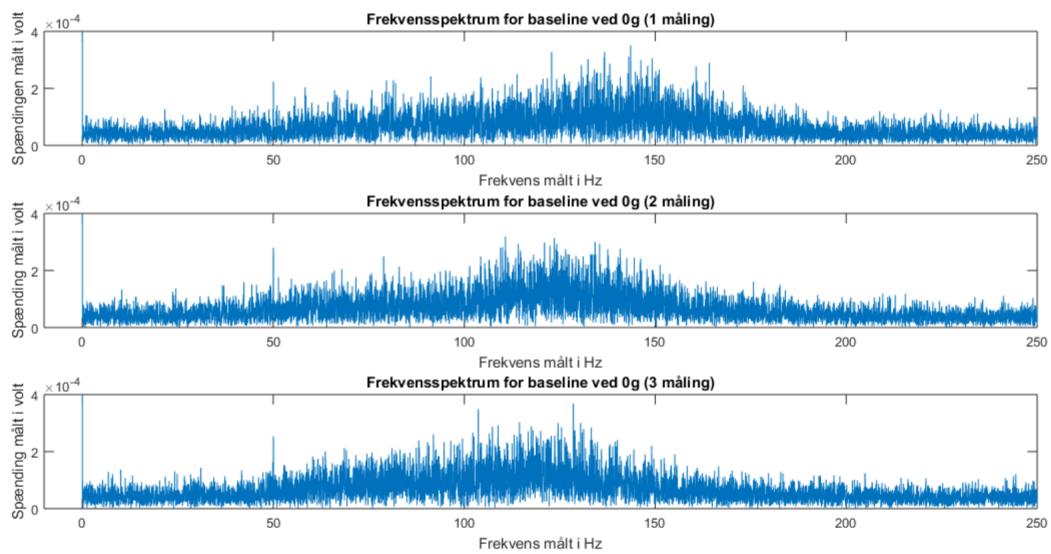
$$\text{Volt pr grad negativ retning} = \frac{-0.3233}{90} = 0.0036V \quad (\text{D.9})$$

Da der findes en lineær sammenhæng imellem  $g$  påvirkning og outputtet burde sensitiviteten for accelerometret med en spændingsforsyning på  $3.3V$  være  $330mV/g$ . Der kan derved udregnes afvigelse for både negativ og positiv retning:

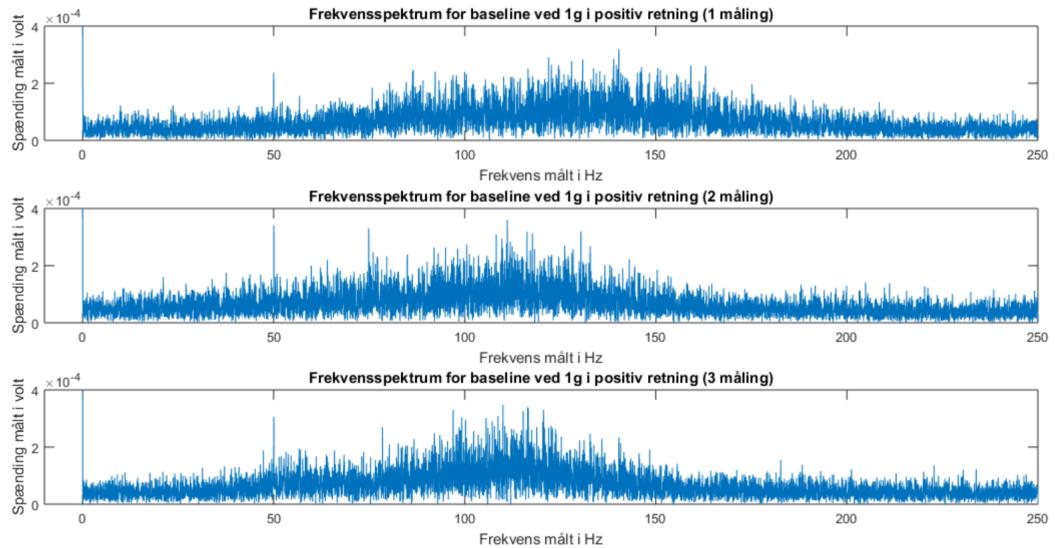
$$\text{Afvigelse for sensitivitet i positiv retning} = \frac{0.3313 - 0.330}{0.330} \cdot = 0.3939\% \approx 0.39\% \quad (\text{D.10})$$

