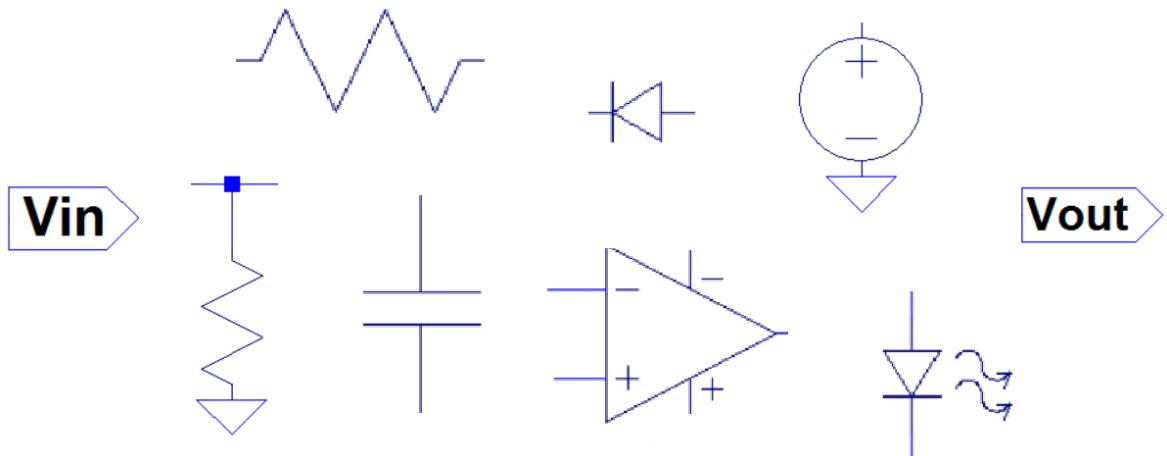

System til detektering af kropsbalance

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 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.

Til litteraturhenvisning anvendes Vancouver-metoden, 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

Kapitel 1 Indledning	1
1.1 Initierende problem	1
Kapitel 2 Problemanalyse	2
2.1 Apopleksi	2
2.2 Undersøgelse og behandling af apopleksi	6
2.3 Følger af apopleksi	7
2.4 Rehabilitering af apopleksipatienter	9
2.5 Biofeedback	12
2.6 Behandling af kropshældnings signal	14
2.7 Problemafgrænsning	18
2.8 Problemformulering	18
Kapitel 3 Problemløsning	19
3.1 Systembeskrivelse	19
3.2 Pilotforsøg	22
3.3 Specifikke kravspecifikationer	22
3.4 Teori, design, simulering, implementering og test	28
3.5 Samlet systemtest	71
Kapitel 4 Syntese	83
4.1 Diskussion	83
4.2 Konklusion	88
4.3 Perspektivering	89
Litteratur	91
Bilag A Nervesystemer og encephalons anatomi	97
A.1 Encephalons anatomi	97
Bilag B Kroppens balance	99
B.1 Ørets bidrag til balancen	99
B.2 Øjets bidrag til balancen	100
B.3 Proprioceptorerne og skeletmuskulaturens bidrag til balancen	101
Bilag C Referat fra observation hos Træningsenhed Vest Aalborg Kommune	103
C.1 Observationer fra første gruppe	103
C.2 Observationer fra anden gruppe	104
Bilag D Pilotforsøg	105
D.1 Formål	105
D.2 Materialer	105

D.3 Metode	106
D.4 Fremgangsmåde	108
D.5 Resultater	109
D.6 Diskussion og konklusion	113
Bilag E MATLAB kode til software	114

Kapitel 1

Indledning

Apopleksi er den tredjestørste 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 var omkring hver fjerde person afhængig af hjælp [1]. Det er ikke alle, der oplever et apopleksitilfælde, som får følger af dette.

Der sker en stigning i antallet af indlæggelsesforløb i forbindelse med apopleksi for mænd og kvinder, når de bliver ældre end 65 år [2]. Antallet af danskere, der lever med følger og varige følger 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, og i takt med at der kommer flere ældre forventes det, at udgifterne til denne post vil stige. Ud fra et økonomisk perspektiv er sygdommen derfor omkostningsfuld for samfundet ift. behandling, rehabilitering og produktivitetstab. Udgifterne til sygdommen udgjorde i år 2014 4% af sundhedsvæsenets samlede udgifter. [1, 4]

Apopleksi opstår ofte pludseligt og følgerne heraf kan medføre både fysiske og mentale konsekvenser for patienten [5]. Efter et apopleksitilfælde kan patienterne opleve nedsat eller ikke funktionsdygtig balanceevne. Problemer med balancen opstår, da encephalon ikke kan bearbejde de informationer, som proprioceptorerne og sansereceptorerne sender. [6] Dette resulterer i, at 40% af apopleksipatienterne oplever faldulykker i det første år efter sygdommens indtræden. [7] Balanceproblemer har alvorlige konsekvenser for apopleksipatienter, da de bl.a. kan føre til begrænsninger i hverdagen [5, 8]. For en patient med balanceproblemer kan det være vanskeligt at vende tilbage til sin normale hverdag, da almindelige opgaver, såsom rengøring og personlig pleje, kan være vanskeligt at klare uden hjælp [9]. Balanceproblemer samt begrænsninger i hverdagen kan medføre nedsat livskvalitet. 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. Dette ses eksempelvis ved, at apopleksipatienter har dobbelt så stor selvmordsrate som baggrundsbefolkningen. [9] En optimeret livskvalitet kan skabes ved hurtigere rehabilitering samt forbedrede fysiologiske funktioner, herunder balancen. [9]

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 [9]. Derudover er det essentielt, at rehabiliteringen påbegyndes få dage efter apopleksitilfældet er opstået, for bedst muligt at genskabe tabte funktionsevner [10].

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

Apopleksi er en sygdom, som har indvirkning på blodgennemstrømningen til encephalon, da den ned sætter blodtilførslen enten ved en blodprop eller en blødning [1]. Encephalon har brug for ilt og næringsstoffer for at kunne fungere normalt og er derfor afhængig af en konstant blodtilstrømning. Hvis tilstrømningen begrænses, kan det have alvorlige konsekvenser, da nervecellerne i encephalon skades efter få minutter pga. iltmangel eller kan i værste tilfælde gå tabt efter denne periode. [1, 11, 12] Tidspunktet for forekomsten af symptomer, efter apopleksien er opstået, kan variere fra et par minutter til et par dage [4, 13]. Sundhedsstyrelsen definerer apopleksi som: "(...) pludseligt opståede fokalneurologiske symptomer af formodet vaskulær genese med en varighed på over 24 timer" [14]. Hvis varigheden er under 24 timer, betegnes det som transitorisk cerebral iskæmi (TCI), hvor de fleste tilfælde varer under en time uden permanent hjerneskade [15, 16]. Hvert år oplever flere tusinde danskere TCI, men det er sjældent, at de selv er bevidste herom. Symptomerne 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 følger fra TCI og derfor kræves der oftest ingen behandling. [1, 13] Risikofaktorer, der kan medføre apopleksi, er forhøjet blodtryk, rygning, højt kolesteroltal, diabetes og arvelige defekter. Konsekvenserne fra apopleksi kan omfatte forbigående eller varig lammelse af forskellige kropsdele, vanskeligheder ved at tale og spise samt et tab i muskulær koordinering. [13] En hurtig behandling er essentiel for at mindske disse konsekvenser [1].

Et apopleksitilfælde kan være forårsaget af enten embolia cerebri (iskæmisk) eller hæmorrhagia cerebri (hæmoragisk), som er illustreret på figur 2.1. [16]



Figur 2.1: På figuren ses, hvad der sker i encephalon, når hhv. iskæmisk og hæmoragisk apopleksi opstår. Der ses til venstre på billedet, at iskæmisk apopleksi opstår, hvis et blodkar blokeres. Til højre ses, at hæmoragisk apopleksi opstår, når et blodkar brister. (Revideret) [16]

Iskæmisk apopleksi

Iskæmisk apopleksi opstår i 80-85% af alle apopleksitilfælde [15]. Her blokeres et blodkar i encephalon af en blodprop, der stopper tilførslen af blod til et bestemt område, hvilket ses til venstre 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. [11] En emboli består typisk af fragmenter af blodceller eller kolesterol, som ledes ind i blodkredsløbet til encephalon fra andre blodkar i kroppen. [17].

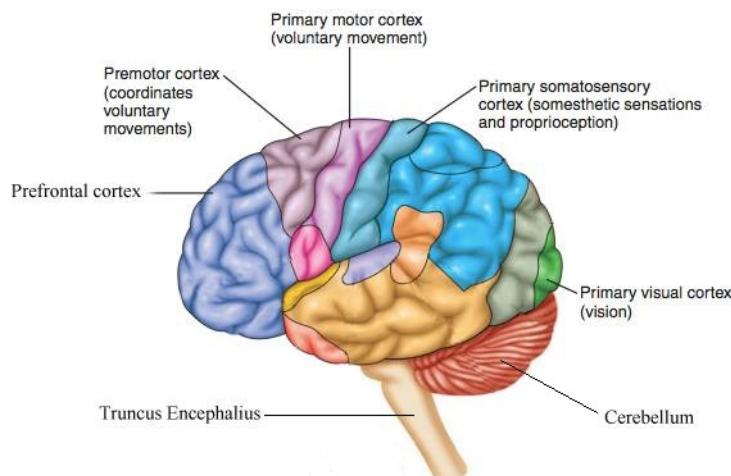
Hæmoragisk apopleksi

Hæmoragisk apopleksi opstår i 10-15% af alle apopleksitilfælde [15]. Årsagen hertil er hovedsagligt forhøjet blodtryk eller, i sjældnere tilfælde, aneurismer eller medfødte misdannede kar [11]. Hæmoragisk apopleksi opstår, når en hjernearterie brister, og en lækage af blod danner en blodansamling, hvilket ses til højre på **figur 2.1**. Dette øger trykket i encephalon og kan beskadige det omkringliggende væv. [18]

Intracerebral hæmoragi opstår ofte af forhøjet blodtryk, der danner et pres på de små blodkar, som får dem til at briste. [18] Blødning i subarakanoidalrummet skyldes ofte bristning af en aneurisme i encephalon [11]. Symptomerne ved subarakanoidalblødning er tab af forskellige hjernejunctioner, da der forekommer et øget pres på cerebrum, hvorimod hæmatomet ved intracerebral hæmoragi er lokaliseret et bestemt sted i encephalon og forårsager nedsat funktion af én bestemt hjernejunction [18].

2.1.1 Påvirkning på encephalon

Cerebrum er den største region af encephalon, hvor der sker en processering af sanserne, tale, tanker, synet, hukommelsen og følelser. [19] Jævnfør afsnit 2.1, side 3 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 skades ved et apopleksitilfælde. [15, 20, 21, 22] En yderligere beskrivelse af encephalons anatomi kan ses i bilag A, side 97. For at opretholde balanceen kræves et samarbejde mellem de sensoriske og motoriske områder i encephalon, som ses på **figur 2.2**.



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 indflydelse på hinanden. I **tabel 2.1** beskrives de områder i encephalon illustreret på **figur 2.2**, der har indvirkning på balancen samt funktionen af disse. Ved apopleksi kan flere områder blive beskadiget, hvilket kan medføre, at flere funktioner svækkes. Da balancen kontrolleres af flere forskellige områder i encephalon, betyder en skade på eksempelvis det visuelle cortex ikke, at balancen mistes helt.

Område i encephalon	Balancefunktioner
Cerebellum	Modtager proprioreceptiv 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	Integrerer 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 forudsætte, 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 balancen, samt deres funktioner. Områderne kan ses på **figur 2.2** [19, 24]

Nervebanerne fra hhv. 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 krydser i medulla oblongata eller i medulla spinalis. Krydsningen medfører, 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 apopleksitiflæde i højre hjernehalvdel kan give sensoriske og motoriske skader

i venstre kropsdel og omvendt for venstre hjernehalvdel. [8, 14]

Hver muskelgruppe har sine egne dedikerede nerveceller. Antallet af nerveceller til hver muskel afhænger af, hvor kontrolleret muskelgruppens bevægelse skal være. Flere nerveceller øger præcisionen af musklens bevægelse. [23] Nerveceller 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 auditive cortex muligvis medføre balanceproblemer, da det derved er svært for patienten at vide, hvor hovedet er placeret i rummet. [25]

2.1.2 Plasticitet

Efter et apopleksitifælde har encephalon en naturlig tilpasningsevne ift. at genskabe disse tabte funktioner. 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 iltmangel til encephalon, hvilken kan skader nervecellerne eller resultere i celledød [11]. Dette medfører, at den døde nerve mister sine forbindelser til fungerende nerver. Denne forbindelsesafbrydelse i encephalon bevirker, at der kan opstå en kaskade af mistet kommunikation i de eksisterende nerver. Herved kan en nerves celledød påvirke andre områder af encephalon end det sted, hvor skaden er sket. [26] Encephalon benytter sig af sin plasticitet således, at omlægge det eksisterende nervenetværk til et nyt. Der aktiveres signalstoffer, som kan finde alternative metoder til at gennemføre den ønskede handling. [27] Encephalon kan ikke danne nye nerver efter celledød, hvilket betyder, at der ikke kan generhverves præcis samme funktion som tidligere. En evt. lignende funktion kan generhverves ved gentagende træningsøvelser og kan deles op i følgende fænomener: [26]

- Denervation Supersensitivity: Sker ved en afbrydelse imellem akson og synapse og medfører, at synapsen bliver overfølsom og derved lettere påvirket til at indgå nye synapseforbindelser.
- Unmasking of Silent Synapses: Sker når synapser, der tidligere ikke havde en funktion, tilgås og der herved skabes nye funktioner.
- Collateral Sprouting: Sker hvis to nerver innerverer på samme slutsted, og den ene nerve dør, vil den anden nerve spire ind i den skadede nerves telodendron, så funktionen genvindes.

Ud fra disse fænomener findes der en fysiologisk baggrund for rehabilitering. Forekomsten af 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. [27] 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 [28, 29].

Nerveplasticitet betragtes ikke kun som en positiv egenskab. Plasticiteten gør encephalon fleksibel for omlægning efter en skade, men også sårbar overfor udefrakommende og interne ubevidste 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 genaktivieres, hvormed vanen kan genoptages. [30]

2.2 Undersøgelse og behandling af apopleksi

Det er essentielt, at patienter med formodet apopleksi får den rette undersøgelse og behandling. Undersøgelsen er afgørende for det efterfølgende forløb, da behandling og rehabilitering planlægges herefter. [14]

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 progressionen af patientens tilstand efter indlæggelse. Der kan efterfølgende foretages en CT- eller MR-scanning for at undersøge, hvorvidt patienten er ramt af iskæmisk eller hæmoragisk apopleksi. MR-scanning foretrækkes, 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, der kan give information om apopleksien. [14, 11]

2.2.2 Behandling

Ved både iskæmisk og hæmoragisk apopleksi er det essentielt at komme i behandling hurtigst muligt [31]. Standardbehandling for iskæmisk apopleksi har siden 2006 været trombolyse. Selve behandlingen foregår ved, at der gives blodpropopløsende medicin, hvorefter blodproppen opløses. Denne behandling skal senest foregå 12 timer efter, da behandlingen ikke vil have nogen effekt efter længere tid. Ved hurtig behandling kan områder af encpehalon reddes, hvormed patientens fremtidige livskvalitet kan forbedres. En risiko ved behandling med blodpropopløsende medicin er, at det kan skabe blødninger i dele af encephalon eller andre steder i kroppen. [32] Behandlingen af patienter, der rammes af hæmoragisk apopleksi, afhænger af hæmatomets placering samt størrelse. Primært 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 behandlingen af iskæmisk apopleksi er forebyggelse, da der er risiko for en ny blodprop. Til dette anvendes antikoagulationsbehandling, som er blodfortyndende medicin. Kroppen har sit eget koagulationssystem, der får blodet til at koagulere. Derudover medvirker koagulationssystemet til at opløse evt. blodpropper i det kardiovaskulære system. For patienter med iskæmisk apopleksi fungerer koagulationssystemet ikke optimalt, og det er nødvendigt at hæmme blodets evne til at koagulere. Dette modvirker dannelsen af nye blodpropper. [33] For både iskæmisk og hæmoragisk apopleksi er en væsentlig del af forebyggelsen at undgå diverse risikofaktorer ift. patientens livsstil. [34]

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. Psykiske konsekvenser forårsaget af apopleksi kan opstå som f.eks. depression eller angst, hvilket bl.a. går udover patientens lyst til at vende 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 encephalon har iltmangel, størrelse af den eventuelle blødning samt trykket i arterien [35].

2.3.1 Sensoriske og motoriske skader

De sensoriske og motoriske konsekvenser er de hyppigst forekommende følger hos apopleksipatienter og kan medføre problemer ved udførelse af orienterende handlinger [20, 36]. De sensoriske og motoriske funktioner har indflydelse på hinanden, da der ofte anvendes både sanser og motorik til udførelse af forskellige handlinger [8].

Sensoriske følger kan eksempelvis være:

- Agnosi: Manglende evne til at genkende genstande på trods af klare sanseindtryk. Der er flere former for agnosi, som har indflydelse på dét at kunne genkende ansigter, lyde og legemesdele [37].
- Anosognosi: Manglende sygdomserkendelse, hvilket f.eks. kan opleves ved, at patienten nægter sin halvsidige lammelse. I nogle tilfælde kan patienten oplyses om sin lammelse, men vil ikke erkende den. [38].

Apopleksipatienter kan derfor både have problemer med forholdet mellem egen krop og objekter omkring sig, afstandsbedømmelse samt kropsdelenes indbyrdes forhold [20, 36].

Derudover kan sensoriske følger have indflydelse på motoriske følger, som f.eks. hvis encephalon ikke kan genkende og omdanne signalerne fra sansereceptorer til motoriske bevægelser. [8, 19]. 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 nedsat muskelkraft i halvdelen af kroppen kaldes det hemiparese [20].
- Paralyse: Ingen bevægelse i muskulaturen, dvs. at kroppen er fuldstændig lammet [39].
- Ataksi: Manglende evne til koordinering af muskelbevægelser [40].

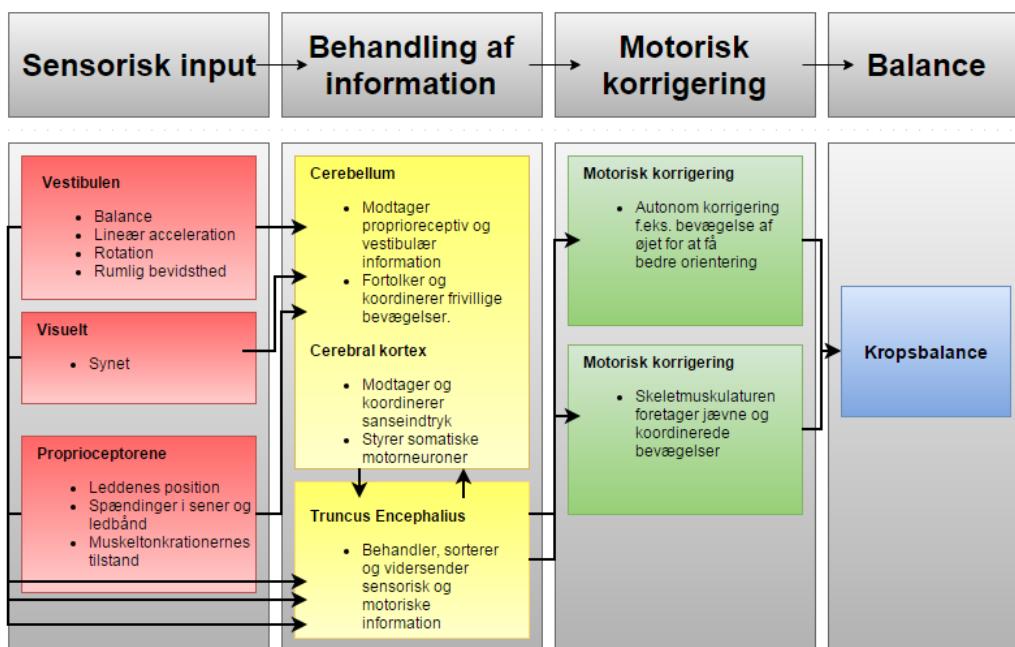
Som følge af et apopleksitilfælde kan motoriske følger medføre begrænsninger i bevægelse ift. præcision, generel stivhed, opstart af gang, hurtige og spontane bevægelser samt rystelser. Alle disse følger har betydning for patientens balance og kan give udfordringer for patienten ift. at kunne sidde, stå eller gå. [20, 36]

Balance

En sensorisk og motorisk skade kan lede til balanceproblemer, da kroppens sanser og motorik hjælper til opretholdelse af balance. Balance er vigtig for mennesket, eftersom den opretholder kropsstillingen vha. ubevidste mekanismer og muliggør bevægelse uden fald. For at opretholde balance fordeles kropsvægten så vidt muligt omkring kroppens akse og de vægtbærende legemer, herunder fodder i oprejst position og glutealmusklerne i siddende

position. [8]

Balancen er et komplekst system, da proprioceptorer og sansereceptorer samarbejder om at sende balanceinformation til encephalon, hvor informationen bearbejdes. Samarbejdet mellem receptorerne er illustreret på **figur 2.3**. Proprioceptorerne kontrollerer musklernes, senernes og ledernes position, dvs. de styrer ubevidste 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 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 uddybes i bilag B, side 99.



Figur 2.3: På flowdiagrammet ses hvordan sansereceptorer og proprioceptorer samarbejder for at opretholde kropsbalance [41].

Apopleksipatienter oplever balanceproblemer, da samarbejdet mellem proprioceptorerne og sansereceptorerne er svækket, og de behandelende centre i encephalon er skadede. [19] Raske personer svajer som udgangspunkt omkring seks til syv grader i lateral retning [42, 43]. Grænsen for hvornår balancen ikke længere kan opretholdes er individuel og påvirkes af forskellige faktorer, såsom alder og styrke [43]. Det er derfor være vanskeligt at definere en konkret værdi for denne grænse.

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

2.3.2 Personlige følger

Dette afsnit er baseret på hjerneskader generelt, dvs. apopleksi nødvendigvis ikke er årsagen. Det antages imidlertid, at de samme udfordringer gør sig gældende hos personer, der får følger af apopleksi. Derudover skal det noteres, at det ikke er sikkert, at en patient får personlige 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. De er muligvis 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 opretholde sociale relationer og begå sig i hverdagen. Apopleksramte kan desuden opleve en kropsspaltning, hvor kroppen opleves som et fremmed objekt. [9, 44]

Der kan forekomme 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. [9]

2.4 Rehabilitering af apopleksipatienter

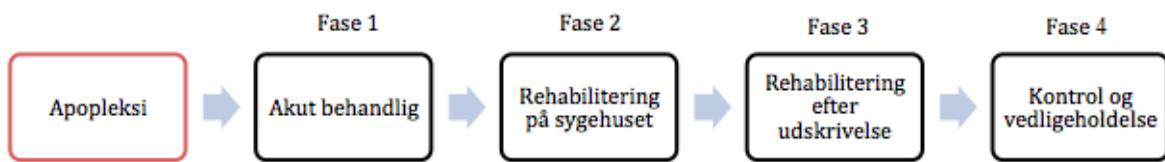
Når selve apopleksien er stabiliseret og behandlet, er det essentielt, at rehabiliteringen af patienten påbegyndes hurtigst muligt - gerne en til to dage efter apopleksitilfældet. I Danmark dækker rehabilitering af en patient med apopleksi områderne direkte træning af funktioner, kompenserende bevægelser, ændringer i miljø samt social og psykologisk støtte. Patientens daglige rutiner kan være gået tabt, hvorfor det er vigtigt at få vedkommende tilbage i sit vante miljø. Plejepersonale skal hjælpe patienten til at genfinde rutiner 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. [10]

Apopleksipatienten skal i samarbejde med lægen, sygeplejersken og andet plejepersonale opstille mål for rehabiliteringen. Målene skal være realistiske, så patienten ikke mister sin motivation til genoptræningen. [10]

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 omfang samt graden af funktionstab. [45]

Forløbsprogrammet er essentielt ift. at kunne give patienten den korrekte rehabilitering, da alle har forskellige behov. Der anvendes 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 2.4**.