$$\text{Afvigelse for sensitivitet i negativ retning} = \frac{0.3233 - 0.330}{0.330} \cdot = -2.0303\% \approx 2.03\% \quad (\text{D.11})$$

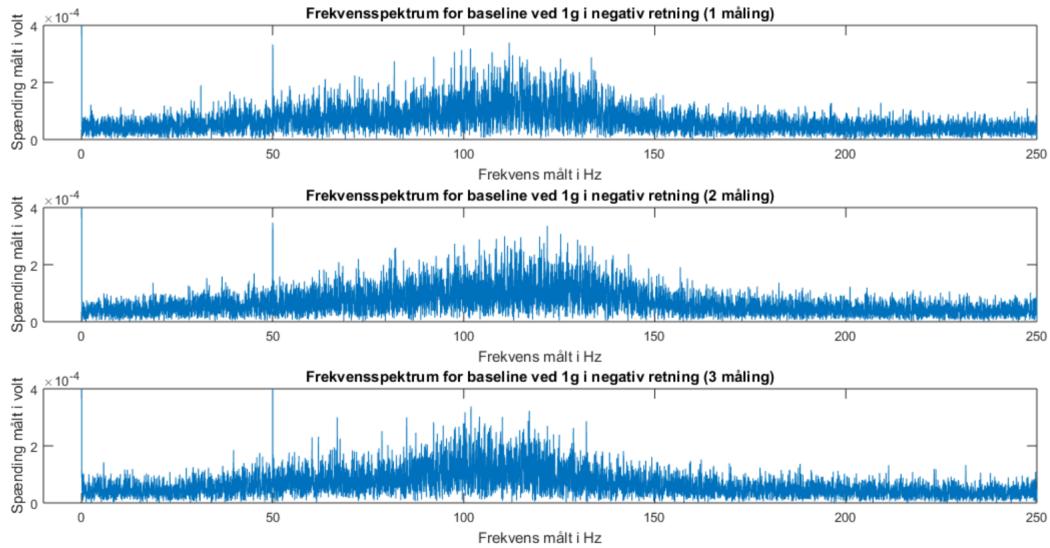
På **figur D.6**, **figur D.8** samt **figur D.7** ses en FFT af det målte data for statisk acceleration.



**Figur D.6:** På de tre grafer ses en FFT af første, anden og tredje måling ved 0g påvirkning af accelerometret. Peaken ved 0Hz går op til ca. 1.63V men dette ses ikke på grafen, da resten af værdierne derved vil være meget svære at se.

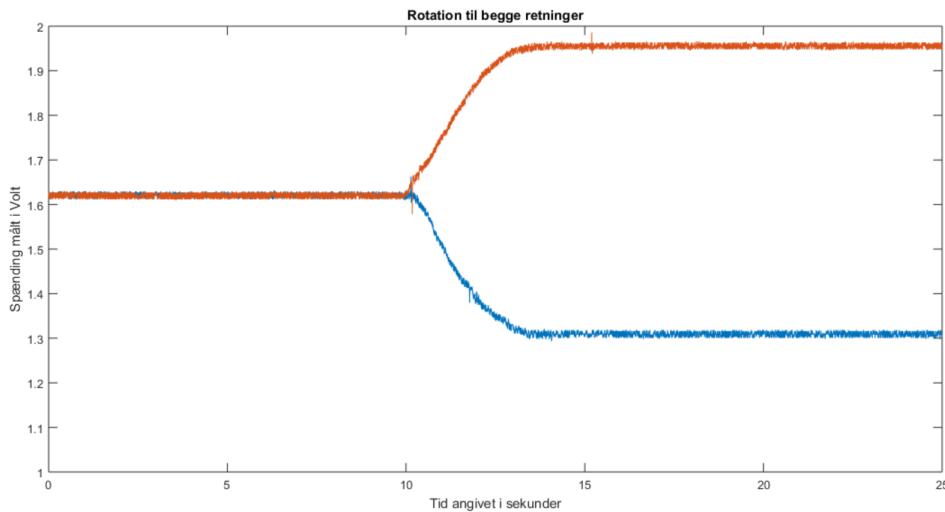


**Figur D.7:** På de tre grafer ses en FFT af første, anden og tredje måling ved 1g påvirkning af accelerometret i positiv retning. Peeken ved 0Hz går op til ca. 1.96V, men dette ses ikke på grafen, da resten af værdierne derved vil være meget svære at se.

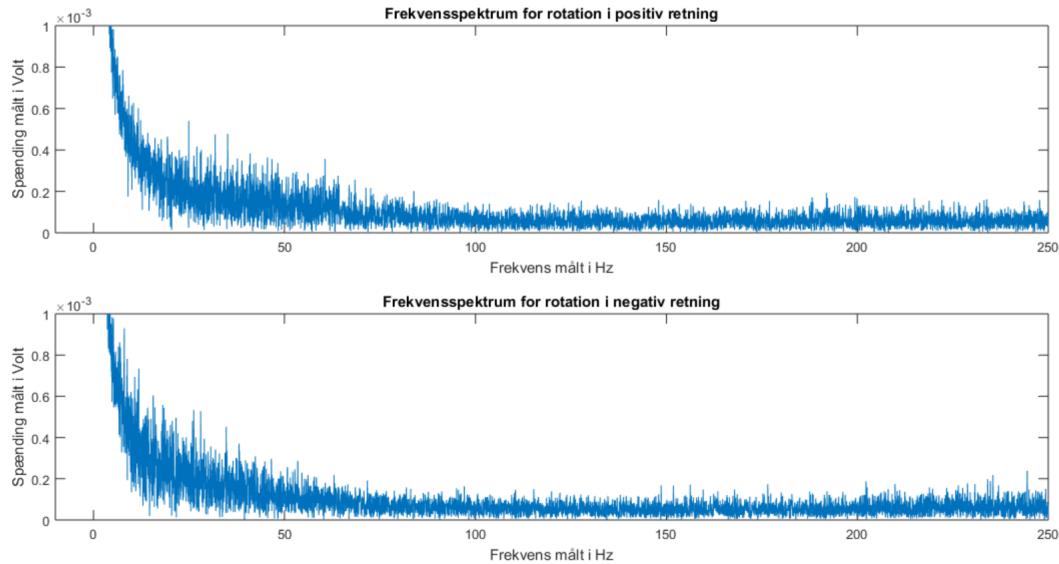


**Figur D.8:** På de tre grafer ses en FFT af første, anden og tredje mæling ved  $-1g$  påvirkning af accelerometret i negativ retning. Peaken ved  $0\text{Hz}$  går op til knap  $1.30\text{V}$ , men dette ses ikke på grafen, da resten af værdierne derved vil være meget svære at se.

Sammenlignes peakværdierne ved  $0\text{Hz}$  på de tre ovenstående figurer med peakværdierne i resten af signalet fremgår det, at signal to noise ratioen er lav, hvilket betyder, at der ikke er meget støj ift. ønsket signal. Der ses altså, at accelerometerets frekvensområde ligger i de lave frekvenser. Der ses ved en statisk acceleration at, signalet stort set kun er til stede ved  $0\text{Hz}$ . Alt over  $0\text{Hz}$  betragtes derfor som støj.