Figur 2.4: På flowdiagrammet ses et forenklede overblik over de fire faser, som patienter med hjerneskade gennemgår i forløbsprogrammet for rehabilitering. [45]

Den første fase

Første fase på **figur 2.4** 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 skaderne er begrænset, hvorefter en speciallæge i neurologi giver en vurdering af patientens rehabiliteringsbehov. Derudover overvåges patienterne ift. bevidsthed, fysiologiske ændringer samt amnesi, og der foretages vurderinger af patientens basale fysiologiske funktioner. [45]

Den anden fase

Det fremgår af **figur 2.4**, at patienten i den anden fase gennemgår rehabilitering på sygehuset, hvor der er fokus på de skadede funktioner. Patienten bliver undervist af fagkyndigt personale i håndteringen af sygdommen, hvor patientens behov for rehabilitering og rehabiliteringens fremgang vurderes. Patienterne bliver i denne fase udredt ift. funktionsevne, mental tilstand, bevægelsesfunktioner samt rehabilitering mhp. udførelse af dagligdagens aktiviteter. Hvis patienten vurderes til at have en stabil udvikling i rehabiliteringsforløbet, udskrives vedkommende hvorefter tredje fase påbegyndes. [45]

Den tredje fase

I den tredje fase, som ses på **figur 2.4**, 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 undersøgelser foretaget i anden fase. [45]

Den fjerde fase

Det fremgår på **figur 2.4**, at fjerde fase er den afsluttende fase for rehabiliteringsforløbet. Patienterne går stadig til kontrol og vedligeholdelse for at sikre, at rehabiliteringens udvikling er stabil. Det kan i sidste ende have betydning for tiden, det tager for patienten at generhverve sine tabte funktioner. Varigheden af den fjerde fase varierer afhængigt af den enkelte patients progression. [45]

2.4.2 Organisering af rehabiliteringsforløbet

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. [9] De nævnte aktører er de centrale enheder i forbindelse med hjerneskaderehabilitering. De har opgaver i alle rehabiliteringsfaser 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. [45] Det er essentielt, 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 befinder sig samt, hvor omfattende følgerne er. [9]

2.4.3 Metoder og teknologier til rehabilitering af balancen

Inden patienten udskrives fra sin behandling, udarbejdes en genopræningsplan fra sundhedssektorens side. I denne plan besluttes det, hvilke metoder og teknologier patienten skal benytte sig af til rehabiliteringen. Disse omfatter: [45]

- Platform feedback: En metode baseret på biofeedback, hvor patienten står på en platform, der mäter graden af patientens svajning. Patienten modtager visuel eller auditiv feedback på baggrund af den information, platformen giver. Feedbacken skal gøre patienten mere opmærksom på kroppens hældning, hvilket gør det muligt at opretholde balancen i stående position. Metoden har vist at forbedre en symmetrisk kropsholdning for patienten. [46] Denne form for teknologi benyttes særligt i forløbsprogrammets tidlige faser [45].
- Passiv sensorisk stimulation: En rehabiliteringsform, hvor patienten modtager elektrisk stimulation, der ikke medfører aktivitet i musklerne. Stimulationen underretter patienten omkring kroppens bevægelser, så det bliver muligt at korrigere disse og opretholde balancen. [9] Metoden tilbydes under hele rehabiliteringsforløbet og har effekt på gangfunktionen [45].
- Balancetræning med fysioterapeut: Er en træningsform, der indebærer forskellige træningsmetoder, så som øvelser med vippebræt eller skumpude. Øvelserne indebærer, at patienten skal 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 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 blokere udsynet ned til fødderne, så patienten skal stole på kroppens egne signaler til opretholdelse af balancen. [47] Øvelserne blev observeret på Træningsenhed Vest Aalborg Kommune. Et referat fra observationen kan ses i bilag C, side 103. Denne træningsform tilbydes under hele rehabiliteringsforløbet og har en god effekt på patientens balance samt sociale kompetencer. [45]
- Styrketræning: Træning af kroppens styrke og især muskelkraft har en dokumenteret effekt på balancen, da en god koordinering er essentiel for muskernes sammenspil. Hvis musklerne er stærke, er kroppen bedre til at stå imod udefrakommende påvirkninger, hvilket giver en bedre balance. [47]

Efter rehabiliteringsforløbet er det besværligt at måle, hvorvidt genopræningen har været succesfuld af flere årsager. Nogle sygdomme kan læges over tid uden nogen form for behandling, hvorfor nogle patienter muligvis vil opnå samme resultat uden rehabiliteringen. Derudover skal faldulykker ikke altid opfattes som et tegn på, at patienten ikke har gjort fremskridt. Når

patienten opnår 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 i ubalance. [48]

2.5 Biofeedback

Biofeedback blev introduceret i slutningen af 1960 og har herefter været anvendt i forbindelse med rehabilitering af patienter [49, 50]. Biofeedback er en terapeutisk metode, der hjælper patienten med at genoptræne fysiologiske aktiviteter og kropsfunktioner [50].

Biofeedback kan anvendes både før, under og efter udførelsens af øvelser [50, 51]. Formålet er at forbedre patienternes helbred, livskvalitet og præstationer under rehabilitering og daglige gøremål [50].

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 [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. [50] Denne transformerede feedback kan leveres til patienten visuelt, auditivt og somatosensorisk:

- Visuel Biofeedback: Patienten modtager visuel feedback ved f.eks. LED'er, en monitor, billeder eller grafer. LED'erne kan eksempelvis anvendes til at visualisere patientens hældningsgrad, samt hvilken retningen hældningen sker i mod. Ved brug af visuel feedback kræver det, at patienten kan registrere feedbacken og derved reagere korrekt på feedbacken. [52, 53]
- Auditiv Biofeedback: Patienten modtager feedback igennem 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 evne til at registrere af lyde. [52, 53]
- Somatosensorisk feedback: Denne form for feedback kan gives ved eksempelvis stød eller vibration bestemte steder på kroppen, der giver information om kroppens position. Dette kræver, at patienten kan føle vibrationerne og forstå, hvad de betyder ift. de bevægelser, som er nødvendige for at korrigere. [53]

Ved alle tre metoder findes der fordele og ulemper, og det kan være vanskeligt at bedømme hvilken metode, der er mest optimal. Patienternes problemer er individuelle, og det er derfor essentielt at overveje hvilken form for feedback, patienten er i stand til at processere. En kombination af metoderne kan være at foretrække for at ramme en større patientgruppe.

Biofeedback kan hjælpe patienter med at udvikle en bedre voluntær kontrol over kroppen samt genoptræne patienter til at bevare disse forbedringer uden brug af biofeedbacksystemet [50]. For at patienten kan modtage feedback, 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. [51]

2.5.1 Fysiologisk biofeedback

Fysiologisk biofeedback omfatter målinger på forskellige kropslige systemer. Det kan bl.a. måles på det neuromuskulære system, det kardiovaskulære system eller respirationssystemet. Fysiologisk feedback kan f.eks. anvendes til patienter med balanceproblemer baseret på elektromyografiske (EMG) målinger, hvor myoelektriske signaler omsættes til et elektrisk signal til patienten, hvormed der kan opnås bevidsthed om svage muskler. Foruden EMG kan der anvendes hjerneaktivitet (EEG) og øjenmuskelaktivitet (EOG) til feedback til patienter med balanceproblemer, da disse måleparametre alle er dele af kroppens systemer og påvirkes, hvis kroppen er i ubalance. Sensoren, der benyttes, afhænger af, hvilken form for feedback der anvendes, samt hvad der ønskes målt på patienten. [50]

2.5.2 Biomekanisk biofeedback

Ved biomekanisk biofeedback måles der på generelle motoriske egenskaber såsom kroppens bevægelser og selve kropsholdningen. For apoplekspatienter med balanceproblemer kan flere forskellige biomekaniske biofeedbacksystemer anvendes under træningen af balancen. Disse omfatter f.eks. [51]:

- En trykplade: Her måles fordelingen af patientens kropsvægt under forskellige øvelser.
- Inerti-sensorer: Der kan anvendes et accelerometer eller gyroskop til bestemmelse af kroppens bevægelse i de tre dimensioner: Position, hastighed og acceleration. Gyroskopet mäter vinkelhastigheden, hvor accelerometeret mäter 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 rehabiliteirng af patienter med balanceproblemer. Et studie viser bl.a. at ældre patienter med balanceproblemer havde gavn af at modtage biofeedback fra et gyroskop, under udførelse af én handling ad gangen. 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. Biofeedback baseret på accelerometermålinger har vist sig at kunne optimere kvaliteten af udførelse af hverdagsopgaver. [51] For at få de bedste resultater ift. genkendelse af kropshældningen placeres accelerometeret øverst på sternum [54].

Valg af feedbackudstyr afhænger f.eks. af patientens hørelse og følsomhed samt sværhedsgraden af hjerneskaden og hvilke funktioner, der skal genoptrænes. [55]

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 den enkelte patient [56]. Derfor er det essentielt, 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 imellem træningssessionerne. Derudover kræves en neurologisk kapacitet til at genskabe frivillig kontrol, samt motorisk kapacitet, hvis patienten skal opnå genskabelse af evt. tabte fysiologiske funktioner. [57] Kravene til patienten ved anvendelse af et medicinsk instrument kan være forskellige alt efter instrumentets virkemåde. Det er essentielt, at systemets design tilpasses

patientens begrænsninger. Som tidligere nævnt er måden hvorpå feedback gives essentiel 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 forringet syn, hvorimod andre patientgrupper kan have nedsat hørelse, og derved vil have svært ved at udnytte auditiv biofeedback. Da disse problemer ofte opleves i den ældre patientgruppe, stiller det bestemte krav til måden, hvorpå feedback gives. [2]

2.6 Behandling af kropshældnings signal

Et biologisk signal skal behandles for at kunne give feedback til patienten samt et digitalt output evt. til plejepersonale. For at kunne behandle et signal fra et accelerometer kræves der bl.a. forstærkning, filtrering, 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 i form af et biologisk signal til et skaleret output. Dette kan gøres ved at kombinere en operationsforstærker med modstande, der derved kan skalere, invertere, addere og subtrahere signalet. Der findes fire forskellige forstærkningskredsløb til at udføre de nævnte opgaver: [58]

- Inverterende forstærkningskredsløb: Benyttes til at invertere signalet samtidig med det skaleres.
- Summerende forstærkningskredsløb: Fungerer ligesom det inverterende forstærkningskredsløb med den undtagelse, at inputsignalene summeres.
- Ikke-inverterende forstærkningskredsløb: Benyttes til at skalere input signalet.
- Differens forstærkningskredsløb: Benyttes til at trække to input signaler fra hinanden, så outputsignalet bliver forskellen på de to inputsignaler [58]. Der findes forskellige typer af differensforstærkning, herunder et kredsløb med en enkelt operationsforstærker eller en instrumenteringsforstærker. I instrumenteringsforstærkeren indgår yderligere to operationsforstærkere for at lave inputbuffere til den oprindelige operationsforstærker. [59]

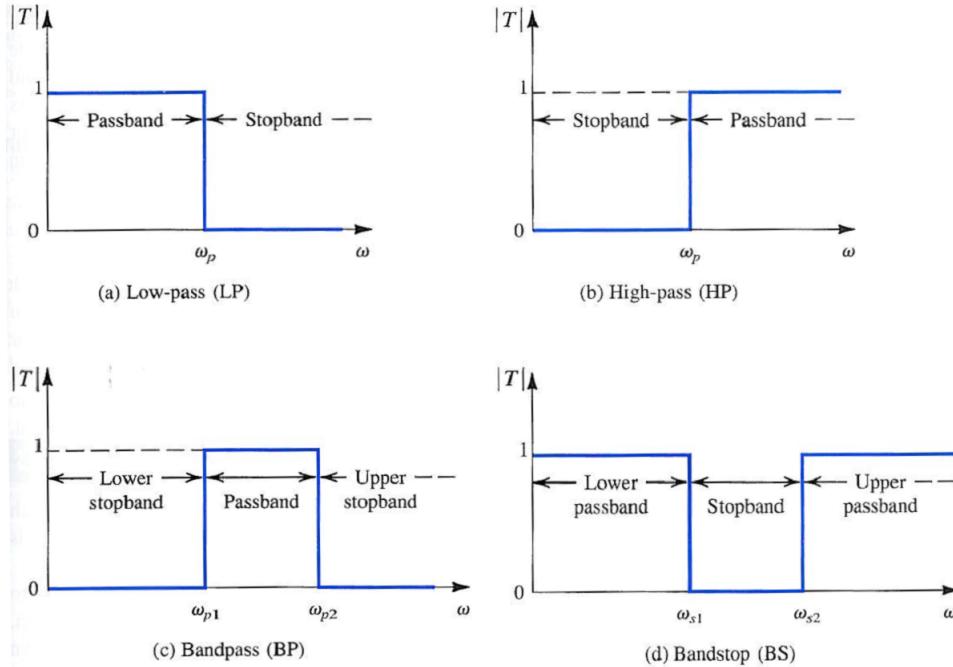
2.6.2 Filtrering

Filtrering er et værktøj indenfor signalbehandling, som anvendes i det biologiske signals frekvensdomæne. Formålet med at filtrere et signal er at dæmpe uønskede signaler, der ikke tilhører det signal, der undersøges. Filtret opdeler 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. Der findes flere forskellige typer af filtre, der afhænger af, hvilke frekvenser der skal fjernes fra det målte signal [60]:

- Lavpasfiltret: Anvendes til at dæmpe frekvenser over den valgte knækfrekvens.
- Højpasfilteret: Anvendes, modsat lavpasfiltret, til at dæmpe frekvenser under den valgte knækfrekvens.
- 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 signaler indenfor det definerede frekvensområder.

I forbindelse med signalbehandling kan flere affiltrene anvendes samtidig [60]. Princippet i de fire filtertyper er illustreret på **figur 2.5**.



Figur 2.5: På figuren ses de fire nævnte filtertyper. [59]

Filtrene kan desuden inddeltes i forskellige ordener afhængigt af, hvor stejl filtreringskurven er, dvs. hvor meget signalet skal dæmpes pr. dekade [59].

2.6.3 Støj

Støj er den uønskede del af et opsamlet signal, der ikke har nogen relation til signalet der undersøges. Signaler, der er fordelt udo over et frekvensspektrum, kan filtreres for støj vha. de tidlige beskrevne filtre. [60, 61] Støj kan inddeltes i forskellige 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 eksempelvis 100Hz og 150Hz.
- 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. [52]
- Magnetfelt: Kan påvirke ledningerne og inducere strømmen, hvilket skaber støj. Jordens magnetfelt kan f.eks. påvirke ledningerne. For at mindske støjen kan ledningerne snoes eller flettes sammen. [61]

2.6.4 Komparator

En komparatorkonfiguration er et kredsløb, der sammenligner en inputspænding med en referencespænding. Denne kan være en tærskelværdi for aktivering af en operationsforstærker

eller en komparator. Hvis inputspændingen er over eller under referencespændingen, hvilket afhænger af designet på komparatorkonfigurationen, vil komparatoren aktiveres, og give en outputspænding. Komparatorkonfigurationens output går fra en mætningsgrænse til en anden, når det negative input fra operationsforstærkeren passerer igennem 0V. Dette betyder, at ved et inputsignal på mere end tærskelværdien vil outputsignalet opnå en negativ mætningsgrad. Omvendt ved et inputsignal, som er lavere end tærskelværdien, vil outputsignalet opnå en positiv mætningsgrad. [52]

Outputspændingen ved en komparatorkonfiguration med operationsforstærkere vil ideelt svare til operationsforstærkerens spændingsforsyning. Reelt vil outputspændingen være mindre, hvilket afhænger af operationsforstærkerens specifikationer. Ved en komparator vil aktivering gøre, at den tændes, og strømmen ledes igennem collectorterminalen og til ground i emitterterminalen. Her skal den positive spændingsforsyning være tilkoblet komparatorens collectorterminal. Den simpleste komparator er en operationsforstærker eller komparator uden modkobling. Derudover kan det ved brug af to komparatorer eller operationsforstærkere designes en vindueskonfiguration. Ved brug af operationsforstærkere, hvor den ene skal være inverterende og den anden ikke-inverterende, forbindes de to outputs, hvorved den ene operationsforstærker aktiverer, og den anden deaktiverer. En vindueskonfiguration designes vha. to komparatorer således, at den ene komparators emitterterminal er forbundet til den andens collectorterminal. Derved skal begge komparatorer være tændt for, at en strøm kan løbe, og et feedbackkomponent kan blive aktiveret. En komparatorkonfiguration kan desuden designes med hysterese, hvilket er en modkoblingsfunktion. Hysterese gør, at noget af outputspændingen løber tilbage til inputtet over en modstand, og derved bliver komparatorkonfigurationen ved med at være tændt en kort periode efter, at outputsignalet falder under tærskelværdien. Dette vil betyde, at tærskelværdien for slukning er mindre end tærskelværdien for aktivering, og derved opnås en mere stabil aktivering, hvis outputsignalet svinger omkring tærskelværdien. [52, 62]

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 digitalbehandling af det analoge signal anvendes digital processering, hvorfor det analoge signal skal konverteres til et digital signal vha. en Analog-to-Digital-Converter (ADC). Det digitale signal er diskret i tid og amplitude, så det analoge signal kvantificeres under konverteringen [52]. 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, at samplingsfrekvensen skal være mindst det dobbelte af frekvensen i det originale signal. [63] I praksis anbefales det at sample med en samplingsfrekvens, der er ti gange frekvensen af det originale signal. Derudover skal en for høj samplingsfrekvens undgås, hvis det ikke er nødvendigt. En større mængde data bruger mere plads og processering, hvilket kan resultere i datadøden. [61, 64] 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 mange datapunkter, der er nødvendige for at opnå et repræsentativt signal.

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 foretages 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 opløsning på 13-bit inddeltes f.eks. i 8192 niveauer, da $2^{13} = 8192$. [65] Det mindste amplitudeniveau, ADC'en kan opnå, kaldes Least Significant Bit (LSB) og bestemmes ved følgende ligning [52, 61, 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 ADC'en, vil signalet blive klippet. Herved går en del af dataen tabt. [52, 61, 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[1, 20]. Balance er vigtig for at kunne fungere i hverdagen, da den sikrer, at kroppen holdes oprejst og muliggør bevægelse uden fald. [8] Apopleksipatienter med balanceproblemer oplever en begrænsning i deres hverdag, da de kan være afhængige af hjælp til daglige gøremål, som de før sygdommen selv kunne udføre[9]. De oplever det som et brud på deres tidligere liv, hvilket påvirker deres identitet og livskvalitet. [9] 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 [10]. Indenfor rehabilitering af balance tilbydes forskellige metoder, såsom passiv somatosensorisk stimulation, balanceøvelser og biofeedback.[51] Studier viser positive resultater ved anvendelse af biomekanisk biofeedback, herunder inert-sensorer, hvor der måles på kroppens generelle motoriske egenskaber. [51] For at biofeedback er en mulighed, er det en forudsætning, at patientens kognitive evner er tilstrækkelige til at kunne blive instrueret og huske de indlærte øvelser imellem træningssessionerne. [57] 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.

2.8 Problemformulering

Hvordan designes et biofeedbacksystem med et accelerometer således, at det hjælper apopleksipatienters balancestræning under rehabilitering?

Kapitel 3

Problemløsning

3.1 Systembeskrivelse

Dette afsnit indeholder en beskrivelse af det biofeedbacksystem, der skal kunne anvendes af patienter som et 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 patienter med balanceproblemer mhp. selvtræning af balance i rehabiliteringsfase 3 og 4 jævnfør afsnit 2.4.1, side 9. Systemet skal være let anvendeligt, da det udvikles til anvendelse i hjemmet af patienterne selv. Systemets design skal altså være simpelt, så der ikke skabes forvirring blandt patienterne ift. funktionerne. 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 under udførelse af forskellige balanceøvelser. Systemet skal kunne konvertere informationer vedrørende patienternes kropshældning til visuel og somatosensorisk feedback samt et digitalt output i form af grafer. Den visuelle og somatosensoriske feedback har til formål at gøre patienterne opmærksomme på, hvornår de har bevæget sig ud i en risikozone for fald. Således kan systemet registrere, hvis patienten er i risiko for at falde. Når patienten bevæger sig ud i en risikozone, udsendes feedback, så patienterne har mulighed for at rette sig op. Selve systemet skal anvendes til selvtræning i hjemmet ved udførelse af balanceøvelser, der træner den stående balance. Det skal derfor være et brugervenligt system og skal kunne påsættes uden problemer og fungere uden, at patienten skal navigere rundt i forskellige funktioner. Systemet skal fungere som en hjælp for patienten, da vedkommende bliver bevidst omkring sin balance.

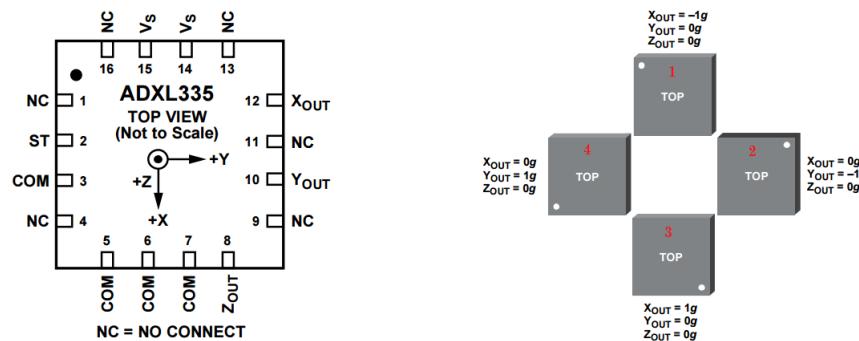
Jævnfør afsnit 2.5.2, side 13 er det valgt, at systemet skal placeres øverst på sternum for at få bedst mulige målinger ift. patienternes kropshældning. Systemet skal give visuel og somatosensorisk feedback i form af fem LED'er, bestående af en grøn, to gule og to røde, samt to vibratører. Med denne metode indikeres både, hvilken retning patienten svajer samt graden heraf. Ved benyttelse af to feedbackformer kan en større patientgruppe anvende systemet. Hvis f.eks. patientens visuelle sans er begrænset, kan systemet stadig benyttes grundet den somatosensorisk feedback. Jævnfør afsnit 2.3.1, side 7 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.

For at øge øvelsernes sværhedsgrad 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 LED'erne 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

Det valgte accelerometer af typen ADXL335, som fremgår af **figur 3.1**, er en treakset sensor, som kan anvendes til måling af statisk balance. Den har dimensionerne 2x2x0.2 i cm.



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]

Accelerometeret har en single-supply spændingsforsyning, der skal ligge mellem 1.8 - 3.6V. På accelerometeret er en regulator tilkoblet, som forhindrer en spændingsforsyning på over 3.3V. Arbejdsmrådet 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 1.5V og beregnes ved $Off = Vs/2$. Båndbredden for x- og y-akserne ligger mellem 0.5 til 1,600Hz 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 giver RMS af accelerationsstøjen ved en temperatur på $25^{\circ}C$. Sensitiviteten afhænger, ligesom offsettet, af spændingsforsyningen, da accelerometeret er ratiometrisk og ligger ved 3V forsyning på $300mV/g$ med en tolerance på $\pm 10\%$. Accelerometerets outputimpedans er $32K\Omega$ med en afvigelse på $\pm 15\%$. [66]

Når accelerometeret hældes til siden, vil en acceleration ske ift. tyngdekraften i en given retning, og dermed sker et udslag i volt fra referencepunktet ved en hældning på 0° . Hvis accelerometeret placeres i stilling 1, som det fremgår til højre på **figur 3.1**, påvirkes x-aksen med $-1g$.[66]

På baggrund af sammenhængen mellem de enkelte parametre, der udtrykkes ved **ligning (3.1)**, kan patientens hældning bestemmes.

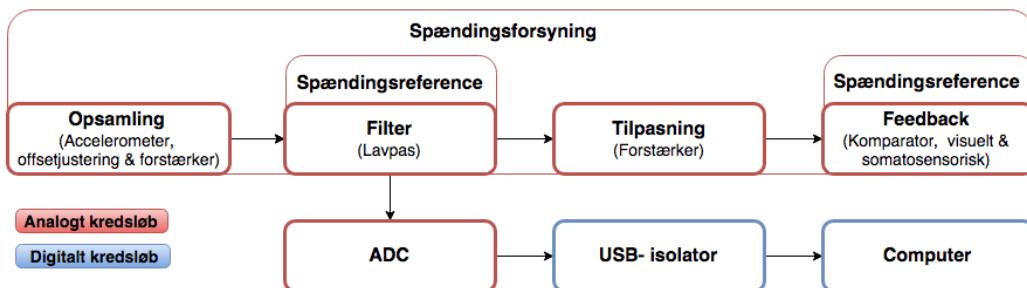
$$V_{out} = V_{offset} + sensitiviteten \cdot tyngdekraften \cdot \sin(vinklen) \quad (3.1)$$

3.1.4 Overordnede funktionelle krav til systemet

- Systemet skal være simpelt, så det kan anvendes af patienter og fagkyndigt personale.
- Systemet skal kunne måle kropshældning, samt angive i hvilken retning hældningen sker.
- 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. aktiveres samtidig med den gule LED, og skal slukke, hvis patienten retter sig op.
- Systemet skal kunne give et digitalt output, så fagkyndigt personale kan aflæse og gemme patienternes data.

3.1.5 Systemets opbygning

Systemets opbygning fremgår af **figur 3.2**.



Figur 3.2: På figuren ses et blokdiagram 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 signaler, der ligger uden for signalets spektrum. Efterfølgende deles systemet i en analog og digital del. I den analoge del følger en tilpasning af signalet i form af en forstærkning. Efterfølgende sendes signalet over i feedbackblokken indeholdende komparatører og feedbackkomponenter. Inputsignalet sammenlignes her med definerede tærskelværdier, der hver især er tilkoblet bestemte feedbackkomponenter, som skal udløses, hvis tærskelværdien overskrides. Tærskelværdierne sættes ud fra bestemte hældningsgrader for accelerometeret.

I den digitale del af systemet ledes signalet ind i en ADC. Denne konverterer det analoge biologiske signal til et digitalt signal. Det digitale signal ledes herefter ind i en USB-isolator for at øge patientens sikkerhed ved adskillelse mellem systemet og elnettet. Til sidst overføres det digitale signal til en computer, hvor det efterfølgende visualiseres som en graf og gemmes. Systemet har dermed både et output henvendt til patienterne og det fagkyndige personale. Patienternes output er de feedbackkomponenter, der oplyser omkring deres hældningsgrad.

Programmet, der behandler og gemmer 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, side 105. Formålet med pilotforsøget er at identificere frekvensspektrummet, det ønskede signal ligger indenfor, da det derved 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 alt over 0Hz ved statisk acceleration udgør støj, hvorimod det vurderes, at alt over 25Hz for rotationsmålingerne er støj. Der måles et offset ved 0g påvirkning på 1.6325V, hvilket burde være 1.65V, da dette er halvdelen af spændingsforsyningen. Derved afviger det målte offset med 1.06%. Maksimum og minimum outputsignalet fra accelerometret vil for langsom rotation eller svajning hhv. være 1.9638V og 1.3092V, der bliver 0.3313V og -0.3233V efter offsetjusteringen. Dette udregnes til at være 0.0037V pr. grad i positiv retning og -0.0036V pr. grad i negativ retning.

Disse målte data anses for at være de reelle værdier for accelerometret og benyttes derfor i udformningen af det samlede system.

3.3 Specifikke kravspecifikationer

I praksis er det ikke muligt at anvende ideelle komponenter [58]. Der vurderes derfor ud fra pilotforsøget, litteratur samt relevante datablade, hvilke krav blokkene i blokdiagrammet i afsnit 3.1.5, side 21 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 måle en statisk acceleration i mindst en retning, 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 detektere en hældningsgrad op til $\pm 90^\circ$. Offsetjusteringen skal centrere det målte signal omkring 0V, da accelerometeret typisk mäter 1.6325V ved 0g påvirkning af x-aksen jævnfør bilag D, side 105. Derfor skal et offset på 1.6325V trækkes fra outputsignalet fra accelerometret. Offsetjusteringen skal forekomme inden forstærkning således, at der ikke sker en forstærkning og dermed en forskydning af offsetværdien. Ved justering af offsettet må der ikke ske en ændring af amplitudens peak-to-peak.

Forstærkningen skal gøre det nemmere at adskille det ønskede signal fra støj i den efterfølgende

filtreringsblok. For at inputsignalet til forstærkeren ikke påvirkes, skal inputimpedansen være mindst 100 gange større end outputimpedansen i accelerometeret, jævnfør afsnit 3.1.3, side 20. Signalet skal efter forstærkningen ligge indenfor arbejdsområdet $\pm 3V$ og der ønskes derfor størst mulige forstærkning. Den største spænding ved $\pm 90^\circ$ var ifølge pilotforsøget efter offsetjusteringen 0.3313V. Derfor kan forstærkningen udregnes således:

$$\frac{3V}{0.3313V} = 9.05 \approx 9.1 \quad (3.2)$$

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, at når TL081 forsynes med en spænding på 5.5V, vil arbejdsområdet være ca. $\pm 4V$. [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:

$$20 \cdot \log_{10}(9.1) = 19.1808\text{dB} \quad (3.3)$$

Krav:

- Opsamlingsblokken skal have en spændingsforsyning på $\pm 5.5V$.
- Accelerometeret skal minimum have en output akse.
- Accelerometeret skal være under $5x5x1\text{cm}$ i dimensionerne.
- Accelerometeret skal kunne måle statisk acceleration i mindst en retning.
- Accelerometeret skal kunne detektere en hældning fra 0° til $\pm 90^\circ$.
- Offsetjusteringen skal centrere det målte signal omkring 0V.
- Forstærkeren skal have en indgangsimpedans på mindst $3.68M\Omega$.
- Forstærkningen skal være en faktor 9.1, hvilket svarer til 19.1808dB.
- Outputtet fra denne blok skal ligge mellem 3.0148V og -2.9420V.

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 kun en indgangsimpedans i forstærkeren på mindst $3.68M\Omega$.
- Der accepteres en afvigelse i forstærkningen på $\pm 2\%$.
- 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 højt til at kunne anvendes som sammenligningsgrundlag.

Blokken skal leve 1.6325V. Outputimpedansen må maksimalt være $1K\Omega$, da inputimpedansen i den inverterende terminal i offsetjusteringsblokken er $100K\Omega$.

Krav:

- Referencespændingsblokken til offsettet skal have en spændingsforsyning på 5.5V.
- Spændingsreferencen skal leve en spænding på 2.5V.

- Blokken skal samlet leve en referencespænding på 1.6325V.
- Outputimpedansen skal være maksimum $1\text{K}\Omega$.

Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyning på $\pm 1\%$.
- Der accepteres en afvigelse i outputtet fra spændingsreferencen på $\pm 0.8\%$.
- Der accepteres en afvigelse i outputtet fra blokken på $\pm 1\%$.
- Der accepteres ikke en outputimpedans på over $1\text{K}\Omega$.

3.3.3 Filter

Blokken indeholdende et filter anvendes til at dæmpe uønskede signaler, der kan forekomme under målinger med accelerometret. Frekvensområdet for kropshældning er ikke klart defineret, men i pilotforsøget blev der påvist, at signalet i dette tilfælde ligger mellem 0 – 25Hz [68]. Alle signaler uden for dette spektrum ønskes derfor dæmpet. Dette gøres ved at benytte et lavpasfilter med en pasbåndsfrekvens på 25Hz.

Den maksimale variation i pasbåndet (A_{max}) sættes til 3dB. For at dæmpe 50Hz støj, sættes stopbåndsfrekvensen til 45Hz. Dæmpningsfaktoren af filteret udregnes ved LSB over den maksimale amplitude af signalet. Den udregnede LSB, se afsnit 3.4.10, side 66, og 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, side 105, for hhv. højre og venstre side. Dæmpningsfaktoren udregnes ved følgende ligning:

$$\frac{\text{LSB}}{\text{RMS}} = \text{dæmpningsfaktor} \quad (3.4)$$

Hvor RMS enten kan være RMS for positiv rotation eller negativ rotation.

$$\frac{0.00244\text{V}}{0.0141\text{V}} = 0.1730 \approx 0.2 \quad (3.5)$$

$$\frac{0.00244\text{V}}{0.0118\text{V}} = 0.2067 \approx 0.2 \quad (3.6)$$

Der ønskes en dæmpning på faktor 0.2, da der tages forbehold for et tolerance område. Dæmpningens gain i $\text{dB}(A_{min})$ udregnes ud fra følgende formel:

$$A_{min} = 20 \cdot \log_{10} \cdot (0.2) = -13,98 \approx -14\text{dB} \quad (3.7)$$

Krav:

- Filteret skal have en spændingsforsyning på $\pm 5.5\text{V}$.
- Filteret skal kunne modtage et inputsignal på $\pm 3\text{V}$.
- Der ønskes en pasbåndsfrekvens på 25Hz.
- Der ønskes en stopbåndsfrekvens på 45Hz.
- Der ønskes en minimum dæmpning i stopbåndet på 14dB.
- Der ønskes en maksimal dæmpning i pasbåndet på 3dB.

Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyning på $\pm 9\%$.
- Der accepteres et inputsignal over $\pm 3\text{V}$.
- Der accepteres ikke en pasbåndsfrekvens på over 25Hz.
- Der accepteres ikke en stopbåndsfrekvens på over 49Hz.
- Der accepteres en minimal dæmpning på 14dB af stopbåndet.
- Der accepteres en maksimal dæmpning på 3dB af pasbåndet.

3.3.4 Tilpasning

Blokken tilpasning har til formål at tilpasse det filtrerede signal til komparatoren. Dette gøres med en forstærker, således at området, der arbejdes 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° medfører fald, da denne hældning ligger væsentligt udenfor den naturlige hældningsgrad, jævnfør afsnit 2.3.1, side 7. Der ønskes størst mulig forstærkning indenfor det fastsatte arbejdsmønster på $\pm 3V$. Indgangsimpedansen bestemmes ud fra samme kriterier som for forstærkeren i opsamlingsblokken. I bilag D, side 105 er den maksimale volt pr. grad beregnet til 0.0037V. Ved $\pm 25^\circ$ vil outputtet være:

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

For at beregne forstærkningen i tilpasningsblokken, skal outputtet ganges med forstærkningen fra den tidligere blok med en faktor 9.1. Forstærkerens faktor samt gain i dB udregnes i **ligning (3.10)** og **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)**, **3.10** og **3.11** er de $3V$ grænsen for arbejdsmønsteret. Dette giver en forstærkning med faktor 3.6.

Krav:

- Forstærkeren skal modtage en spændingsforsyning på $\pm 5.5V$.
- Forstærkeren skal kunne modtage et inputsignal på $\pm 3V$.
- Forstærkeren skal forstærke med en faktor 3.6, svarende til 11.1261dB .
- Indgangsimpedansen skal være minimum $3.2M\Omega$.
- Outputimpedansen skal være maksimum $32K\Omega$.

Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyningen på $\pm 9\%$.
- Der accepteres et inputsignal over $\pm 3V$.
- Der accepteres en afvigelse i forstærkningen på $\pm 2\%$.
- Der accepteres en indgangsimpedans på minimum $3.2M\Omega$.
- Der accepteres en outputimpedans maksimum $32K\Omega$.

3.3.5 Referencespænding til feedback

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

Krav:

- Referencespændingsblokken til feedbackblokken skal have en spændingsforsyning på $\pm 5.5V$.
- Spændingsreferencen skal leve en spænding på $2.5V$.
- Blokken skal samlet leve to outputs: $2.5V$ og $-2.5V$.

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 $\pm 0.8\%$.

3.3.6 Feedback

Blokken indeholdende komparatorer og feedbackkomponenter skal kunne sammenligne et inputsignal på $\pm 3V$ 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.

Jævnfør afsnit 2.3.1, side 7 er balancefunktionen individuel, hvorfor det vurderes, at hvis en patient hælder over 8° i positiv eller negativ retning, er vedkommende i den første risikozone. Desuden vurderes det, at hvis hældningen er over 13° i positiv eller negativ retning, er vedkommende i anden risikozone og er i risiko for fald. Hvis accelerometret er placeret korrekt, skal accelerometret have en maksimum hældning på $\pm 2^\circ$.

Visuel og somatosensorisk feedback omfatter den del af systemet, der giver feedback til patienten vha. lys fra LED'er og vibration fra vibratorer. Der skal i alt være fem LED'er: En grøn, der placeres i midten, en gul på hver side af den grønne LED og en rød LED på hver side af de gule LED'er. Derudover skal der være to vibratorer, der kan placeres på patientens krop.

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 i intervallet $\pm 2^\circ$. I intervallet $\pm 2^\circ - \pm 8^\circ$ lyser ingen LED'er. Den gule LED samt en vibrator aktiveres, når patienten er i den første risikozone, hvilket er $\pm 8^\circ$. Den røde LED aktiveres, når patienten er over 13° i positiv eller negativ retning og derfor er i risikozone to. Vibratoren for den pågældende side vil da stadig være aktiveret ved både den gule og røde LED. Retningen af patientens kropshældning bestemmes vha. placeringen af LED. Hvis aktivering af LED'erne går mod højre indikerer dette, at patienten hælder til højre. Det samme gør sig gældende for hældning til venstre.

Krav:

- Feedbackblokken skal have en spændingsforsyning på $\pm 5.5V$.
- Komparatoren skal kunne modtage et inputsignal på $\pm 3V$.
- Komparatoren skal ved et bestemt spændingsniveau aktivere en LED og/eller vibrator:
 - Grøn LED og ingen vibration: $\pm 2^\circ$.
 - Gul LED og vibration: 8° i positiv eller negativ retning eller over.
 - Rød LED og vibration: 13° i positiv eller negativ retning eller over.
- LED'erne og vibratorerne skal aktiveres ved angivende tærskelværdier i komparatoren.

Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i spændingsforsyningen på $\pm 5\%$.
- Der accepteres et inputsignal over $\pm 3V$.
- Der accepteres en afvigelse af tærskelværdierne på $\pm 1\%$.
- Der accepteres en afvigelse af påbegyndt spændingsfald over de gule og røde LED'er 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. Denne har flere outputterminaler. Der anvendes batterier for at undgå tilslutning til elnettet, hvilket gør systemet sikkert og anvendeligt for patienten. Spændingsforsyningen kan havde indflydelse på, hvilket outputsignal der opnås, og det er derfor vigtigt, at blokkene i systemet designes efter den fastsatte spænding.

Krav:

- Spændingsregulatoren skal levere en spænding på mindst 3.4V og $\pm 5.5\text{V}$ fra hver terminal.
- Spændingsregulatoren skal forsyne samtlige blokke i systemet med den minimale krævede spænding.

Tolerance:

- Der accepteres ikke en spænding under $\pm 5.5\text{V}$.
- Der accepteres afvigelse i 3.4V spændingsleveringen på $\pm 5\%$.

3.3.8 ADC

Blokken med en ADC anvendes i systemet, for at konvertere det analoge signal til et digitalt signal. ADC'ens inputsignal vil ligge i området $\pm 3\text{V}$. Accelerometrets båndbredde bestemmer, hvilken samplingsfrekvens der skal benyttes. Ifølge Nyquists lov, jævnfør afsnit 2.6.5, side 16, samples der med minimum det tidobbelte af båndbredden. Jævnfør pilotforsøget i bilag D, side 105 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 mindst kunne modtage et signal på $\pm 4\text{V}$.
- ADC'en skal have en samplingsfrekvens på minimum 250Hz.

Tolerance:

- Der accepteres ingen afvigelse ift. kravet om inputsignal.
- Der accepteres en samplingsfrekvens på over det tidobbelte af båndbredden.
- 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 mindst kunne modtage et signal på $\pm 4\text{V}$.

Tolerance:

- Der accepteres ingen afvigelse ift. kravet om inputsignal.

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

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

3.4 Teori, design, simulering, implementering og test

I dette afsnit vil teori og design for hver enkelt blok fra **figur 3.2**, side 21 blive beskrevet. Herefter vil designet blive simuleret i programmet LTspice, hvorefter blokken vil blive implementeret og testet. Denne test er nødvendig for at tjekke, om resultatet fra simuleringerne stemmer overens med en test i praksis.

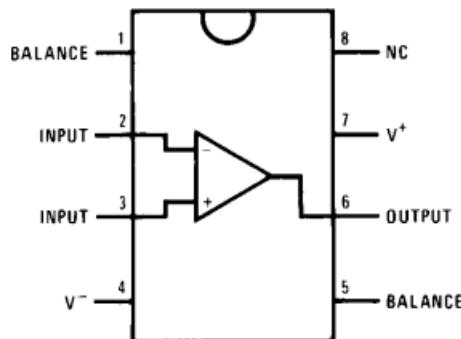
3.4.1 Accelerometer

Teori og design

Teorien og specifikationer vedrørende accelerometret ADXL335 er i afsnit 3.1.3, side 20. Designet af opsætningen kan ses i bilag D, side 105 med en ændring af den ene kondensator. I pilotforsøget blev det påvist, at signalet ligger mellem 0 – 25Hz, og derfor benyttes en kondensator med en anden kapacitans fremfor den kondensator, der blev brugt i pilotforsøget [66]:

$$\text{Båndbredde} = \frac{5\mu F}{C} \Rightarrow C = \frac{5\mu F}{25 \text{ Hz}} = 0.2\mu F \quad (3.12)$$

For at undgå loading fra andre blokke i systemet benyttes en buffer, jævnfør bilag D, side 105. Til bufferkonfigurationen bruges en operationsforstærker af typen TL081, hvis pinkonfiguraion kan ses på **figur 3.3**.



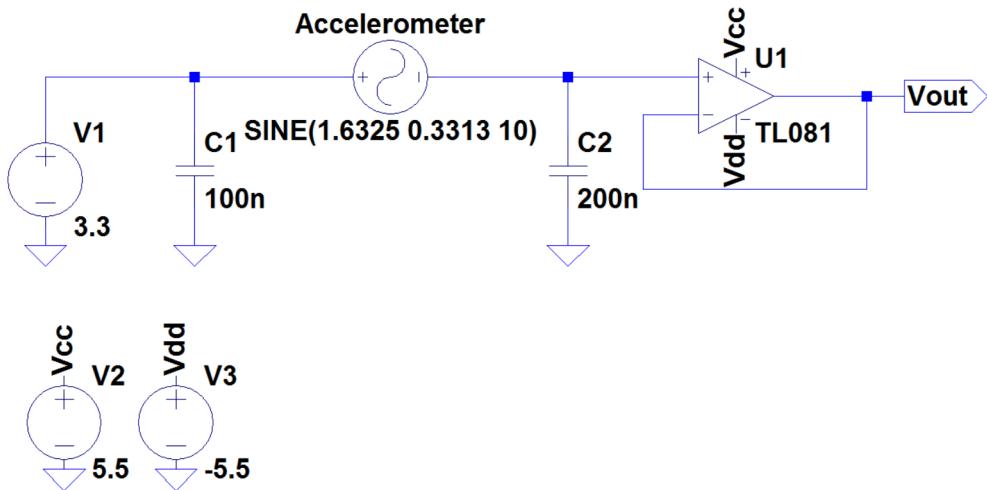
Figur 3.3: På figuren ses pinkonfigurationen for operationsforstærkeren TL081.[67]

Simulering

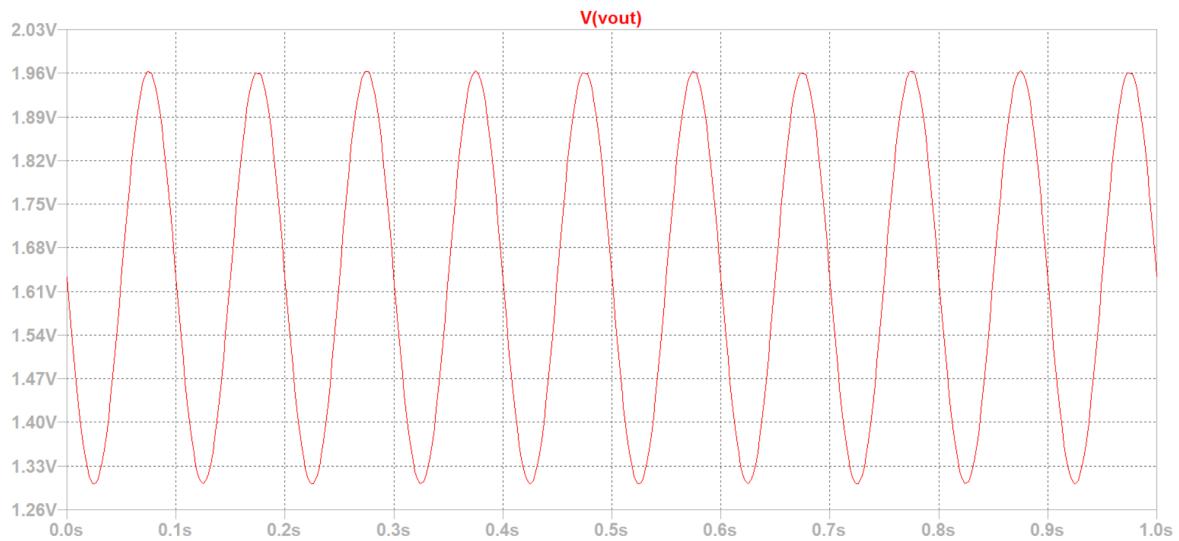
Jævnfør tolerancekravene for accelerometret beskrevet i afsnit 3.3.1, side 22 skal der testes for, hvorledes accelerometret overholder kravet om, at der maksimum må være en 5% afvigelse i

detektionen af hældningsgrad.

Der findes ikke et accelerometer i LTspice, hvorfor accelerometeret er symboliseret med en sinuskurve. Dets DC svarer til spændingsforsyning 5.5V fratrukket offsettet for accelerometeret ved 0g påvirkning, som er 1.6325V. Derudover angives en amplitude svarende til den maksimale sensitivitet på 0.3313V. Simuleringen ses på **figur 3.4** og resultatet ses på **figur 3.5**.



Figur 3.4: På figuren ses designet af accelerometret i opsamlingsblokken i LTspice. Accero- meteret er erstattet med en sinuskurve med et offset på 1.6325 V (3.3 V-1.6325 V=1.6675). Der- udover indstilles amplituden til accelerometerets sensitivitet 0.3313 V og frekvensen til 10Hz. På figures ses en buffer implementeret til outputtet for at forhindre loading, som er beskrevet og forklaret i bilag D, side 105.



Figur 3.5: På figuren ses simuleringen af accelerometret som en sinus med et offset på 1.6325 V, amplitude på 0.3313 V og frekvensen er 10Hz. Der ses, at V_{out} maksimalt er ca. 1.96 V og minimalt ca. 1.30 V.

Implementering og test

Accelerometerets båndbredde bestemmes af to $0.1\mu F$ kondensatorer i parallellforbindelse, som derved vil give en samlet kapacitans på $0.2\mu F$. De tre kondensatorer samt den samlede kapacitans måles inden implementering. 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%
C_{eq} af $C2 \parallel C3$	$0.2\mu F$	$0.2002\mu F$	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 benyttes et multimeter. I testen foretages 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, side 105. De teoretiske værdier for 8° og 13° er udregnet ud fra disse værdier, hvilket fremgår af de følgende ligninger:

$$(0.0037 \cdot 13) + 1.6325 = 1.6803V \quad (3.13)$$

$$(0.0037 \cdot 8) + 1.6325 = 1.6619V \quad (3.14)$$

$$(-0.0036 \cdot 8) + 1.6325 = 1.6038V \quad (3.15)$$

$$(-0.0036 \cdot 13) + 1.6325 = 1.5858V \quad (3.16)$$

Disse værdier indsættes og der udregnes en afvigelse.

Vinkel af accelerometer	Teoretisk output	Målt output	Afvigelse
13°	1.6803V	1.7114V	1.85%
8°	1.6619V	1.6761V	0.85%
-8°	1.6038V	1.5947V	0.57%
-13°	1.5858V	1.5686V	1.08%

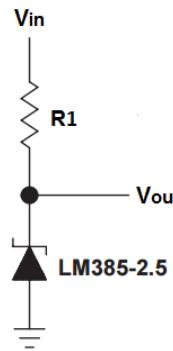
Tabel 3.2: I tabellen ses det målte output fra bufferen ved en bestemt grad. Herved kan der beregnes en afvigelse i procent for accelerometerets afvigelse i detektionen af grader.

Der ses i **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, side 22 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. Denne konstante spænding kaldes en referencespænding og består af en spændingsforsyning, en modstand og en referencediode. Der anvendes en referencediode af typen LM385, som både findes som 1.2V og 2.5V. Et eksempel på en opsætning af en spændingsreference kan ses på **figur 3.6**.