**Figur D.9:** På graferne ses accelerometerets output ved rotation fra  $0g$  påvirkning til  $1g$  påvirkning. Den orange graf repræsenterer rotation i positiv retning, hvorimod den blå graf repræsenterer rotation i negativ retning.



**Figur D.10:** På graferne ses en FFT af målinger for rotation i henholdsvis positiv og negativ retning.

På figur D.9 ses der en lineær sammenhæng imellem g-påvirkning af accelerometret og outputtet. Der ses, at de tre baselines ved 0g påvirkning samt 1g påvirkning i henholdsvis positiv og negativ retning, som måles i de første og sidste 10 sekunder af målingen, stemmer overens med de målte baselines uden rotation.

På figur D.10 ses en FFT af målingerne af rotationerne. Ud fra dette kan der ses, at der er kommet større udsving i de lavere frekvenser fra 0– til ca. 25Hz sammenlignet med de statiske baseline målinger. Signalet regnes altså for at være i frekvensspektrummet 0 – 25Hz. Alt uden for dette spektrum regnes derfor som støj.

## D.6 Diskussion og konklusion

Der kan argumenteres for og imod at accelerometret er blevet udsat for 0g påvirkning, da det kan være svært at vurdere hvorvidt bordet er plant. Bordets hældning blev målt med et vaterpas, men der er mulighed for, at vaterpasset kan være upræcist. Accelerometret har desuden ujævnheder på overfladen i form af ledninger, hvilket kan betyde, at det muligvis ikke har lagt plant på bordet.

Der kan også være faktorer som har betydning for 1g påvirkningen, da vinklen nødvendigvis ikke er helt vinkelret. Ujævnheder på accelerometret samt vores holdemåde på det kan også have påvirket målingen.

Accelerometerets output afhænger også af rumtemperaturen, da denne påvirker aksernes offset samt sensitiviteten.

Alle disse faktorer som er udregnet for pilotforsøget kan have indflydelse på de afvigelser der fås ift. databladet for accelerometeret. Det er altså igennem forsøget lykkedes at udregne afvigelserne for offset samt sensitiviteten, som står i accelerometrets datablad.

I outputsignalet fra accelerometret ved den statiske acceleration udgør alt over 0Hz støj, hvorimod det vurderes, at alt over 25Hz for rotationsmålingerne er støj. Maksimum og minimum outputsignalet fra accelerometret vil for langsom rotation eller svajning henholdsvis være

1.9638V og 1.3092V, hvilket bliver til 0.3313V og -0.3233V efter offsettet er blevet justeret, der udregnes til 0.0037V og -0.0036V pr. grad.