Figur 3.6: 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 3.6** 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 $20\mu A$ til $20mA$ og for at sikre, at der er strøm nok til referencedioden, er den sat til at bruge $200\mu A$ [69]. Dermed kan strømforbruget I_Z udregnes som summen af de to biasstrømme. Alle de kendte værdier indsættes i formlen:

$$R_1 = \frac{5.5V - 2.5V}{0.2mA + 10nA} = 14999.2500\Omega \approx 15K\Omega \quad (3.18)$$

Da offsettet i accelerometeret er på 1.6325V, jævnfør bilag D.5, side 109, skal referenceværdien ligeledes være 1.6325V. For at opnå denne referenceværdi benyttes en spændingsdeler efter referencedioden, der leverer 2.5V. Den generelle formel for en spændingsdeler er:

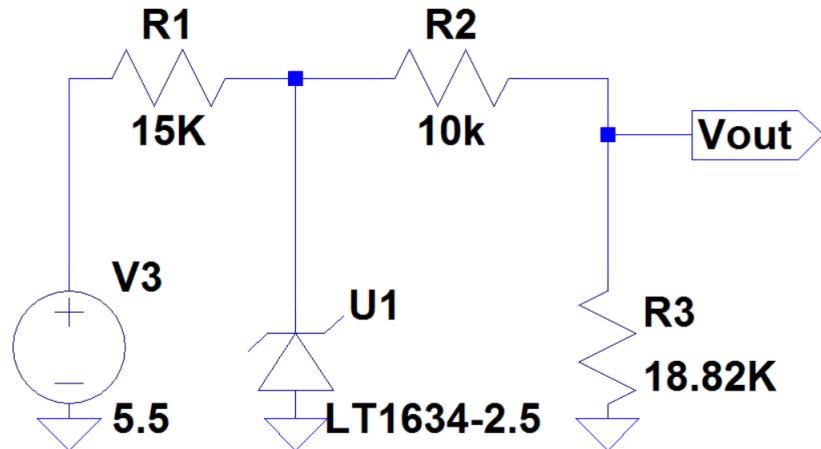
$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{R_3}{R_2 + R_3} \quad (3.19)$$

R_2 i **ligning (3.19)** bliver valgt til at være $10K\Omega$. Derudover er V_{out} lig 1.6325V og V_{in} er 2.5V. Ligningen kommer til at se således ud:

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

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

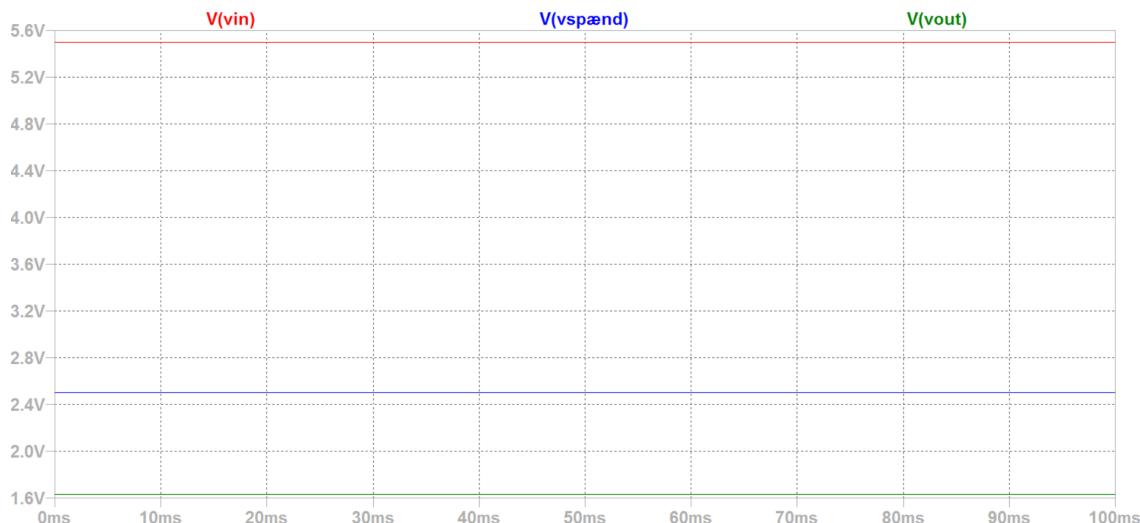
På **figur 3.7** ses designet af spændingsreferencen med spændingsdeler.



Figur 3.7: På figuren ses designet af kredsløbet for en spændingsreference til offsettet. Først ses opbygningen af en spændingsreference efterfulgt af en spændingsdeler, som medfører, at outputtet fra spændingsreferencen på 2.5V bliver til 1.6325 V.

Simulering

Der foretages en simulering i LTspice af spændingsreferencen og spændingsdeleren for at undersøge, om de opstillede krav opfyldes. På **figur 3.8** ses simuleringen af spændingsreferencen og spændingsdeleren.



Figur 3.8: På figuren ses en simulering af referencespændingen med spændingsdeleren. Der ses, at inputtet er 5.50 V (rød), outputtet fra spændingsreferencen er 2.50 V (blå) og outputtet fra spændingsdeleren er ca. 1.65 V (grøn).

Resultatet af simuleringen kan ses i **tabel 3.3**:

	<i>Forventet outputsignal</i>	<i>Målte outputsignal</i>	<i>Afvigelse</i>
<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 afvigelse mellem det forventede output og det simulerede output. Der ses, at afvigelserne ligger inde for tolerancerne, jævnfør afsnit 3.3.2, side 23, og accepteres derfor til implementeringen.

Implementering og test

Der ses på **figur 3.7**, 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 820Ω modstand benyttes. Disse måles inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.4**.

<i>Teoretisk</i>	<i>Ved måling</i>	<i>Afvigelse</i>
$15\text{K}\Omega$	$15.0020\text{K}\Omega$	0.01%
$10\text{K}\Omega$	$10.0036\text{K}\Omega$	0.04%
$18\text{K}\Omega$	$17.9653\text{K}\Omega$	0.19%
820Ω	818.0800Ω	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 fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter, som også vil have en effekt på afvigelsen af den økvivalente værdi for $18\text{K}\Omega + 820\Omega$.

Herefter implementeres kredsløbet. Til aflæsning af spændingsniveauerne anvendes et multimeter. De aflæste resultater fremgår 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, side 23. Derudover ligger afvigelserne indenfor tolerancerne.

Outputimpedansen overholder ikke kravet, da den er:

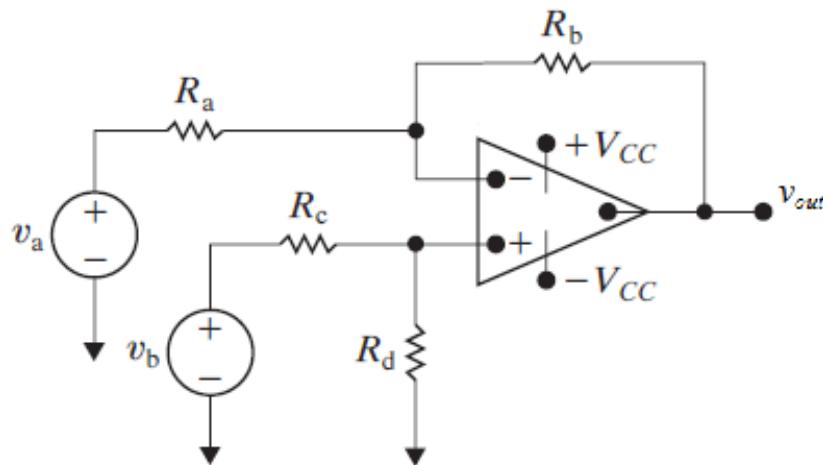
$$R_{eq} = \frac{(R2 \cdot R3)}{R2 + R3} \Rightarrow \frac{10000 \cdot 18820}{10000 + 18820} = 6530.19\Omega \approx 6.53K\Omega \quad (3.22)$$

Da inputimpedansen i den inverterende terminal i operationsforstærkeren i offsetjusteringen har en indgangsimpedans på $100K\Omega$, vil forholdet mellem output- og inputimpedans i koblingen være problematisk. Det vil dannes en spændingsdeling imellem $R3$ og den pågældende modstand, som sidder inden den inverterende terminal. Dermed vil signalet variere alt efter inputsignalet til operationsforstærkeren i offsetjusteringens ikke-inverterende terminal. Løsningen på problematikken i denne kobling er, at indsætte en buffer, som er beskrevet i bilag D, side 105. [70] Signalet fra spændingsdeleren sendes ind i bufferens ikke-inverterende terminal, hvorfor outputimpedansen ikke er relevant, da denne terminal har en indgangsimpedans på $10^{12}\Omega$. Herved kan blokken accepteres og benyttes i det samlede kredsløb.

3.4.3 Offsetjustering

Teori og design

Det målte signal fra accelerometeret har et indbygget offset, som medfører, 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 signalet centreres om 0V er ved anvendelse af et differensforstærker kredsløb, som ses på **figur 3.9**. 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 3.9: På figuren ses et generisk differensforstærker kredsløb illustreret. Operationsforstærkeren vil trække inputtet V_a fra inputtet V_b og sende denne spænding ud i V_{out} . Hvorledes signalet forstærkes afhænger af værdierne for R_a , R_b , R_c og R_d . (Revideret) [58]

Den ikke-inverterende terminals ($+V_{in}$) indgangsimpedans afhænger af R_c , hvorfor en buffer indsættes mellem outputsignalet fra forrige blok, som er accelerometeret, og blokken. Inputimpedansen i den inverterende terminal ($-V_{in}$) afhænger af modstanden R_a på **figur**

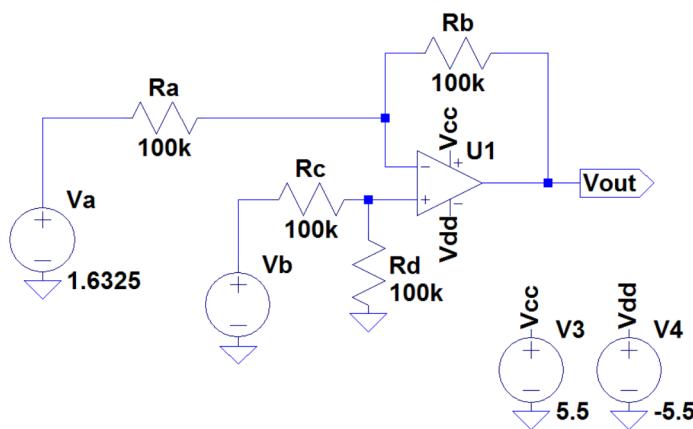
3.9 grundet det ikke-inverterende design, hvorfor der også indsættes en buffer, jævnfør afsnit 3.4.2, side 33.

I ligning (3.23) ses den simplificerede formel for differensforstærkerens kredsløb, hvor $\frac{R_a}{R_b} = \frac{R_c}{R_d}$; [58]

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

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 .

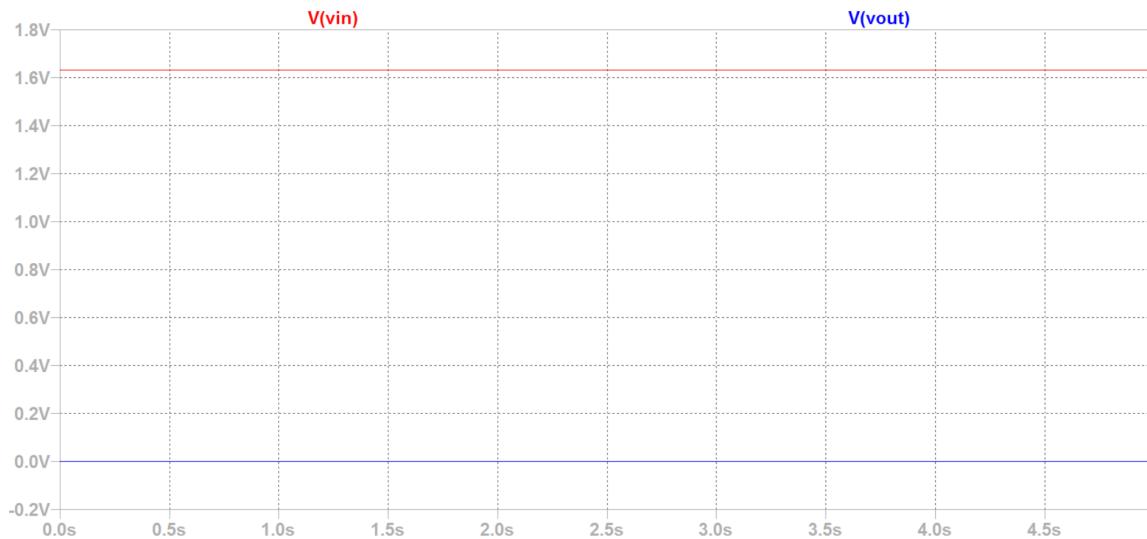
I dette tilfælde kræves der ikke en forstærkning, hvorfor samtlige modstande skal have samme værdi. Da signalet ikke skal inverteres, sendes accelerometerets output ind i den ikke-inverterende terminal. Offsettet, som i dette tilfælde er en referenceværdi på 1.6325V, sendes ind i den inverterende terminal. Dette illustreres på figur 3.10:



Figur 3.10: På figuren ses offsetjusteringens opbygning. V_a er referenceværdien, som sættes til 1.6325V, 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 $\pm 5.5V$.

Simulering

Der foretages tre simuleringer i LTspice - en for hhv. det højeste, middel og laveste output, fra accelerometeret. Dette vil svare til 1g påvirkning af accelerometerets x-akse og en 90° rotation. Derudover foretages der en simulering for 0g påvirkning, hvilket svarer til 0° rotation. På figur 3.11 ses simuleringen af offsetjusteringen.



Figur 3.11: På figuren ses en simulering af 1.6325V input, hvilket giver et output på $\approx 0\text{V}$.

Resultaterne for simuleringen ses i **tabel 3.6**.

Inputsignal	Offset	Forventet outputsignal	Simuleret outputsignal	Afvigelse
1.9638V	1.6325V	0.3313VV	0.3313V	0%
1.6325V	1.6325V	0V	-22.949 μV	$\approx 0\%$
1.3092V	1.6325V	-0.3233VV	-0.3233V	0%

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

I tabel **tabel 3.6** fremgår det, at der er en lav afvigelse imellem de forventede og simulerede outputsignaler. Dette betyder, at kredsløbet fungerer rent teoretisk med ideelle komponenter. På **figur 3.11** ses simuleringen af 1.6325V input fra accelerometeret.

Implementering og test

Der ses på **figur 3.10**, at der skal benyttes fire modstande på $100\text{K}\Omega$ til opbygningen af offsettet. Resultatet af testen 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 multimeter. De aflæste resultater står under output i **tabel 3.8**.

<i>Ønskede input</i>	<i>Input</i>	<i>Forventet output</i>	<i>Output</i>	Afvigelse
V_a	1.6325V	1.6307V	×	×
V_b	1.9638V	1.9632V	0.3325V	0.27%
	1.6346V	1.6307V	0V	$\approx 0\%$
	1.3092V	1.3093XV	-0.3214V	-0.3204XV
				0.31%

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

I tabel 3.8 betegner V_a referencespændingen, som sendes ind i den inverterende terminal. V_b betegner det mindste, middel og største output, som accelerometret kan give ved $\pm 90^\circ$ samt 0° . Derudover indsendes en spænding, som svarer til referencespændingen. Disse tre spændinger bliver sendt ind i den ikke-inverterende terminal. Det ønskede input er beregnet i afsnit D.5, side 109 og burde være det, som sendes ind i V_2 . Input er den spænding, som sendes ind fra spændingsforsyningen og er målt med et multimeter. Forventet output udregnes ved at trække referencespændingens input fra det indsendte signal. Output er den afmålte værdi fra multimetret og afvigelsen kan derved beregnes.

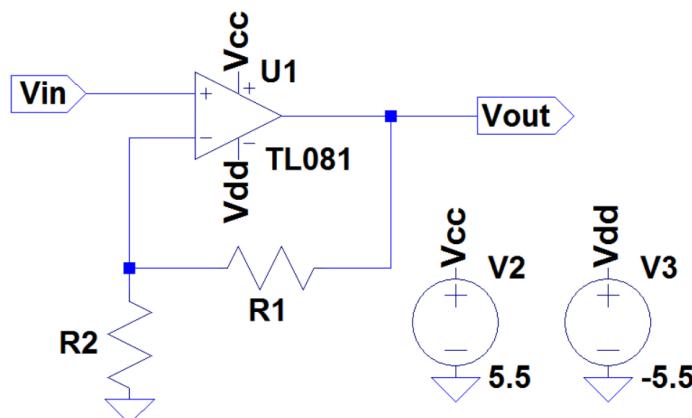
Der ses i tabel 3.8, at afvigelserne ligger inde for tolerancen for offsettet beskrevet i afsnit 3.3.1, side 22. Derfor anses disse afvigelser som acceptable, hvorfor offsetjusteringen i opsamlingsblokken accepteres.

3.4.4 Forstærker i opsamlingsblok

Teori og design

Til forstærkningen i opsamlingsblokken på figur 3.2, side 21 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 den ikke-inverterende inputterminal direkte. Denne har en impedans på $10^{12}\Omega$ indbygget i operationsforstærkeren [67]. Hvis der er en lav indgangsimpedans, vil denne blok påvirke inputsignalet, hvilket kan give afvigelser i de efterfølgende blokke.

Kredsløbet består af en operationsforstærker af typen TL081, som sidder i et closed-loop med modstandene R_1 og R_2 , der udgør en spændingsdeler. Dette ses på figur 3.12.



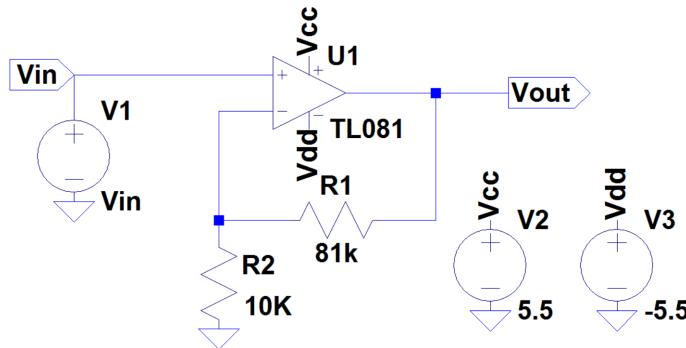
Figur 3.12: På figuren ses designet for en ikke-inverterende forstærker i en closed-loop konfiguration.

Jævnfør afsnit 3.3.1, side 22 er det bestemt, at forstærkningen skal have en faktor 9.1, hvilket svarer til 19.1808dB. For at udregne R_1 er R_2 bestemt til at være $10K\Omega$. [58] Ud fra dette bestemmes R_1 ved følgende udregning:

$$9.1 = 1 + \left(\frac{R_1}{10K\Omega} \right) \quad (3.24)$$

$$R_1 = 81K\Omega \quad (3.25)$$

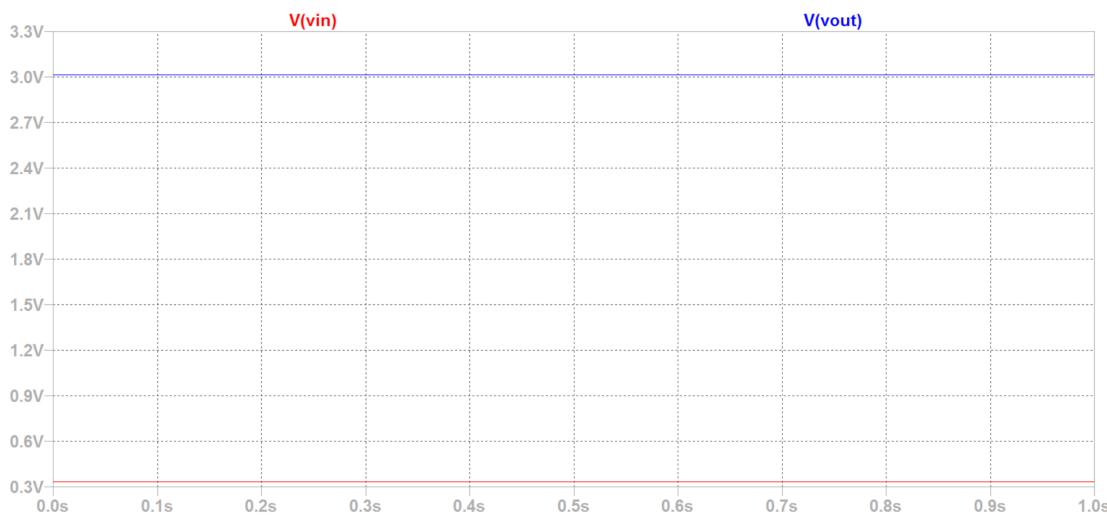
R_1 og R_2 benyttes til at designe kredsløbet for en ikke-inverterende operationsforstærker. Dette kredsløb designes i LTspice, som ses på **figur 3.13**.



Figur 3.13: På figuren ses designet af kredsløbet for en ikke-inverterende forstærker med to modstande. R_1 og R_2 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 det højeste input på $0.3313V$, som er blevet udregnet igennem pilotforsøget. På **figur 3.14** ses simuleringen.



Figur 3.14: På figuren ses en simulering af en ikke-inverterende forstærker, hvor der sker en forstærkning med en faktor 9.1. Inputtet, V_{in} , er $0.3313V$, som bliver forstærket 9.1 gange og derved giver ca. $3V$ i outputtet, V_{out} .

Der kan ses på **figur 3.14**, at det forstærkede signal (V_{out}) er omkring $3V$, hvilket ca. er 9.1 gange større end V_{in} , som i simuleringen er sat til $0.3313V$. Derved er der sket den forventede

forstærkning, da simuleringen er med ideelle komponenter. Resultaterne af de to simuleringer ses i **tabel 3.9**

Inputsignalet	Forstærkning	Outputsignalet	Målte forstærkning	Afvigelse
0.3313V	9.1	3.0147V	9.1	0%
-0.3233V	9.1	-2.9417V	9.1	0%

Tabel 3.9: I tabellen ses resultaterne for simuleringerne med det laveste og højeste input fra accelerometeret efter offsetjustering.

Det ses, at afvigelserne er inden for tolerancerne, jævnfør afsnit 3.3.1, side 22, hvorfor forstærkeren i opsamlingsblokken accepteres 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 implementering af forstærkeren. Der findes reelt ikke en modstand på $81\text{K}\Omega$, hvorfor der i stedet benyttes $82\text{K}\Omega$. Dette giver teoretisk en forskel på 1.235% i modstanden. De to modstande måles inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.10**.

Teoretisk	Ved måling	Afvigelse
$10\text{K}\Omega$	$10.0236\text{K}\Omega$	0.24%
$82\text{K}\Omega$	$81.724\text{K}\Omega$	0.89%

Tabel 3.10: I tabellen ses det, at de to modstande afviger fra deres teoretiske værdi. Det er en acceptabel afvigelse ifølge tolerancerne i afsnit 3.3.1, side 22. Modstandene kan derfor anvendes til implementeringen.

Den $82\text{K}\Omega$ modstand har en 0.89% afvigelse, men i dette tilfælde betragtes afvigelsen som positiv, da der ønskes en $81\text{K}\Omega$ modstand. Herefter implementeres kredsløbet. Til at afbilledede signalet benyttes et multimeter til måling af outputtet. De aflæste resultater ses i **tabel 3.11**.

Teoretisk input	Målte input	Output	% Faktiske forstærkning	Afvigelse
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. Der testes med det maksimale og minimale input, som kan komme fra offsetjusteringen.

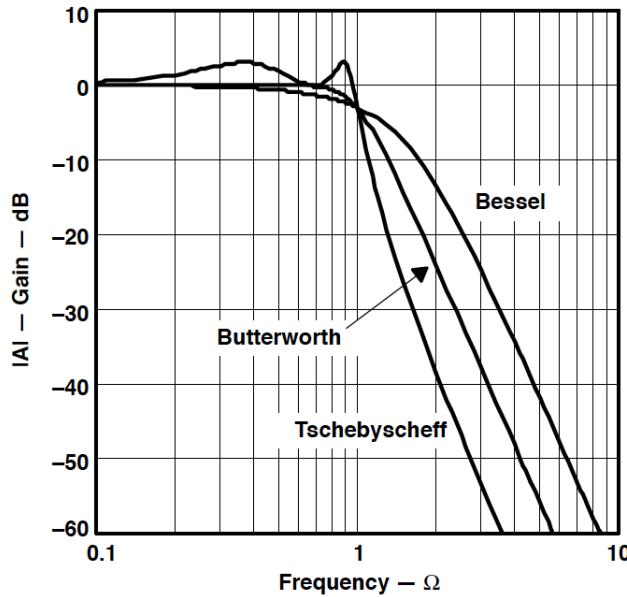
Der ses ud fra testen, at forstærkeren overholder kravene jævnfør afsnit 3.3.1, side 22. Derudover ligger afvigelserne indenfor tolerancerne for forstærkning. Disse afvigelser er acceptable, hvorfor forstærkeren i opsamlingsblokken godkendes.

3.4.5 Filter

Teori og design

Filtre kan udarbejdes i aktiv og passiv form. Hvis signalet ligger i frekvensområdet under 1MHz, anbefales det at benytte aktive filtre. Aktive filtre benytter operationsforstærkere, 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. [71] I dette projekt anvendes et Butterworthfilter, da der ønskes maksimal fladhed i pasbåndet og stopbåndet. De forskellige typer filter fremgår på **figur 3.15**.

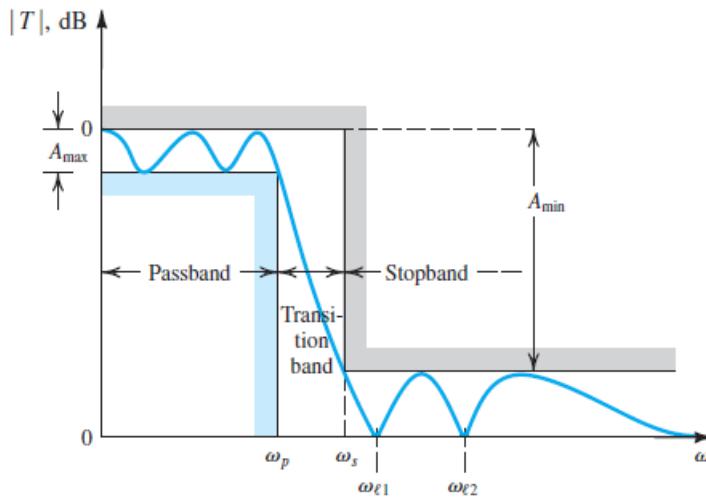


Figur 3.15: På figuren ses egenskaberne for de tre filtertyper: Butterworth-, Tschebyschev- og Besselfilter. [71]

Når designet af filtret er valgt, findes der flere forskellige måder, hvorpå et filter kan implementeres. Eksempler på disse metoder er Sallen-Key topologien (SKT) og Multiple Feedback toppologien (MFT). SKT-metoden er den mest anvendte og tillader separate gainindstillinger 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, jævnfør bilag D, side 105. 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. [52, 71, 72]

Jævnfør kravspecifikationer af lavpasfilteret i afsnit 3.3.3, side 24 kræves det, at filteret har en minimumsdæmpning af stopbåndet (A_{min}) på 14dB og der accepteres en maksimal dæmpning af pasbåndet (A_{max}) på 3dB. Derudover skal lavpasfilteret have en pasbåndsfrekvens (ω_p) på 25Hz, samt en stopbåndsfrekvens (ω_s) på 45Hz. På **figur 3.16** fremgår en illustration af, hvad de forskellige parametre beskriver. Ydermere skal filteret kunne modtage et signal i intervallet $\pm 3V$. Dette afhænger af valget af operationsforstærker samt spændingsforsyning til denne. Til designet af filteret benyttes en operationsforstærker af typen TL081, som ifølge databladet vil give et arbejdsmønster på $\pm 13.5V$ med en spændingsforsyning på $\pm 15V$ [67].

Operationsforstærkeren forsynes med en spænding på $\pm 5.5V$ jævnført afsnit 3.4.9, side 63. Det forventes, at TL081 vil give et arbejdsområde på minimum $\pm 3V$ uden, at signalet klippes.



Figur 3.16: På figuren ses et bodeplot af et lavpasfilter, hvor de fire karakteristika (A_{min}), (A_{max}), (ω_p) og (ω_s) er angivet. [71]

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

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

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

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

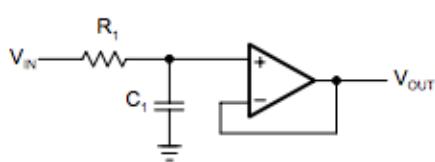
Lavpasfilterets orden kan herefter bestemmes, jævnfør værdierne fra kravspecifikationerne fra afsnit 3.3.3, side 24 ved at indsætte disse værdier i **ligning (3.26)**. Udregningerne vil se ud som følgende:

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

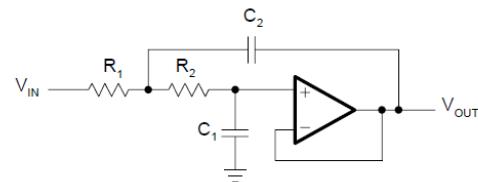
$$14dB = 10 \cdot \log \left[1 + \epsilon^2 \cdot \left(\frac{45Hz}{25Hz} \right)^{2N} \right] \quad (3.29)$$

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

Det fremgår af **ligning (3.30)**, at lavpasfilterets er af 3. orden. Filterets orden angives i hele tal og derfor afrundes resultatet. For at overholde kravene til lavpasfilteret afrundes ordenen opad. Af **figur 3.17** og **3.18** fremgår hhv. et 1. og 2. ordens lavpasfilter designet efter SKT. [71]

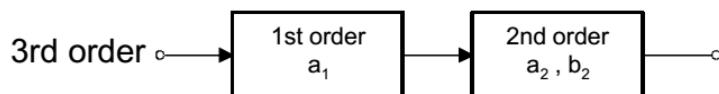


Figur 3.17: På figuren ses en illustration af et 1. ordens unity-gain Sallen-Key lavpasfilter, hvor værdien C er kondensatoren og R_1 er modstanden. Filterblokken har en indgangsspænding, V_{in} , og udgangsspænding, V_{out} . [71]



Figur 3.18: På figuren ses en illustration af et 2. ordens unity-gain Sallen-Key lavpasfilter, hvor værdien C er kondensatorene samt R_1 og R_2 er modstandene. Filterblokken har en indgangsspænding, V_{in} , og en udgangsspænding, V_{out} . [71]

I designet af et 3. ordens lavpasfilter designes både et 1. og et 2. ordens lavpasfilter i forlængelse af hinanden, som ses på **figur 3.19**.



Figur 3.19: På figuren ses, hvordan et 3. ordens lavpasfilter designes ved et 1. og 2. ordens lavpasfilter 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]

Et 1. ordens lavpasfilter skal benytte en modstand, kondensator og operationsforstærker, hvoraf 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 **3.32** er nødvendigvis ikke den 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. 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)** er C_1 - C_3 kondensatorer, R_1 - R_3 er modstande og a_1 og b_1 er konstanter, mens f_c er den valgte pasbåndsfrekvens i Hz, jævnfør kravspecifikationerne afsnit 3.3.3, side 24.

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 **ligning (3.33)**.

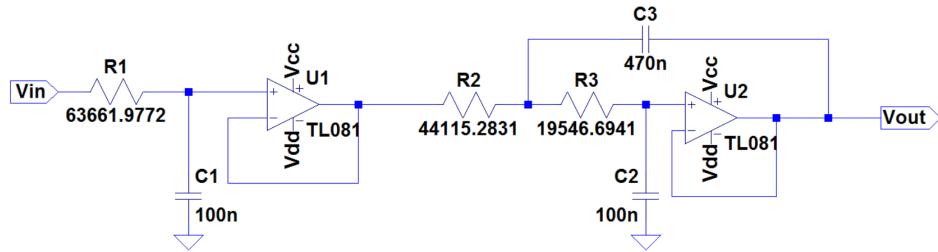
$$C_3 \geq 100\text{nF} \frac{4 \cdot 1}{1^2} \Rightarrow C_3 \geq 400\text{nF} \quad (3.34)$$

Ud fra ovenstående ligning vælges C_3 til at være 470nF for at opfylde **ligning (3.33)** og er derudover til rådighed i laboratoriet. Når værdierne for C er bestemt, kan modstandene for filteret bestemmes. For et 1. ordens lavpasfilter benyttes **ligning (3.35)** til at beregne R_1 og for et 2. ordens lavpasfilter anvendes **ligning (3.36)** for at beregne R_2 og R_3 .

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

$$R_{2,3} = \frac{1 \cdot 470\text{nF} \pm \sqrt{1^2 \cdot 470\text{nF}^2 - 4 \cdot 1 \cdot 100\text{nF} \cdot 470\text{nF}}}{4\pi \cdot 25\text{Hz} \cdot 100\text{nF} \cdot 470\text{nF}} = \begin{cases} R_2 = 19546.69414\Omega \\ R_3 = 44115.28306\Omega \end{cases} \quad (3.36)$$

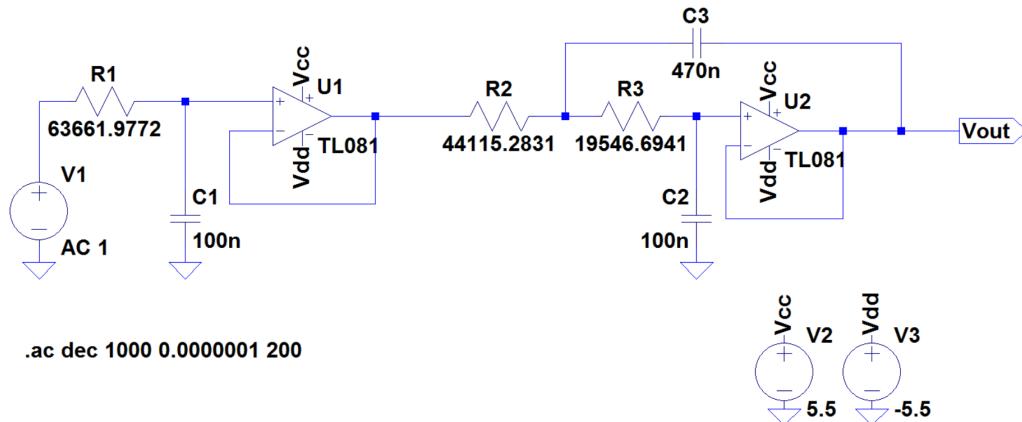
Filterets værdier for kondensatorerne og modstandene er nu udregnet for hhv. 1. og 2. ordens filter. Filterblokken kan nu simuleres i LTspice, som ses på **figur 3.20**, for at bestemme kvaliteten af det 3. ordens filter, der er blevet designet.



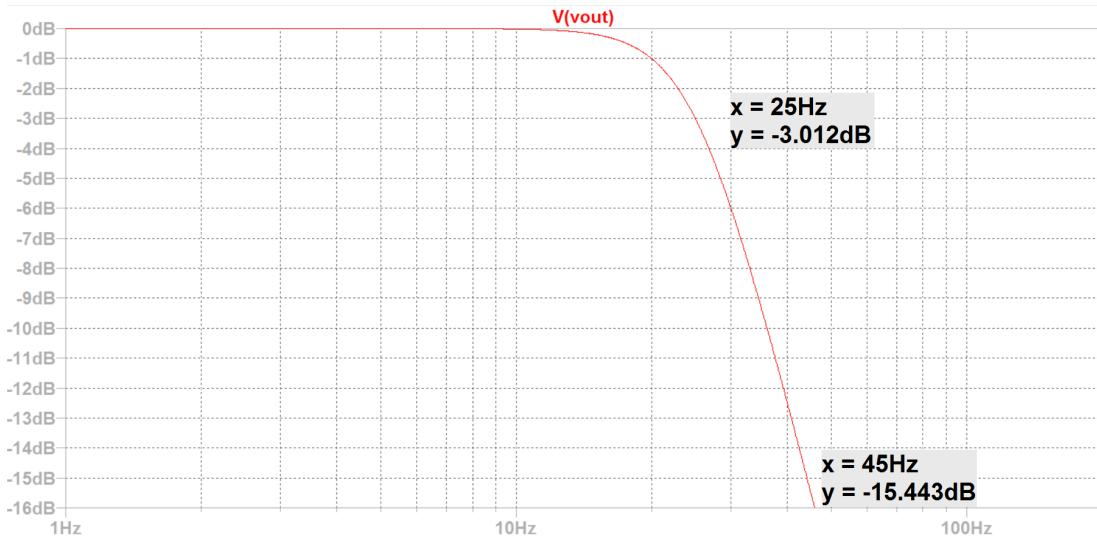
Figur 3.20: På figuren ses designet af det teoretiske kredsløb for lavpasfilteret med udregnede værdier for de enkelte modstande og kondensatorer.

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. I simuleringen undersøges det, hvorvidt filtret overholder kravspecifikationerne, jævnfør afsnit 3.3.3, side 24, ved at betragte et bodeplot over det simulerede 3. ordens filter.



Figur 3.21: På figuren ses designet af 3. ordens lavpasfilteret. Filteret simuleres vha. en AC-analyse med et inputsignal, der har en amplitude på 1V.



Figur 3.22: På figuren ses en illustration af et bodeplot, der viser 3. ordens filterets frekvensindhold målt i Hz over dæmpningen målt i dB.

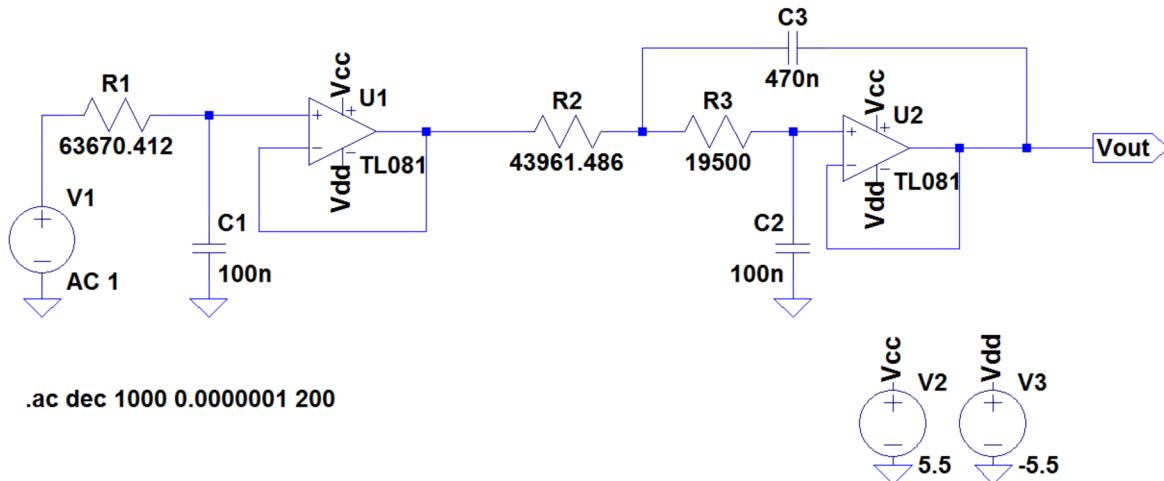
Af **figur 3.22** fremgår det, at det simulerede filter har en maksimal dæmpning i dB på 3.012 ved en pasbåndsfrekvens på 25Hz, hvilket ikke overholder kravspecifikationerne i afsnit 3.3.3, side 24. Grundet den lave afvigelse accepteres lavpasfiltret i midlertid og der udføres derfor endnu en simulering af filteret med de reelle modstande, der benyttes under implementeringen. Der ses yderligere, at der ved en stopbåndsfrekvens på 45Hz ses en dæmpning i dB på 15.443. Dette overholder projektets opstillede krav for filterblokken ved en minimum dæmpning på 14 dB i stopbåndsfrekvensen.

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

	Teoretisk	Måling	Afvigelse
$R_1 // :$	$1M\Omega$	$1M\Omega$	0%
	$68K\Omega$	$68.079K\Omega$	0.011%
$R_{1eq}:$	63661.9772Ω	63633Ω	0.046%
$R_2 // :$	$680K\Omega$	$682.840K\Omega$	0.418%
	$47K\Omega$	$47.004K\Omega$	0.010%
$R_{2eq}:$	44115.2831Ω	43976Ω	0.316%
$R_3 // :$	$39K\Omega$	$38.888K\Omega$	0.287%
	$39K\Omega$	$39.043K\Omega$	0.108%
$R_{3eq}:$	19546.694Ω	19482Ω	0.3310%

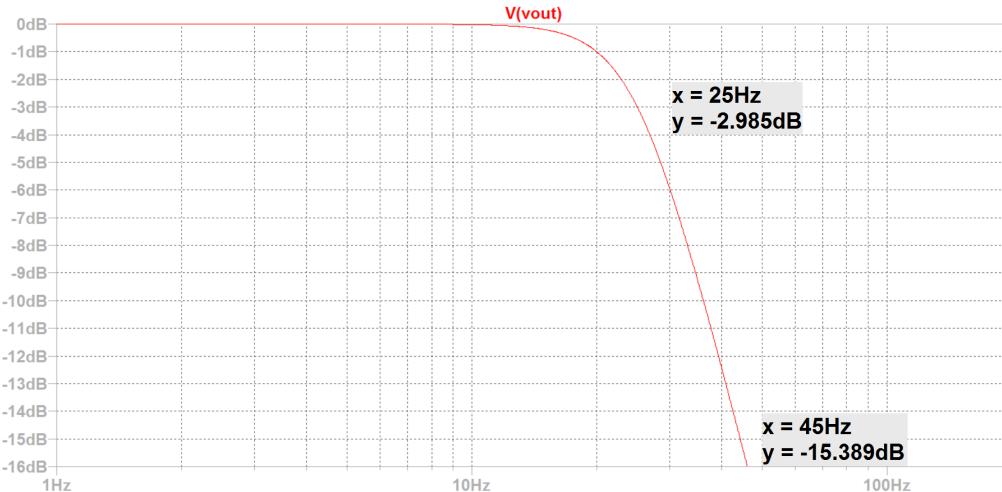
Tabel 3.12: I tabellen ses at de anvendte modstande afviger fra den teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter. Disse afvigelser kommer derved også til at have en effekt på R_{eq} . Det er de teoretiske værdier, som bliver benyttet i en ny simulering.

Filterblokken med reelle modstande fremgår af **figur 3.23**.



Figur 3.23: På figuren ses et 3. ordens filter med modstande, som har de teoretiske R_{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 $32K \Omega$.

På **figur 3.24** ses et bodeplot af det simulerede 3. ordens lavpasfilter.



Figur 3.24: På figuren ses en illustration af et bodeplot, der viser 3. orden lavpasfilterets frekvensindhold målt i Hz over dæmpningen målt i dB med den teoretiske værdi for de reelle modstande.

Ud fra bodeplottet ses det, at det simulerede filter med reelle værdier har en maksimal amplitude på -2.985dB ved en pasbåndsfrekvens på 25Hz , hvilket overholder kravspecifikationerne i afsnit 3.3.3, side 24. Der aflæses, at ved stopbåndsfrekvensen på 45Hz er amplituden -15.389dB , hvilket fortsat er acceptabelt ift. kravspecifikationerne for filterblokken.

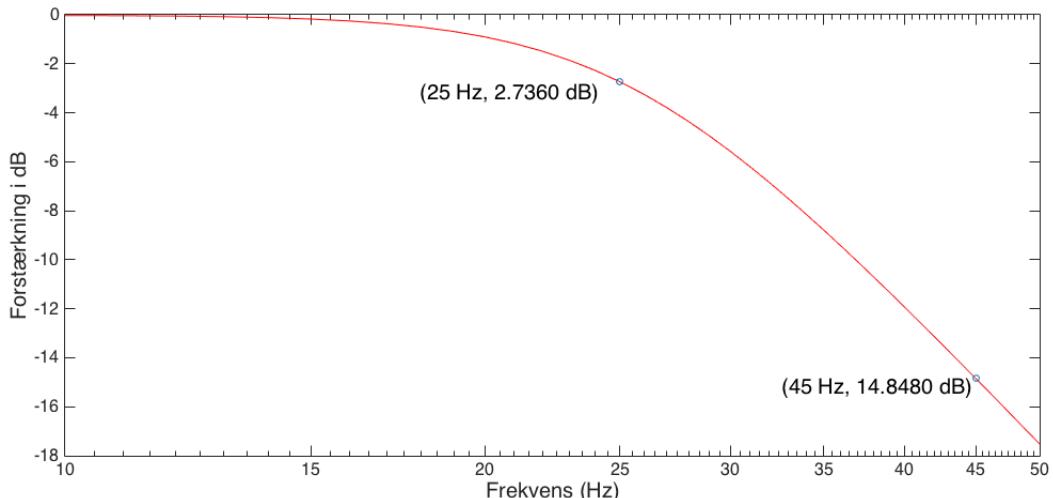
Implementering og test

Der ses på **figur 3.23** 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 en funktionsgenerator som inputsignal, og et multimeter til aflæsning af dæmpningen. Funktionsgeneratoren sættes til de ønskede frekvenser i intervaller af 1Hz fra 10Hz til 50Hz. Multimeteret måler dæmpningen af signalet ved at indstille et referencepunkt ved inputspændingen. Referencepunktet sættes det sted på signalet, hvor spændingen ændrer sig mindst, hvilket sker ved 10Hz. Referencen opfattes som signalets input. Herefter beregner multimeteret forskellen mellem input- og outputspændingen og beregner dæmpningen i dB ved samme princip som i **ligning (3.7)**, side 24. Outputtet fra multimeteret måles for hver frekvens og noteres. Ud fra disse målinger plottes en graf af dæmpningen i MATLAB, hvilket er illustreret på **figur 3.25**.



Figur 3.25: På figuren ses dæmpningen som en graf over de målte frekvenser i Hz som funktion af outputtet i dB. På grafen er der angivet pasbåndsfrekvens 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%

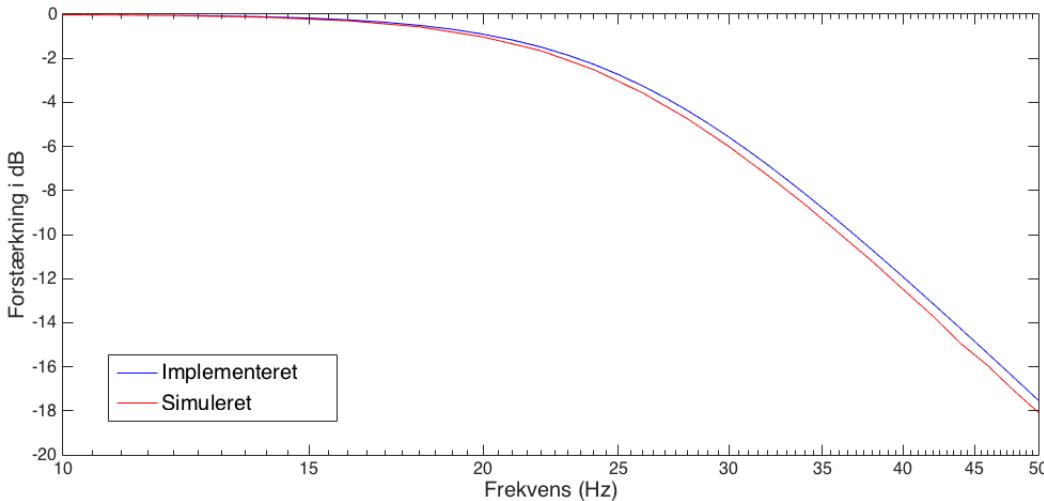
Tabel 3.14: I tabellen ses afvigelserne for dæmpningen i pasbånds- og stopbåndsfrekvensen ift. kravspecifikationerne og den fortagede test.

Ud fra de testede værdier i **tabel 3.14** ses en afvigelse på pasbånds- og stopbåndsfrekvensen ift. kravet for dæmpning kravspecifikationer i afsnit 3.3.3, side 24. Dæmpningen i pasbåndsfrekvensen skal maksimalt være 3dB, hvilket betyder, at testen ligger indenfor tolerancekravet med en dæmpning i pasbåndet på 2.7dB. Derudover skal lavpasfilteret dæmpe med minimum 14dB i stopbåndsfrekvensen. Denne tolerance overholdes i testen med en dæmpning på

14.8480dB, hvorfor filterblokken accepteres.

Sammenligning mellem det simulerede og implementerede lavpasfilter

På figur 3.26 er afvigelsen for det simulerede lavpasfilter ift. det implementerede lavpasfilter visualiseret vha. et bodeplot.



Figur 3.26: På figuren ses et bodeplots for det simulerede lavpasfilter, markeret med rød, og et bodeplot for det implementerede lavpasfilter, markeret med blå.

Bodeplottet for det simulerede lavpasfilter er udarbejdet ud fra 20 målepunkter og det implementerede er udarbejdet ud fra 40 målepunkter i intervallet 10 til 50Hz. Det fremgår af figur 3.26, at der er forskel mellem at konstruere et teoretisk lavpasfilter og 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 i afsnit 3.3.3, side 24. Derudover ligger afvigelserne indenfor tolerancekravene og derfor accepteres lavpasfilteret.

3.4.6 Forstærker i tilpasningsblok

Teori og design

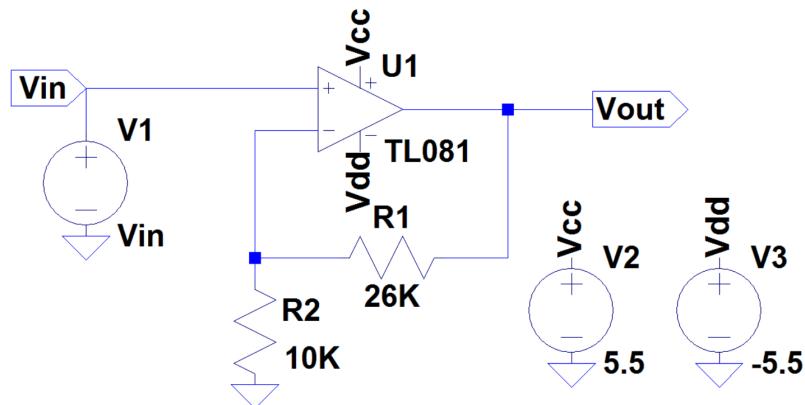
I afsnit 3.4.4, side 37 er teorien samt designet af en forstærker forklaret. Da blokken tilpasning skal tilpasse det filtrerede signal til komparatoren, afgrænses arbejdsintervallet til $\pm 25^\circ$. Derfor ønskes det, at V_{out} fra denne blok er $\pm 3V$, når accelerometret mäter $\pm 25^\circ$. Der skal dermed ske en forstærkning på en faktor 3.6, hvilket svarer til 11.1261dB, som beskrevet i afsnit 3.3.4, side 25.