# Bilag E

## Matlab kode til software

---

```
function varargout = SoftwareForsoeg(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',         mfilename, ...
                   'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                   'gui_OpeningFcn', @SoftwareForsoeg_OpeningFcn, ...
                   'gui_OutputFcn',  @SoftwareForsoeg_OutputFcn, ...
                   'gui_LayoutFcn', [], ...
                   'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% --- Køres lige før Patient_Oevelse gøres synlig.
function SoftwareForsoeg_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% Choose default command line output for SoftwareForsoeg
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% --- Outputs fra denne funktion returneres til kommando linjen.
function varargout = SoftwareForsoeg_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
xlabel('Tid [Sek]'); % Koordinatsystemets x-label.
xlim auto; % Koordinatsystemets x-akse.
ylabel('Hældning [Grader]'); % Koordinatsystemet y-label
ylim([-90 90]); % Koordinatsystemets y-akse
refline(0,13) % Indstiller en refline i GUI'ens koordinatsystem ved 13 grader
refline(0,8) % Indstiller en refline i GUI'ens koordinatsystem ved 8 grader
refline(0,-8) % Indstiller en refline i GUI'ens koordinatsystem ved -8 grader
refline(0,-13) % Indstiller en refline i GUI'ens koordinatsystem ved -13 grader
hold on % Gør at der bliver hold fast i det indstillede koordinatsystem
% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;
% --- Ved tryk på StartKnap køres denne funktion.
function StartKnap_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s % Definerer vores s til at være global så den kan kaldes fra andre funktioner.
device = daq.getDevices;% Finder vores nidaq device.
s = daq.createSession('ni');% Starter en session s
aich = addAnalogInputChannel(s, 'Dev1', 'ai0', 'Voltage');% Tilføjer vores kanal på
% nidaqen til matlab, så der vides hvorfra der skal hentes data.
% aich.InputType = 'SingleEnded'
% s.Channels.TerminalConfig = 'SingleEnded'; %Definerer vores måling til at være
singleended
s.IsContinuous = true; % Specifierer en kontinuert måling
s.Rate = 500 % Sampleraten af målingen
s.NotifyWhenDataAvailableExceeds = 25; %Indstiller hvor meget signal der skal optages før
listener kaldes
lh = addlistener(s, 'DataAvailable',@plotData); %Listener der aktiveres når
%NotifyWhenDataAvailableExceeds overstiger den specificerede længde. Kalder funktionen
plotdata
s.startBackground;%Starter optagelsen af signaler i baggrunden
function plotData(src,event) %Funktion der kaldes fra vores listener
    ax = gca; %Finder det koordinatsystemet der er i GUI'en og gemmer det i ax
    refline(ax, 0,13) % Indstiller en refline i GUI'ens koordinatsystem ved 13 grader
```

```

refline(ax, 0,8) % Indstiller en reffline i GUI'ens koordinatsystem ved 8 grader
refline(ax, 0,-8) % Indstiller en reffline i GUI'ens koordinatsystem ved -8 grader
refline(ax, 0,-13) % Indstiller en reffline i GUI'ens koordinatsystem ved -13 grader
hold on % Gør at vores reflines ikke forsvinder

data = event.Data+1.3988; %Plussser med offsettet fra nidaen
if 0<=data % Hvis dataen er over eller lig med 0 ganges dataen, således det er i
grader
    data = data*(90/3.0147)

elseif data<=0 % Hvis dataen er under eller lig med 0 ganges dataen, således det er
i grader
    data = data*(90/2.9417)
else % Hvis dataen hverken er over eller under 0 ganges dataen, således det er i
grader
    data = data*(90/2.9417)
end
plot(ax, event.TimeStamps, data, 'r'); %Plotter vores data som kommer
%fra listeneren, i vores koordinatsystem
% --- Ved tryk af StopKnap køres denne funktion.
function StopKnap_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s % Finder vores globale variabel s
stop(s); % Stopper vores session s
release(s); % Gør at nidaen kan bruges af andre programmer
% --- Ved tryk på SletKnap køres denne funktion.
function SletKnap_Callback(hObject, eventdata, handles)
h = findobj(gca, 'color', 'red'); %Finder et objekt der er rødt i vores koordinatsystem
og gemmer det i h
delete(h); %Sletter h, som er det røde i vores koordinatsystem
% --- Ved tryk på GemKnap køres denne funktion.
function GemKnap_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename, pathname] = uiputfile({'*.jpg;*.tif;*.png;*.gif','All Image Files',...
'*.*','All Files' },'Save Image',...
'C:\Work\newfile.jpg') %Gør at der kommer en popup, der beder om navn,
%typen som filen kan gemmes som er også defineret her
name=fullfile(pathname, filename); % Gør at vi gemmer et helt filnavn sammensat af
pathname og filename,
%hvilket gør at brugeren selv kan bestemme hvor fil skal gemmes.
fig = gcf; %Henter vores figur som den ser ud i GUI'en
fig.PaperPositionMode = 'auto'; %Auto skalerer vores fig så den ser ud som den gør i
vores GUI
print(name, '-dpng', '-r0') %Gemmer figuren.

```