For at udregne modstandene defineres R2 til $10K\Omega$. Ud fra dette er R1 blevet bestemt ved følgende udregning:

$$3.6 = 1 + \left(\frac{R1}{10K\Omega} \right) \quad (3.37)$$

$$R1 = 26K\Omega \quad (3.38)$$

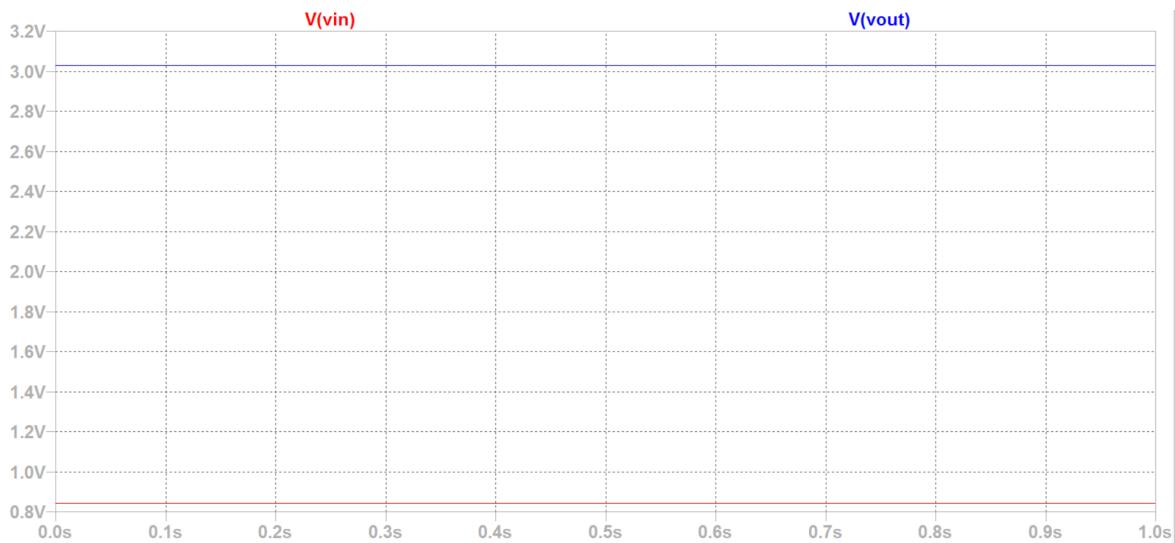
Forstærkerens opbygning kan ses på **figur 3.27**.



Figur 3.27: 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}). På **figur 3.28** ses simuleringen af et inputsignal på 0.8325V, som ideelt vil komme fra filtreringsblokken, hvis accelerometret hælder 25° .



Figur 3.28: På figuren ses simuleringen for et inputsignal på 0.8418V, som giver ca. 3V i output. Der er således sket en forstærkning med en faktor 3.6.

Resultaterne af fire simuleringer ses i **tabel 3.15**. De fire simulerede inputs er den spænding, som forstærkeren vil modtage ved hhv. $\pm 90^\circ$ og $\pm 25^\circ$.

Input	Forstærkning	Forventet outputsignal	Output	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** en afvigelse, som ligger inde for tolerancerne, jævnfør afsnit 3.3.4, side 25. Det er herved påvist, at kredsløbet fungerer teoretisk med ideelle komponenter og kan derfor implementeres.

Implementering og test

Det ses på **figur 3.27**, at der skal benyttes to modstande på $10\text{K}\Omega$ og $26\text{K}\Omega$ til implementeringen af forstærkeren. Reelt findes der 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 $26\text{K}\Omega$ modstand. 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 modstandene har en 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 måling af signalet benyttes 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 går i mætning, hvis inputsignalet svarer til spændingen fra filtret målt ved $\pm 90^\circ$ hældning af accelerometeret. Dette sker grundet afgrænsningen af arbejdsområdet. Grunden til at mætningsgrænsen for den negative forsyning er lavere end for den positive forsyning, er at TL081 har et input common mode voltage range på hhv. -12V

og 15V ved en spændingsforsyning på $\pm 15V$ [67].

Der ses, at forstærkeren overholder kravene fra afsnit 3.3.4, side 25 samt ligger inde for tolerancerne, hvorfor forstærkeren i tilpasningsblokken accepteres.

3.4.7 Referencespænding til feedback

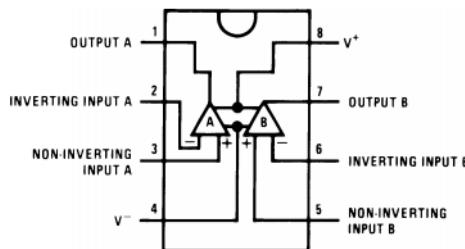
Teori og design

Feedbackblokken skal forsynes med en konstant spænding, da denne skal anvendes som sammenligningsgrundlag ift. inputsignalet. Her anvendes igen en referencespænding, jævnfør afsnit 3.4.2, side 30. Der anvendes en tilsvarende referencediode til denne referencespænding, som kan ses på **figur 3.6**, side 30.

For at udregne modstanden $R1$ for referencespændingen til komparatoren benyttes **ligning (3.17)**, side 31. Den ønskede referenceværdi er 2.5V, så der skal i dette tilfælde ikke benyttes en spændingsdeler, da disse indgår i designet for feedbackblokken. I starten af kredsløbet indsættes operationsforstærkeren af typen TL082, som har to inputs og outputs. [73] Den kan denne fungere som buffer til feedbackblokken og en inverterende forstærker. [70] Den maksimale biasstrøm er 50nA, da spændingen går direkte ind i bufferen. Biasstrømmen for referencedioden er sat til $200\mu A$. Dermed kan værdierne indsættes i formlen og $R1$ kan beregnes:

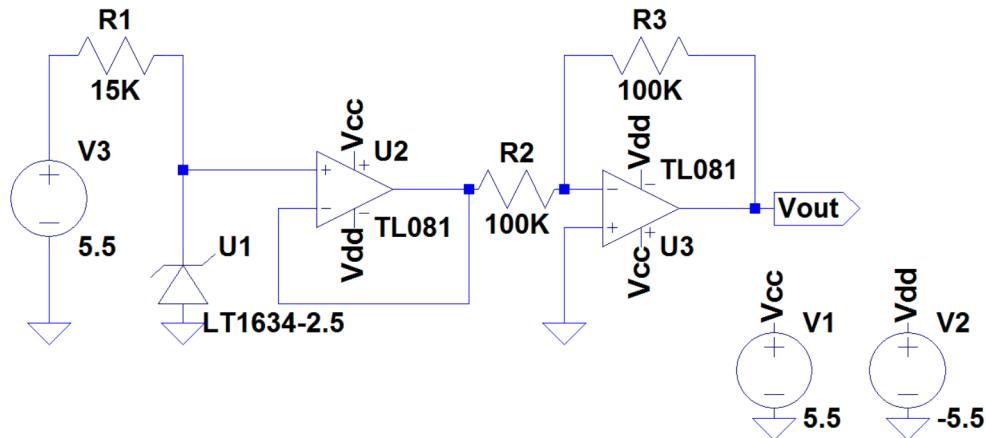
$$R1 = \frac{5.5V - 2.5V}{50nA + 200\mu A} = 14999.62501\Omega \approx 15K\Omega \quad (3.39)$$

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



Figur 3.29: På figuren ses pinkonfigurationen af operationsforstærkeren, TL082. Det positive output til feedbackblokken vil komme fra pin 1 dvs. output A, og det negative output til komparatorblokken vil komme fra pin 7 dvs. output B. [73]

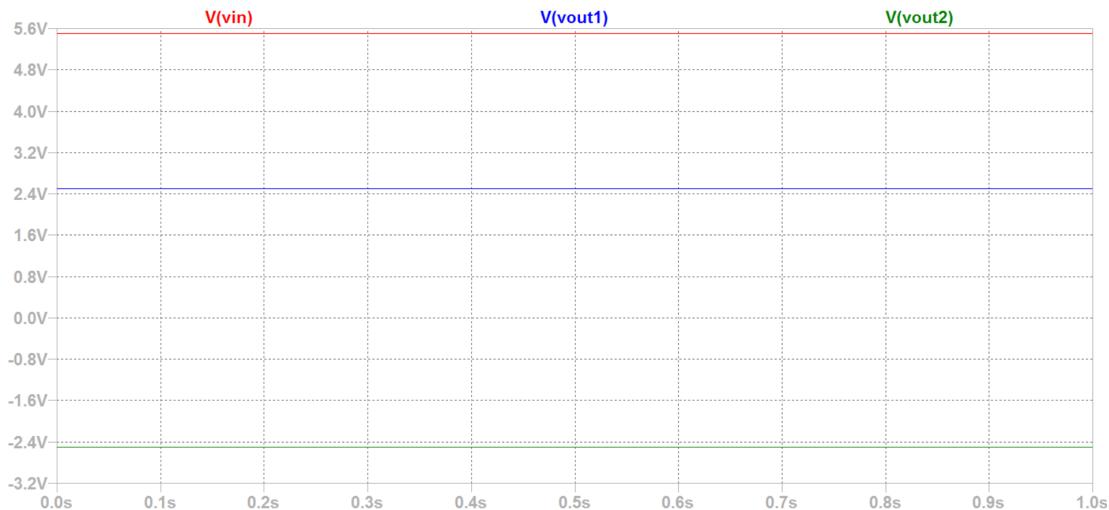
Der vides fra teorien, at der skal benyttes to modstande til designet af en inverterende forstærker. Da der ønskes et gain på 1, skal disse to modstande have samme værdi. [58] Designet af referencespændingen med operationsforstærkeren fremgår af **figur 3.30**.



Figur 3.30: På figuren ses designet af referencespændingsblokken, der skal levere en referencespænding til feedbackblokken. 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. På **figur 3.31** ses simuleringen af spændingsreferencen og operationsforstærkeren.



Figur 3.31: På figuren ses, at inputtet er 5.5V. V_{out1} er output A fra TL082 på 2.5V, og output B, kaldet V_{out2} på figuren, er -2.5V.

Simuleringens resultat fremgår af **tabel 3.18**

	<i>Forventet outputsignal</i>	<i>Målte outputsignal</i>	<i>Afvigelse</i>
<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 af spændingsreferencen med operationsforstærkeren til feedbackblokken.

I **tabel 3.18** fremgår det, at der er en afvigelse mellem det forventede output og det simulerede output, hvorfor referencespændingen til feedbackblokken accepteres ift. kravspecifikationerne. Derved fungerer kredsløbet teoretisk og kan implementeres.

Implementering og test

Der ses på **figur 3.30**, at der skal benyttes tre modstande på hhv. $15\text{K}\Omega$ og to $100\text{K}\Omega$ modstande til opbygningen af spændingsreferencen. Disse blev målt inden testen, hvilket fremgår i **tabel 3.19**.

<i>Teoretisk</i>	<i>Ved måling</i>	<i>Afvigelse</i>
$15\text{K}\Omega$	$14.9983\text{K}\Omega$	0.01%
$100\text{K}\Omega$	$99.631\text{K}\Omega$	0.37%
$100\text{K}\Omega$	$99.681\text{K}\Omega$	0.32%

Tabel 3.19: I tabellen ses der, at alle tre modstande afviger fra deres teoretiske værdi, hvilket er forventet af reelle komponenter.

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

	<i>Forventet outputsignal</i>	<i>Målte outputsignal</i>	<i>Afvigelse</i>
<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 TL082</i>	2.5V	2.5157V	0.63%
<i>Output B fra TL082</i>	-2.5V	-2.5245V	0.98%

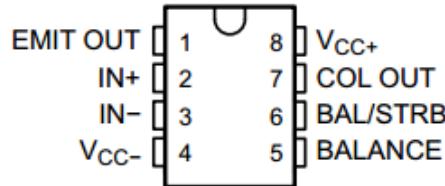
Tabel 3.20: I tabellen ses en oversigt over de forventede og målte outputsignaler fra testen for spændingsreferencen og operationsforstærkeren TL082 til feedbackblokken.

Der ses ud fra resultaterne i **tabel 3.5**, at blokken overholder kravspecifikationerne, jævnfør afsnit 3.3.5, side 25. 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 Feedback

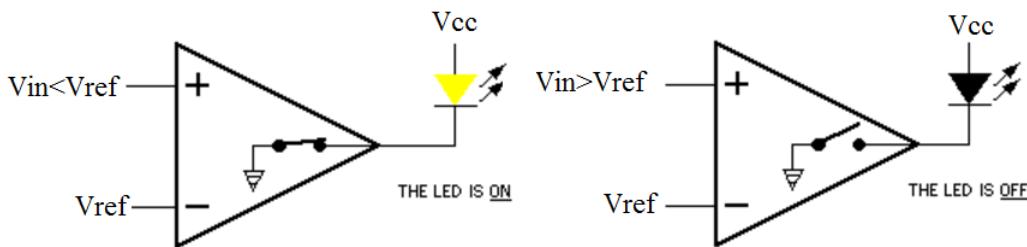
Teori og design

Jævnfør afsnit 2.6.4, side 15 anvendes en komparator til at sammenligne to inputsspændinger. Der anvendes en komparator af typen LM311, hvis pinkonfiguration ses på **figur 3.32**. LM311 har et arbejdssområde på $\pm 15V$ og skal forsynes med minimum $\pm 3.5V$.



Figur 3.32: På figuren ses pinkonfigurationen for komparatoren LM311 [74].

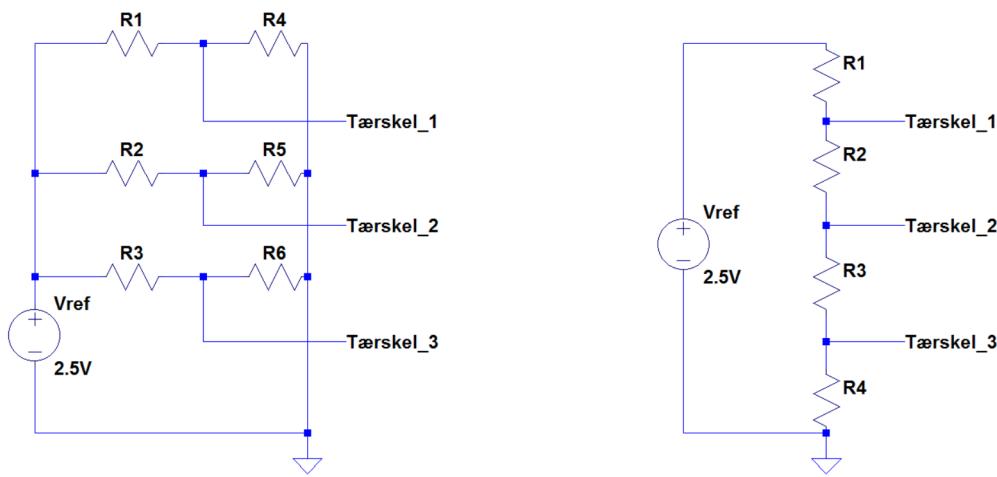
LM311 har to inputterminaler, hvilket ses som pin 2 og 3 på **figur 3.32**, som gør det muligt at sammenligne en referencespænding med et inputsignal. Derudover har den to outputs grundet den indbyggede transistor; et emitteroutput og et collectoroutput, hvilket ses som pin 1 og 7 på **figur 3.32**. Emitterouputtet benyttes i dette tilfælde oftest som ground, hvorimod collectorouputtet oftest benyttes som den aktiverende outputterminal. Komparatorens balanceterminaler på pin 5 og 6 benyttes til modkoblinger, som f.eks. en hysterese-modkobling. Hvis der ikke benyttes en modkobling, placeres en $100nF$ kondensator i en sammenkobling af komparatorens balanceterminaler for at gøre komparatoren mere præcis og undgå svingninger [74]. Der anvendes flere komparatorer i feedbackblokken, hvor outputterminalen tilkobles et feedbackkomponent, samt en modstand og den positive spændingsforsyning (V_{cc}). Til vibratoren kobles yderligere den positive spændingsforsyning (V_+) på $3.4V$. Afhængig af det ønskede output kobles referencespændingen til den inverterende eller ikke-inverterende terminal på komparatoren. Hvis referencespændingen er tilkoblet den inverterende terminal, skal inputsignalet være mindre end denne for at aktivere feedbackkomponentet, der er placeret i komparatorens collectoroutput. Hvis referencespændingen er tilkoblet den ikke-inverterende terminal, skal inputsignalet være større end denne for at aktivere feedbackkomponentet. Komparatorerne kan derfor have to forskellige outputs afhængig af inputspændingen, som der ses på **figur 3.33**.



Figur 3.33: På figuren ses en komparatorkonfiguration, hvor LED'en aktiveres efter forholdet mellem V_{in} og V_{ref} . Der ses, at referencespændingen er tilkoblet den inverterende terminal, hvorfor LED'en aktiveres, når V_{in} er mindre end V_{ref} . LED'en er derimod inaktiv, når V_{in} er større end V_{ref} . (Revideret) [75].

På **figur 3.33** kan det ses at aktivering af LED'en afhænger af, om strømmen kan løbe til ground. Hvis dette ikke er muligt, kan der ikke ske et spændingsfald over LED'en, hvorfor den ikke aktiveres.

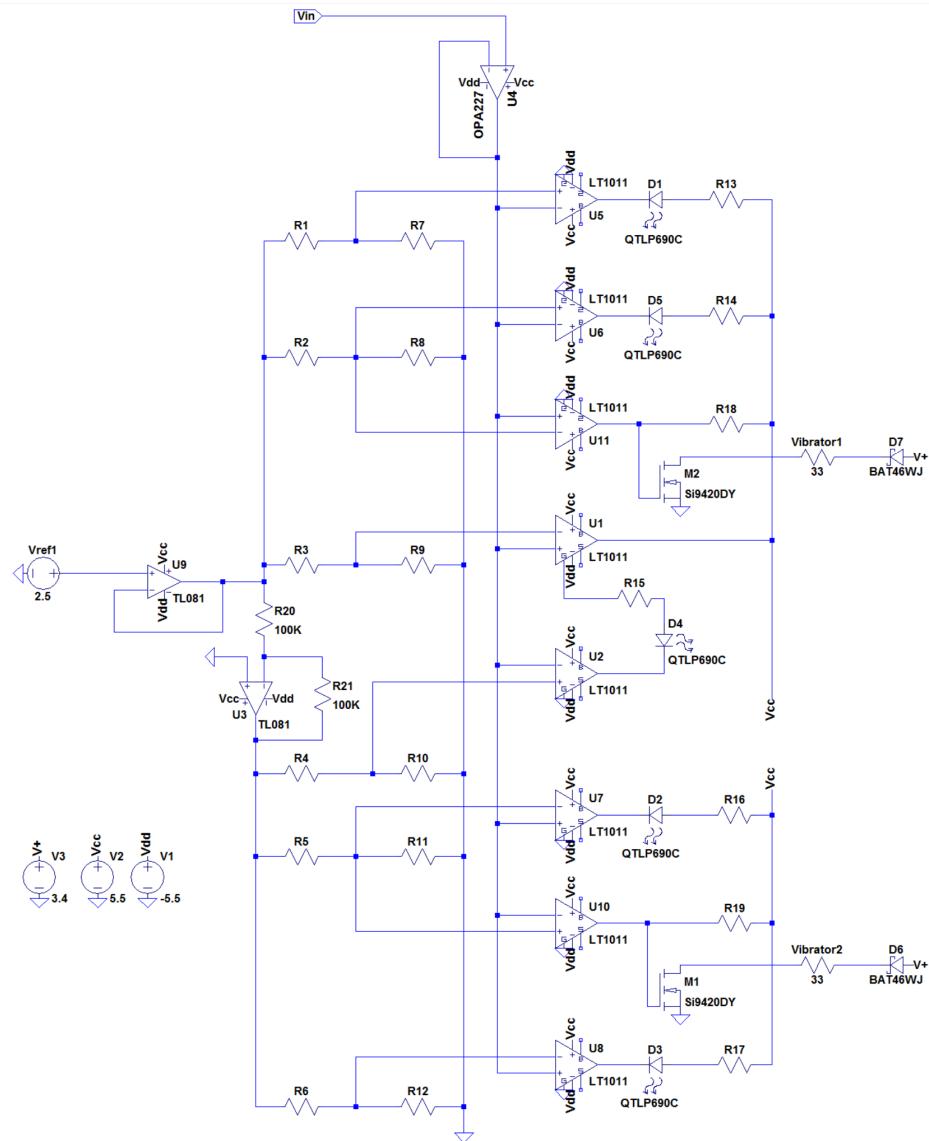
Komparatoren LM311 har en lav indgangsimpedans, hvorfor der placeres en buffer mellem outputtet fra tilpasningsblokken og feedbackblokken, hvilket forhindrer loading, jævnfør bilag D, side 105 [74]. Jævnfør kravspecifikationerne i afsnit 3.3.6, side 26 skal LED'erne og vibratorerne aktiveres i fem forskellige stadier vha. hver sin komparator. Der anvendes i alt otte komparatorer. Den grønne LED's stadie har en positiv og negativ tærskelværdi, hvorfor denne kræver to komparatorer i en vindueskonfiguration. De valgte tærskelværdier kan designes som f.eks. to spændingstræer eller otte spændingsdeler, hvorfra der er fordele og ulemper ved begge metoder. Et eksempel på et spændingstræ og en spændingsdeler kan ses på **figur 3.34**.



Figur 3.34: På figuren ses et eksempel på hhv. en individuel spændingsdeler og et spændingstræ.

Ud af de otte komparatorer anvendes seks af dem i en ordinær komparatorkonfiguration, som aktiveres ved en bestemt tærskelværdi vha. individuelle spændingsdeler. Fordelen ved at vælge dette design er, at modstandene ikke kan påvirke hinanden, hvilket de kan i et spændingstræ. Ulempen ved at anvende spændingsdeler er, at der benyttes flere modstande ved denne konfiguration, som kan afvige fra deres teoretiske værdier.

Feedbackblokken kan adskilles i to dele ved den grønne LED; en for hældning i hhv. positiv og negativ retning. Der indgår 12 modstande (R1-R12) i de fem spændingsdeler, som leverer tærskelværdier til de otte komparatorer. Derudover består kredsløbet af en spændingsreference ($+V_{ref}$) på 2.5V, jævnfør afsnit 3.4.7, side 50, og syv modstande (R13-R19) mellem LED'erne samt vibratorerne og V_{cc} . Modstandene (R13-R14, R16-R17 og R19) bestemmer strømforsyningen til LED'erne. Vindueskonfigurationen designes ved at placere en LED (D3) i emitterterminalen på komparatoren (U3) og collectorterminalen på komparatoren (U4). Feedbackblokken fremgår af **figur 3.35**.



Figur 3.35: På figuren ses feedbackblokken, som kan adskilles i to dele ved den grønne LED; en for hældning i hhv. positiv og negativ retning. Der indgår 12 modstande (R1-R12) i de fem spændingsdelere, som leverer tærskelværdier til de otte komparatorer. Derudover indgår en spændingsreference på 2.5 V. Der ses yderligere dem LED'er og to vibratører, hvilket fremgår som to modstande i LTspice, samt tilhørende modstande. For den grønne LED er der en vindueskonfigurationen konstrueret vha. komparatorerne (U3-U4).

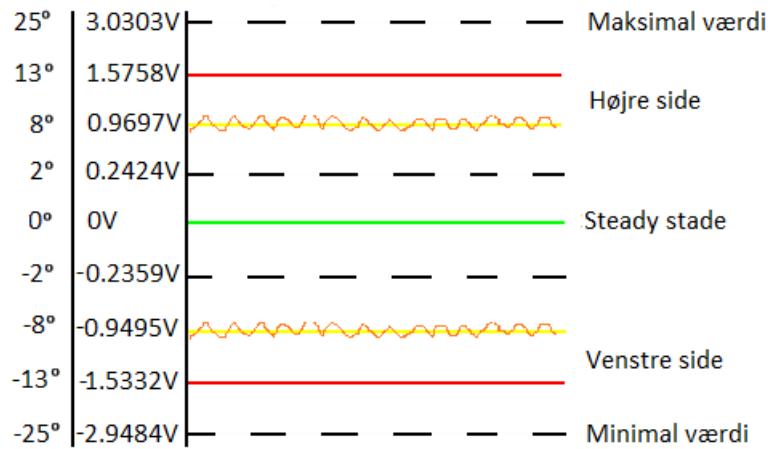
Beregning af tærskelværdier og modstandene R1-R12 i spændingsdelerne

Der kræves at LED'erne skal lyse ved bestemte tærskelværdier, dvs. bestemte kropshældninger, jævnfør afsnit 3.3.6, side 26. Inputsignalet afhænger af den pågældende hældningsgrad, da denne bestemmer inputspændingen til komparatorerne. Tærskelværdier kan beregnes, da værdien i volt pr. grad i hhv. positiv og negativ retning er kendt, jævnfør **ligning (D.4)**, side 109. Desuden kendes forstærkningsfaktoren fra de tidligere blokke. Tærskelværdierne for komparatorene beregnes ud fra følgende formler:

$$\text{Positiv - retning : } 0.0037V \cdot 9.1 \cdot 3.6 \cdot \text{hældning} = \text{tærskelværdi} \quad (3.40)$$

$$\text{Negativ - retning : } 0.0036V \cdot 9.1 \cdot 3.6 \cdot \text{hældning} = \text{tærskelværdi} \quad (3.41)$$

Hvor 0.0037 og 0.0036 er volten pr. grad i hhv. positiv og negativ retning. Værdierne 9.14 og 3.6 er forstærkningsfaktoren fra de forrige blokke, og hældningen er den grad, som tærskelværdien skal indstilles efter. De udregnede tærskelværdier fremgår af **figur 3.36**.



Figur 3.36: Af figuren fremgår de beregnede tærskelværdier. Farverne angiver hvilket LED, der skal aktiveres ved de enkelte tærskelværdier. Derudover angiver de orange linjer aktivering af vibratorerne. Arbejdsmrådet angives som den maksimale og minimale værdi.

Der anvendes en spændingsreference, som kan leve en konstant spænding på 2.5V til feedbackblokken jævnfør afsnit 3.4.7, side 50. Denne benyttes, da spændingen fra et batteri vil falde over tid. Da spændingsreferencen yderligere skal anvendes til at definere de negative tærskelværdier benyttes en inverterende forstærker med et gain på 1, hvilket fremgår af **figur 3.35**. Ved denne konfiguration inverteres signalet uden at blive forstærket.

For at bestemme R1-R12 i spændingsdelerne fastsættes R1-R6 til en bestemt værdi på 10K Ω . Tærskelværdierne (V_{out}) og spændingsreferencen (V_{in}) er kendte værdier, hvormed R7-R12 kan udregnes vha. den generelle formel for en spændingsdeler, jævnfør **ligning (3.19)**, side 30. De beregnede værdier ses i **tabel 3.21**.

Modstand	Værdi
R7	16.821K Ω
R8	6.285K Ω
R9	1.068K Ω
R10	1.042K Ω
R11	6.039K Ω
R12	15.765K Ω

Tabel 3.21: I tabellen ses de beregnede værdier for R7-R12.

Beregning af modstande for den visuelle del af feedbacken

Til den visuelle del af feedbacken anvendes LED'er. En LED har to terminaler; en anode og en katode, hvoraf katoden tilkobles komparatorens output mens anoden tilkobles V_{cc} . En ideel LED tændes, når der løber strøm fra anoden til katoden, hvorved der opstår et spændingsfald over LED'en. Dette kaldes fremadgående spænding. I praksis vil der altid løbe en lækstrøm i LED'en, hvilket vil give et spændingsfald. Når strømmen løber fra katoden til anoden, vil LED'en være slukket, da der ideelt ikke løber strøm igennem kredsløbet. [59]

Jænvær afsnit 3.3.6, side 26 skal spændingsforsyningen være $\pm 5.5V$. De anvendte LED'er 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). LED'erne kræver en minimum strøm på 2mA for at lyse og 20mA, hvis de skal give et tydeligt lys. Hvis LED'erne forsynes med mere end 150mA, brænder de af. Spændingsfaldet over LED'erne afhænger af den strøm der løber igennem dem. Ved 2mA ligger det typisk mellem 1.7V-1.9V. Spændingsforsyningen tilkobles tilhørende modstande for at kontrollere strømmen til LED'erne. [76] Spændingsfaldet over LED'erne samt den strøm LED'erne skal bruge for at lyse tydeligt, er kendte værdier, hvorfor modstandene R13-R14, R16-R17 og R19 kan findes vha. Ohms lov. Nedenstående udregning beregner værdien af modstandene, hvis spændingsforsyningen forsyner kredsløbet med $\pm 5.5V$ og LED'erne med 20mA:

$$R_{13-R14}, R_{16-R17} \text{ og } R_{19} = \frac{5.5V - 2.2V}{0.02A} = 165\Omega \quad (3.42)$$

Ud fra denne beregning sættes modstandene R13-R14, R16-R17 og R19 til 165Ω for at sikre, at LED'erne forsynes med 20mA.

Den visuelle del af feedbackblokken fremgår af **figur 3.35**

Beregning af modstande for den somatosensoriske del af feedbacken

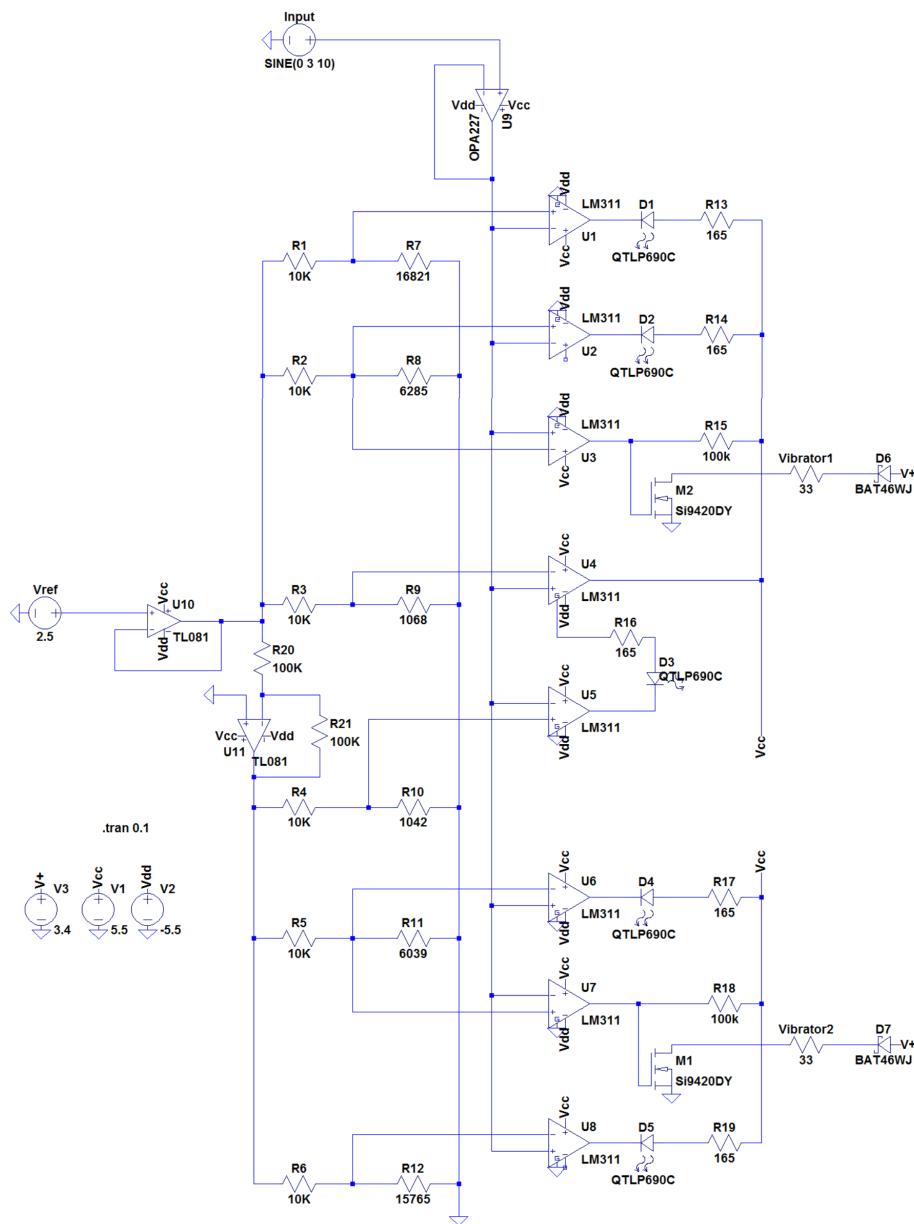
Til den somatosensoriske del af feedbacken benyttes vibratorer, jævnfør afsnit 3.3.6, side 26. En vibrator er en elektrisk motor, der skaber svingninger, hvilket medfører en vibration [77]. De anvendte vibratorer er af typen C1026B og har et driftsområde på 2.7-3.3V, der typisk ligger på 3V. Vibratorerne skal derfor have en spændingsforsyning på mindst 2.7V. Derudover er startstrømmen 120mA, og driftsstrømmen er 90mA. Herefter sker vibrationen med en frekvens på 10-55Hz afhængig af spændingsforsyningen samt strømmen i kredsløbet. [78]

For at opnå et tilstrækkeligt strømniveau anvendes en transistor af typen BS170. Transistoren placeres mellem komparatoren og vibratoren. Designet fungerer således, at transistoren tændes og vibratoren aktiveres, når komparatoren er slukket. Dette princip er modsat designet af komparatorerne, som benyttes i forbindelse med aktivering af LED'erne. Dette skyldes, at når komparatoren er aktiveret, vil spændingen ledes til ground, som er tilkoblet komparatorens emitterterminal. Når komparatoren er slukket, vil spændingen aktivere transistorens gate-terminal. Modstandene R15 og R18 er placeret ved spændingsforsyningen på 5.5V (V_{cc}) og bestemmes til at være $100K\Omega$. Disse skal sørge for, at kredsløbet ikke bruger for meget strøm. Når komparatoren slukker, vil spændingen aktivere transistoren og der dannes forbindelse mellem transistorens drain- og sourceterminal. Dette vil aktivere vibratorerne, da strømmen derved kan løbe til ground i sourceterminalen. Spændingsforsyningen til vibratorerne er på 3.4V (V_+) og forsynes af spændingsregulatoren. Eftersom vibratoren som nævnt skal forsynes med 2.7V, anvendes en Schottky-diode af typen BAT41, der nedsætter spændingen til under 3V. Schottky-dioden fungerer således, at der sker et spændingsfald, afhængig af strømmen, som løber igennem dioden. Spændingsforsyningen på 3.4V forsyner, 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 feedbackblokken fremgår af **figur 3.35**.

Simulering

Den visuelle og somatosensoriske del af feedbackblokken simuleres med et sinussignal som input, der har en amplitude på 3V. Dette gøres for at simulere signalet fra den forrige blok,

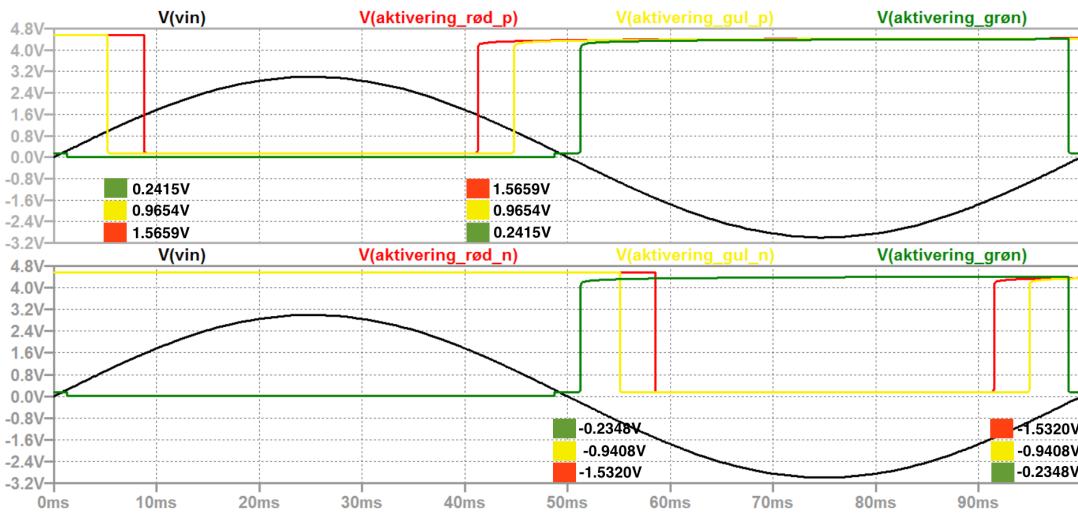
som har et arbejdsområde på $\pm 3V$. I simuleringen testes der for, om feedbacken aktiveres ved de forskellige tærskelværdier, og tærskelværdierne i simuleringen måles. Af **figur 3.37** fremgår feedbackblokken, der simuleres i LTspice.



Figur 3.37: Af figuren fremgår feedbackblokken med beregnede modstande. Kredsløbet simuleres med et sinussignal som input, der har en amplitude på 3 V.

Simulering af den visuelle del af feedbacken

Af figur 3.38 fremgår tærskelværdierne for den visuelle del af feedbacken.



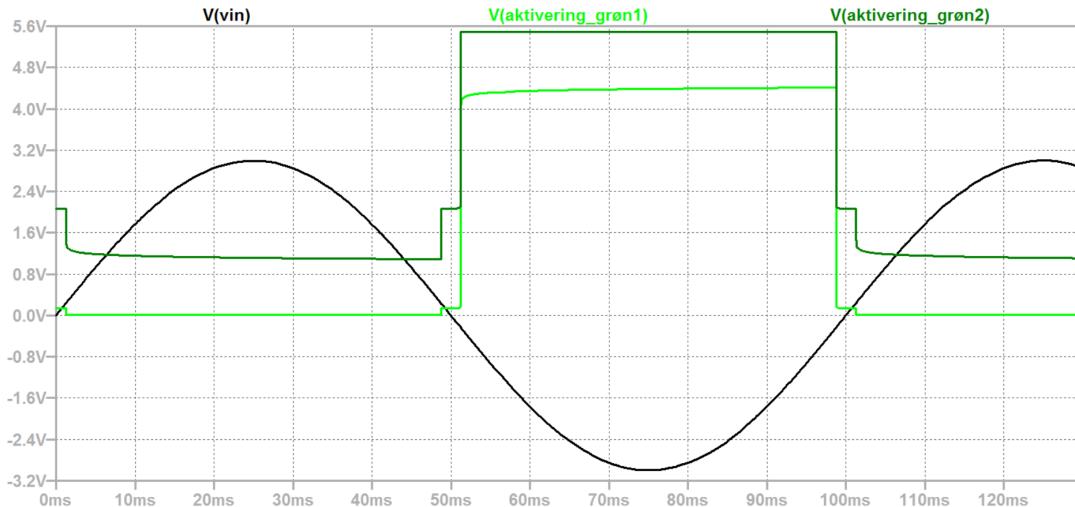
Figur 3.38: På figuren ses simuleringen af den visuelle del af feedbacken. Farverne på graferne indikerer den enkelte LED. Derudover angives *p* for positiv retning, mens *n* angives for negativ retning. Når inputsignalet når de definerede tærskelværdier, vil kurverne gå i negativ mætning og LED'erne vil lyse.

På figur 3.38 fremgår det, at signalet går i negativ mætning ved de enkelte tærskelværdier, hvilket får LED'erne til at lyse. Afgelsen mellem det teoretiske og simulerede referenceinput beregnes og vil fremgå af tabel 3.22.

	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 3.22: Af tabellen fremgår de teoretiske og simulerede tærskelværdier ved de enkelte hældningsgrader samt afgelsen mellem disse.

Det kan udfra tabel 3.22 konkluderes, at afgelsen fra de udregnede tærskelværdier overholder tolerancerne, jævnfør afsnit 3.3.6, side 26. På figur 3.39 ses en simulering af vindueskonfigurationen for den grønne LED.



Figur 3.39: På figuren ses simuleringen af vindueskonfigurationen. V_{in} er inputsignalet, mens $V(\text{aktivering_grøn}1)$ og $V(\text{aktivering_grøn}2)$ viser spændingsfaldet for den grønne LED.

Aktivering af vindueskonfigurationen sker ved, at den ene komparator vil åbne for spændingsforsyningen til LED'en. Herved kan V_{cc} gå til LED'en gennem emitteroutputtet. Der vil ikke løbe strøm, hvilket ses ved, at den målte spænding ved LED'en er 5.5V når U4 er tændt. Der vil være lys i LED'en, når U5 er tændt, da strømmen derved kan ledes til ground. Når U4 er slukket, vil der ikke være spændingsforsyning til LED'en uanset, om U5 er tændt eller slukket.

Af simuleringen fremgår det, at den visuelle del af feedbacken overholder tolerancerne og kan derfor accepteres.

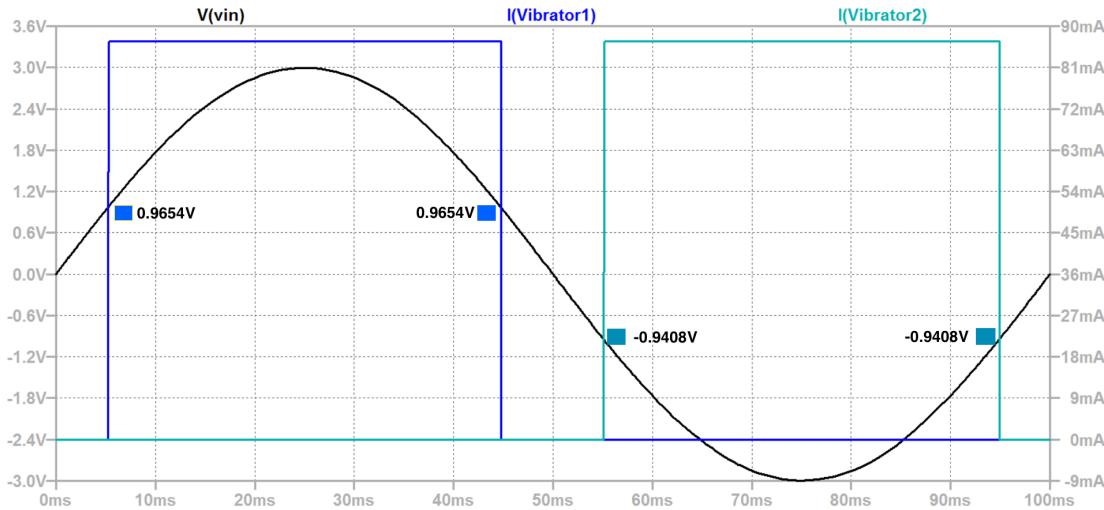
Simulering af somatosensoriske del af feedbacken

Til simuleringen af den somatosensoriske del af feedbacken anvendes modstande som vibratører i LTspice. Deres værdi beregnes vha. Ohms lov, hvilket fremgår af nedenstående ligning (3.43):

$$R = \frac{3V}{0.09A} = 33\Omega \quad (3.43)$$

I ligning (3.43) angiver de 3V amplituden for inputsignalet, mens de 0.09A er strømmen, som løber gennem vibratørerne. Dette giver en modstand på 33Ω .

Af figur 3.40 ses den somatosensoriske del af feedbacken.



Figur 3.40: På figuren ses simuleringen af den somatosensoriske del af feedbacken. V_{in} er sinussignalet, der illustrerer blokkens inputsignal. $I(vibrator1)$ viser spændingsfaldet over vibratoren i positiv retning, mens $I(vibrator2)$ viser spændingsfaldet over vibratoren i negativ retning. Desuden ses tærskelværdierne for aktivering af de to vibratører.

På figur 3.40 fremgår det, at der ledes en strøm igennem vibratørerne på ca. 90mA ved de enkelte tærskelværdier, hvilket aktiverer dem. Derudover ses det, at tærskelværdierne for de to vibratører svarer til tærskelværdierne for aktivering af de gule LED'er, jævnfør tabel 3.22. Dette gør, at den samme afvigelse vil gøre sig gældende, hvorfor den somatosensoriske del af feedbacken accepteres.

Implementering og test

I det valgte design skal der benyttes 21 modstande. Der forekommer en afvigelse mellem den teoretiske og målte værdi, hvilket fremgår af tabel 3.23. Derudover er det reelt ikke muligt at anvende alle de beregnede komponenter, hvorfor der benyttes modstande i serie- og parallelforbindelser. I tabellen fremgår de teoretiske og målte modstande samt afvigelsen imellem disse.

	<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 R_{eq}+</i>	16.821KΩ	16.758KΩ	0.37%
<i>R8 R_{eq} </i>	6.285KΩ	6.280KΩ	0.08%
<i>R9 R_{eq}+</i>	1068Ω	1065Ω	0.28%
<i>R10 R_{eq}+</i>	1042Ω	1036Ω	0.58%
<i>R11 R_{eq} </i>	6.039KΩ	6.044KΩ	0.08%
<i>R12 R_{eq} </i>	15.765KΩ	15.718KΩ	0.30%
<i>R13 R_{eq}+</i>	165Ω	164.59Ω	0.25%
<i>R14 R_{eq}+</i>	165Ω	164.54Ω	0.28%
<i>R15</i>	100KΩ	99.660KΩ	0.34%
<i>R16 R_{eq}+</i>	165Ω	164.87Ω	0.08%
<i>R17 R_{eq}+</i>	165Ω	165.07Ω	0.04%
<i>R18</i>	100KΩ	99.722KΩ	0.28%
<i>R19 R_{eq}+</i>	165Ω	163.90Ω	0.67%
<i>R20</i>	100KΩ	99.628KΩ	0.37%
<i>R21</i>	100KΩ	99.676KΩ	0.32%

Tabel 3.23: Af tabellen fremgår de teoretiske og reelle værdier for modstandene benyttet i feedbackblokken.

Feedbackblokken testes ved en spændingsforsyning på $\pm 5.5\text{V}$ med en sinus som inputsignal, der har en amplitude på 3V. Af **tabel 3.24** fremgår de beregnede og målte tærskelværdier samt afvigelsen.

	<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 3.24: Af tabellen fremgår de teoretiske og målte tærskelværdier ved de enkelte hældningsgrader samt afvigelsen.

Jævnfør afsnit 3.3.6, side 26 overholder de målte tærskelværdier tolerancekravet på $\pm 1\%$. For at undersøge, hvornår LED'erne og vibratorerne tænder og slukker måles input- og outputsignalet vha. et oscilloskop. I **tabel 3.25** fremgår de målte tærskelværdier, samt det aflæste skæringspunkt, hvor LED'erne og vibratorerne tænder og slukker samt afvigelsen.

	<i>Målt referencespænding</i>	<i>Aflæst skæringspunkt</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 3.25: Referencespændingen er målt med et multimeter. Den aflæste referencespænding er aflæst i punktet, hvor der sker et spændingsfald på oscilloskopet. Afvigelsen er udregnet ud fra de to værdier.

De målte reference output måles vha. et osciloskop, der har en 8-bits ADC [79]. Under testen observeres det, at spændingen ud af y-aksen ændres med 0.04V pr. målepunkt. Da tærskelværdierne kan placeres mellem to målepunkter, er det ikke muligt at aflæse det præcise reference input og output. Af **tabel 3.25** fremgår den beregnede afvigelse. Jævnfør kravspecifikationerne afsnit 3.3.6, side 26 ligger afvigelsen indenfor tolerancekravene, hvorfor afvigelserne i tabellen accepteres og blokken godkendes.

3.4.9 Spændingsforsyning

Teori og design

Til systemet anvendes to 1.5V batterier som spændingsforsyning, der placeres i en spændingsregulator. Denne kan teoretisk og reelt levere en spænding på hhv. $\pm 5.5V$ og $3.4V$ fra to forskellige terminaler. Derudover besidder spændingsregulatoren en jordkobling, som øvrige komponenter i systemet kan tilkobles. Til dette system benyttes begge terminaler; $3.4V$ forsyner vibratorerne, og $\pm 5.5V$ benyttes til resten af systemet. Spændingsregulatoren er designet således, at den leverer en spænding koblet i en split-supply.

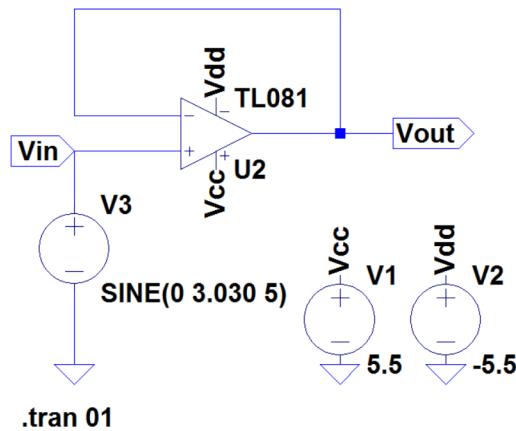
Da batterierne ikke leverer den samme spænding gennem deres levetid, skal disse skiftes ud, når de ikke leverer den nødvendige spænding til systemet. Batteriernes levetid afhænger af, hvor meget strøm systemet bruger.

Simulering

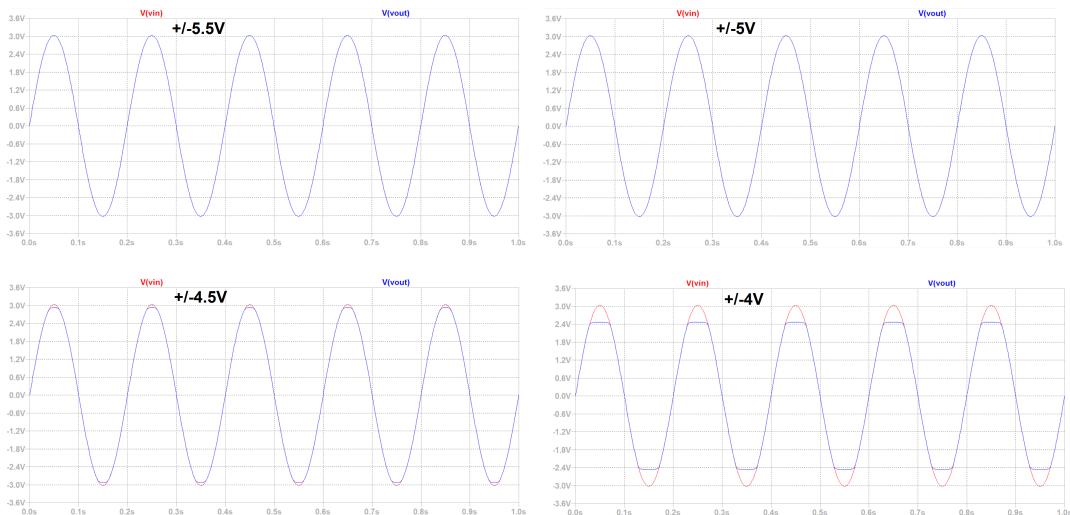
Ved simulering af spændingsforsyningen anvendes LTspice, hvor der sendes en spænding igennem en buffer, som også er beskrevet og benyttet i bilag D, side 105. Herved kan konsekvensen af et faldende input simuleres, således at kravene undersøges, jævnfør afsnit 3.3.7, side 27. Det maksimale input, som ledes gennem systemet uden der ønskes klipning af signalet, er:

$$0.0037V \cdot 9.1 \cdot 3.6 \cdot 25^\circ = 3.0303V \quad (3.44)$$

Denne spænding benyttes i simuleringen som amplituden på et sinussignal. Konsekvensen af en faldende spændingsforsyning undersøges, hvilket er illustreret på **figur 3.42**. Der forsynes med hhv. $\pm 5.5V$, $\pm 5V$, $\pm 4.5V$ og $\pm 4V$.



Figur 3.41: 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 3.42: På figuren ses simuleringen af en spændingsforsyning på hhv. $\pm 5.5\text{V}$, $\pm 5\text{V}$, $\pm 4.5\text{V}$ og $\pm 4\text{V}$. Det fremgår af figuren, at signalet klippes ved 4.5V , hvilket ses tydeligere, når spændingsforsyningen sænkes til 4.0V .

På figur 3.42 ses simuleringen af systemet ved fire forskellige spændingsforsyninger. Der ses, at signalet ideelt vil blive klippet, hvis spændingsforsyningen leverer under 5.0V til operationsforstærkerne.

Implementering og test

Det undersøges, hvorvidt spændingsregulatoren leverer en spænding på mindst $\pm 5.5\text{V}$ samt 3.4V fra hver terminal, jævnfør afsnit 3.3.7, side 27. Derudover testes det, om spændingsregulatoren kan forsyne samtlige blokke i systemet med den minimalt krævede spænding samt forsyner operationsforstærkerne med mindst $\pm 5.0\text{V}$ for at undgå klapning af signalet.

Batterierne blev inden testen målt til hhv. 1.5394V og 1.5373V . Jævnfør afsnit 3.3.7, side 27 accepteres en spænding under $\pm 5.5\text{V}$ ikke, hvorimod der accepteres en afvigelse på $\pm 10\%$

for 3.4V. Derfor vil afvigelserne for spændingsforsyningen på $\pm 5.5V$ angives i V, hvorimod afvigelsen for 3.4V angives i procent.

Teoretisk	Målt	Afvigelse
$\pm 5.5V$	5.5643V -5.5766V	0.0643V 0.0766V
3.4V	3.3746V	0.75%

Tabel 3.26: I tabellen ses outputtet fra spændingsregulatoren, når den ikke er koblet til det samlede kredsløb.

	Teoretisk	Målt	Afvigelse
Spændingsforsyning til accelerometer	$\pm 5.5V$	5.5315V	0.0315V
Spændingsforsyning til offsetjustering	$\pm 5.5V$	5.5386V -5.5530V	0.0386V 0.0530V
Spændingsforsyning til referencespænding til offsetjustering	$\pm 5.5V$	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	$\pm 5.5V$	5.5308V -5.5526V	0.0308V 0.0526V
Spændingsforsyning til filter	$\pm 5.5V$	5.5374V -5.5292V	0.0374V 0.0292V
Spændingsforsyning til faktor 3.6 forstærker	$\pm 5.5V$	5.5378V -5.5293V	0.0378V 0.0293V
Spændingsforsyning til komparatorblokken	$\pm 5.5V$	5.5358V -5.5302V	0.0373V 0.0302V
Spændingsforsyning til referencespænding til feedbackblokken	$\pm 5.5V$	5.5373V -5.5302V	0.0373V 0.0302V
Inputspænding til referencespænding til feedbackblokken	5.5V	5.5373V	0.0373V
Spændingsforsyning til vibratorer - før Schottky-diode	3.4V	3.3740V	0.76%

Tabel 3.27: I tabellen ses forsyningen eller inputspænding blokkene i systemet.

I **tabel 3.26** og **3.27** ses det, at spændingsregulatoren har en afvigelse på 0.75% ift. 3.4V spændingen. Derudover leverer den mindst $\pm 5.5V$, når spændingsregulatoren ikke er tilkoblet systemet. Efter tilkobling ses det i **tabel 3.27**, 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 $\pm 5V$, vil den ikke forårsage klipning af signalet. Hvis forsyningen på teoretisk 3.4V leverer under dette, vil det have en indvirkning på vibratorernes funktion, da det kun er disse, 3.4V spændingen benyttes til at forsyne.

Da samtlige afvigelser ligger indenfor tolerancerne, jævnfør afsnit 3.3.7, side 27, accepteres spændingsforsyningen.

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. Med denne ADC kan der samples med 13 bits single-ended. ADC'en kan dermed inddeltes i $2^{13} = 8192$ niveauer, jævnfør afsnit 2.6.5, side 16. Den maksimale samplingsrate er på 48kS/s, hvormed det er muligt at sample med minimum det tidobbelte af båndbredden. Arbejdsområdet for ADC'en ligger på $\pm 10V$ og har en typisk præcision på $14.7mV$ ved $25^{\circ}C$. [80] LSB udregnes vha. **ligning (2.1)**, side 17. Værdierne indsættes i formlen:

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

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

Simulering

Jævnfør kravspecifikationerne i afsnit 3.3.8, side 27 skal der testes for, hvorvidt ADC'en kan modtage og konvertere et inputsignal på $\pm 4V$ samt sample 250 gange i sekundet.

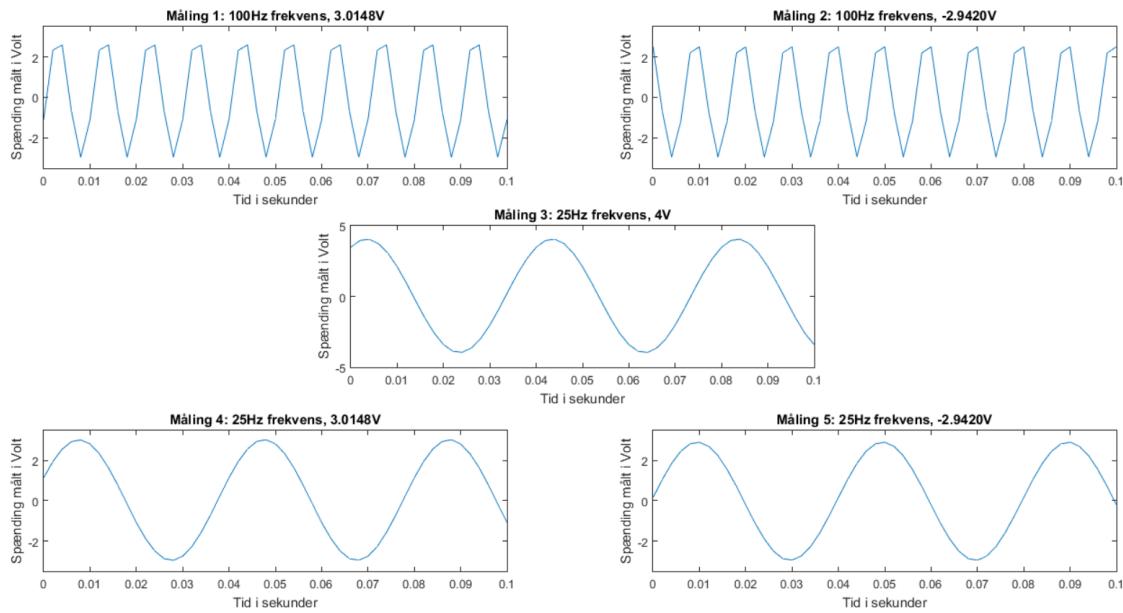
Der kan ikke laves en simulering af ADC'en i programmet LTspice, da der ikke kan dannes et analogt signal i LTspice, som skal konverteres.

Implementering og test

Der benyttes en funktionsgenerator til at undersøge, hvorvidt den valgt ADC overholder kravene, jævnfør afsnit 3.3.8, side 27. Funktionsgeneratoren skal sende fem forskellige input til ADC'en;

1. Et sinussignal med en frekvens på 100Hz og den højeste forventede amplitude, dvs. $0.3313 \cdot 9.1 = 3.0148V$.
2. Et sinussignal med en frekvens på 100Hz og den laveste forventede amplitude, dvs. $-0.3233 \cdot 9.1 = -2.9420V$.
3. Et sinussignal med en frekvens på 25Hz og en amplitude på 4V, da der ses i **tabel 3.17**, at operationsforstærkerne går i mætning ved ca. 4V, når de forsynes med $\pm 5.5V$.
4. Et sinussignal med en frekvens svarende til pasbåndsfrekvensen i lavpasfiltret, dvs. 25Hz, og den højeste forventede amplitude, dvs. $0.3313 \cdot 9.1 = 3.0148V$.
5. Et sinussignal med en frekvens svarende til pasbåndsfrekvensen i lavpasfiltret, dvs. 25Hz, og den laveste forventede amplitude, dvs. $-0.3233 \cdot 9.1 = -2.9420V$.

Der samples med 500Hz, selvom 250Hz havde været nok, da signalets båndbredde er 25Hz, men ScopeLogger kan enten sample med 200 eller 500. På **figur 3.43** ses resultatet af målingerne.



Figur 3.43: 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 afgrænset til 0.1 sekund.

Dataen optaget med ADC'en, som er plottet i **figur 3.43**, bliver efterfølgende bearbejdet i MATLAB. Derudover bliver et oscilloskop tilkoblet outputtet fra funktionsgeneratoren. Resultatet herfra betragtes som det faktiske output fra funktionsgeneratoren, hvilket indgår i beregningen af afvigelsen i ADC'ens sampling. Resultaterne ses i **tabel 3.28**:

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 3.28: I tabellen ses resultaterne af det målte signal med hhv. et oscilloskop og ADC'en. Oscilloskopets måling vurderes som det faktiske output og derved kan afvigelserne beregnes.

Det kan ses på **figur 3.43**, at det samplede signal i måling 1 og 2 er mere kantet end signalerne i måling 3-5. Årsagen til dette er, at der samples 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 afvigelse på hhv. 15.62% og 13.32%, da samplingsfrekvensen ikke passer til signalets frekvens. Det vurderes dermed, at det er samplingsfrekvensen, som er den primære årsag til de høje afvigelser.

I måling 3-5 er sinussignalets frekvens nedsat, hvilket gør, at signalet bliver mere regelmæssigt. Der samples med en samplingsfrekvens, 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. Afvigelserne kan også skyldes tolerancer i oscilloskopet. Der vurderes derfor, at ADC'en viser det forventede. ADC'en opfylder blokkens tolerancer, hvorfor den accepteres.

3.4.11 USB-isolator

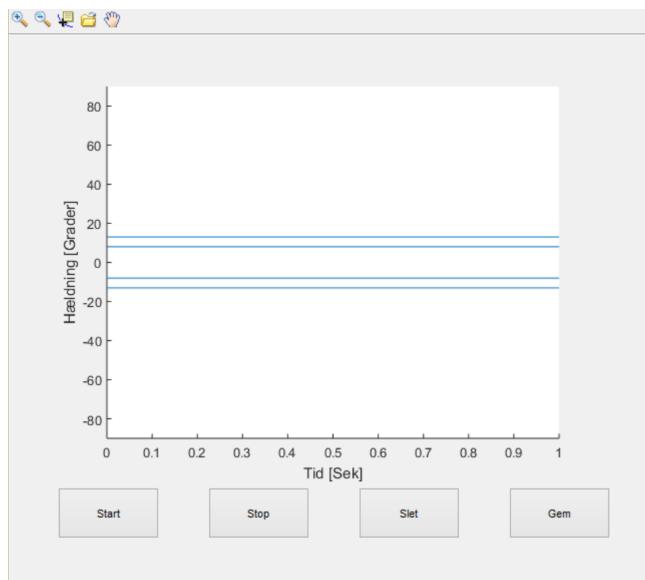
Efter konvertering fra et analogt til et digitalt signal af ADC'en anvendes en USB-isolator til at skabe en adskillelse imellem computeren og systemet. Dette gøres for at undgå lækstrøm fra elnettet, der kan dannes, hvis computeren kobles til strøm. Der anvendes USB-isolatoren USI-01, som er godkendt til brug ved sikkerhedsklassifikation BF og CE som isoleringsspænding. Derudover fungerer USB-isolatoren som en galvanisk adskillelse af systemerne, hvilket har til formål at overføre signal mellem to isolerede kredsløb. USB-isolatoren implementeres mellem ADC'en og computeren, hvilket er illustreret på **figur 3.2**, side 21.

Ifølge databladet for USB-isolatoren kan den modtage op til 4KV, hvilket gør, at den lever op til kravspecifikationerne, jævnfør afsnit 3.3.9, side 27.

3.4.12 Software

Patienternes data skal behandles i form af grafisk visualisering, jævnfør afsnit 3.3.10, side 27. Derudover skal patienternes resultater kunne gemmes til analyse og senere brug. For at imødekomme disse krav anvendes en computer med programmet MATLAB. Der designes en Graphical User Interface (GUI), hvor signalet fra accelerometeret visualiseres. MATLAB koden, der anvendes ved optagelse af signalet, er vedlagt i bilag E, side 114.

Signalet optages i MATLAB igennem den digitale del af systemet. Der designes en GUI for at optimere brugervenligheden for softwaren. I GUI'en ses en graf samt fire knapper og en toolbar, hvilket er illustret på **figur 3.44**.

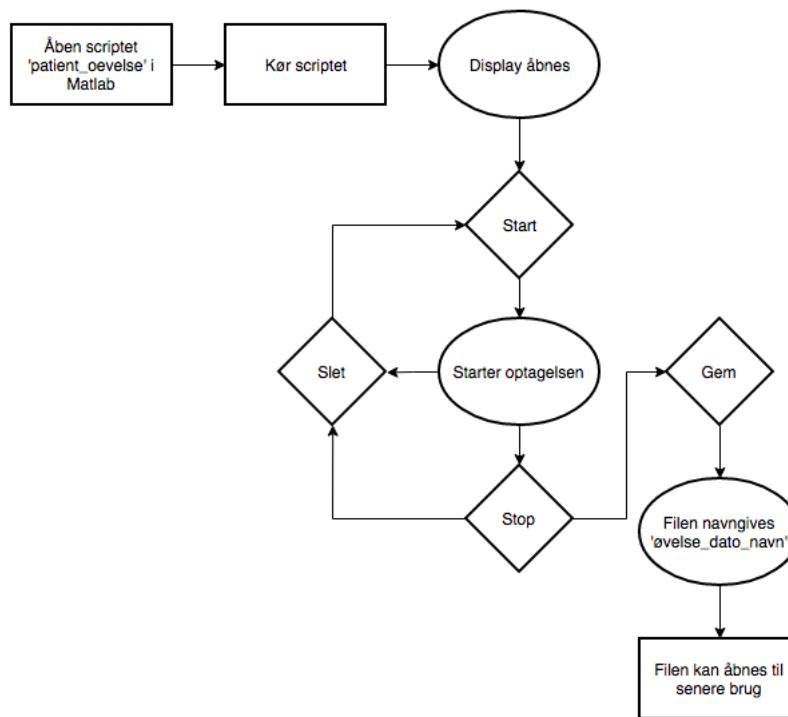


Figur 3.44: Af figuren fremgår GUI'en display. De blå linjer illustrerer de forskellige tærskelværdier i positiv og negativ retning for hhv. $\pm 8^\circ$ og $\pm 13^\circ$.

I koordinatsystemet er y-aksen hældningen i grader, mens x-aksen er tiden i sekunder. Dette skal gøre det enkelt for plejepersonalet at se, hvilken side patienten hælder til, samt i hvor lang tid patienten befinner sig i denne position. De fire blå linjer på tværs af koordinatsystemet er referencelinjer, der illustrerer de opstillede tærskelværdier i feedbackblokken. I displayet ses en start-, stop-, slette- og gemmfunktion. I toolbaren er der flere knapper, som har hvert deres formål. Forstørrelsesglasset med plusset gør det muligt at zoome ind på grafen, mens forstørrelsesglasset 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. Mappen gør det muligt at åbne en fil i GUI'en, og hånden gør det muligt at navigere på displayet.

For at benytte GUI'en skal det fagkyndige personale følge fremgangsmåden, som fremgår på **figur 3.45**.



Figur 3.45: På figuren ses et flowdiagram over fremgangsmåden for personalet til at benytte softwaren.

Test

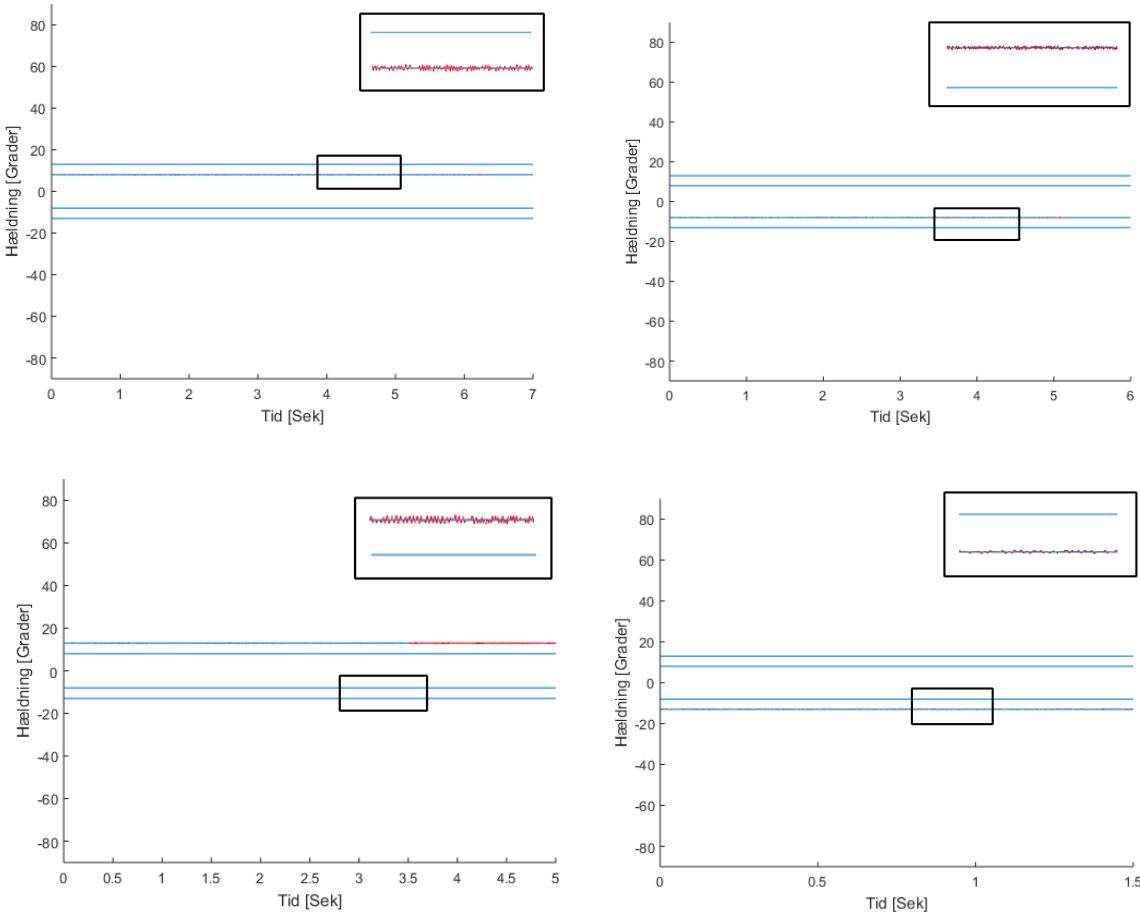
For at teste hvorvidt softwaren viser den forventede information omkring patientens kropshældning, indsendes et input så tæt på det teoretiske som muligt. Dette gør, at inputsignalet, svarende til de forskellige tærskelværdier, vil vise sig som hhv. $\pm 8^\circ$ og $\pm 13^\circ$ i softwarens display. 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 hældning på $\pm 90^\circ$. Det indsendte signal afviger fra det teoretiske input, hvilket fremgår af **tabel 3.29**. Denne afvigelse er forventet, da spændingen vil ændres over tid.

	Teoretisk input	Målt	Afgivelse
13°	0.4355	0.4357	0.05 %
8°	0.2680	0.2681	0.04 %
-8°	-0.2615	-0.2617	0.08 %
-13°	-0.4249	-0.4247	0.05 %

Tabel 3.29: I tabellen ses afvigelsen fra det teoretiske input til det målte input.

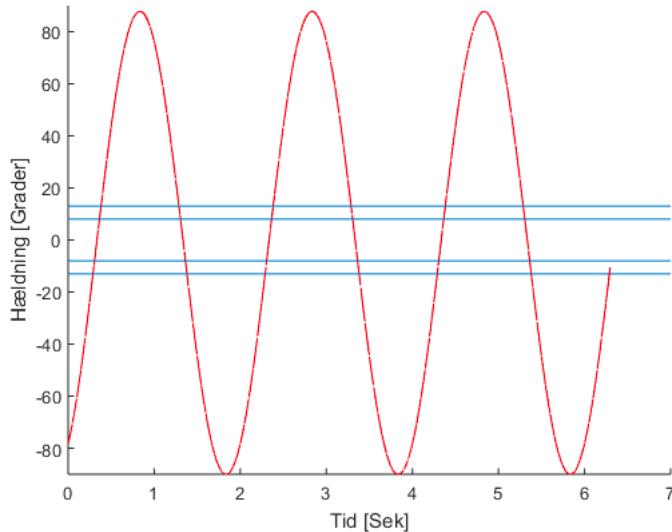
De gemte optagelser foretaget for de forskellige tærskelværdier er illustreret på **figur 3.46**. Det ses ud fra graferne, at når der indsendes et input svarende til tærskelværdierne fås en linje, som

stemmer overens med 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. Det fremgår af **figur 3.47**, at softwaren



Figur 3.46: Figuren viser målingerne for de enkelte tærskelværdier. I følgende rækkefølge fra øvre venstre til nederre højre: 8° positiv, 8° negativ, 13° positiv og 13° negativ.

kan visualisere en hældning fra $\pm 90^\circ$. Signalet opsamles og plottes realtime. Det vurderes, at softwaren kan anvendes til at visualisere kropshældning.



Figur 3.47: På figuren ses en sinuskurve, som illustrerer en svingning på $\pm 90^\circ$.

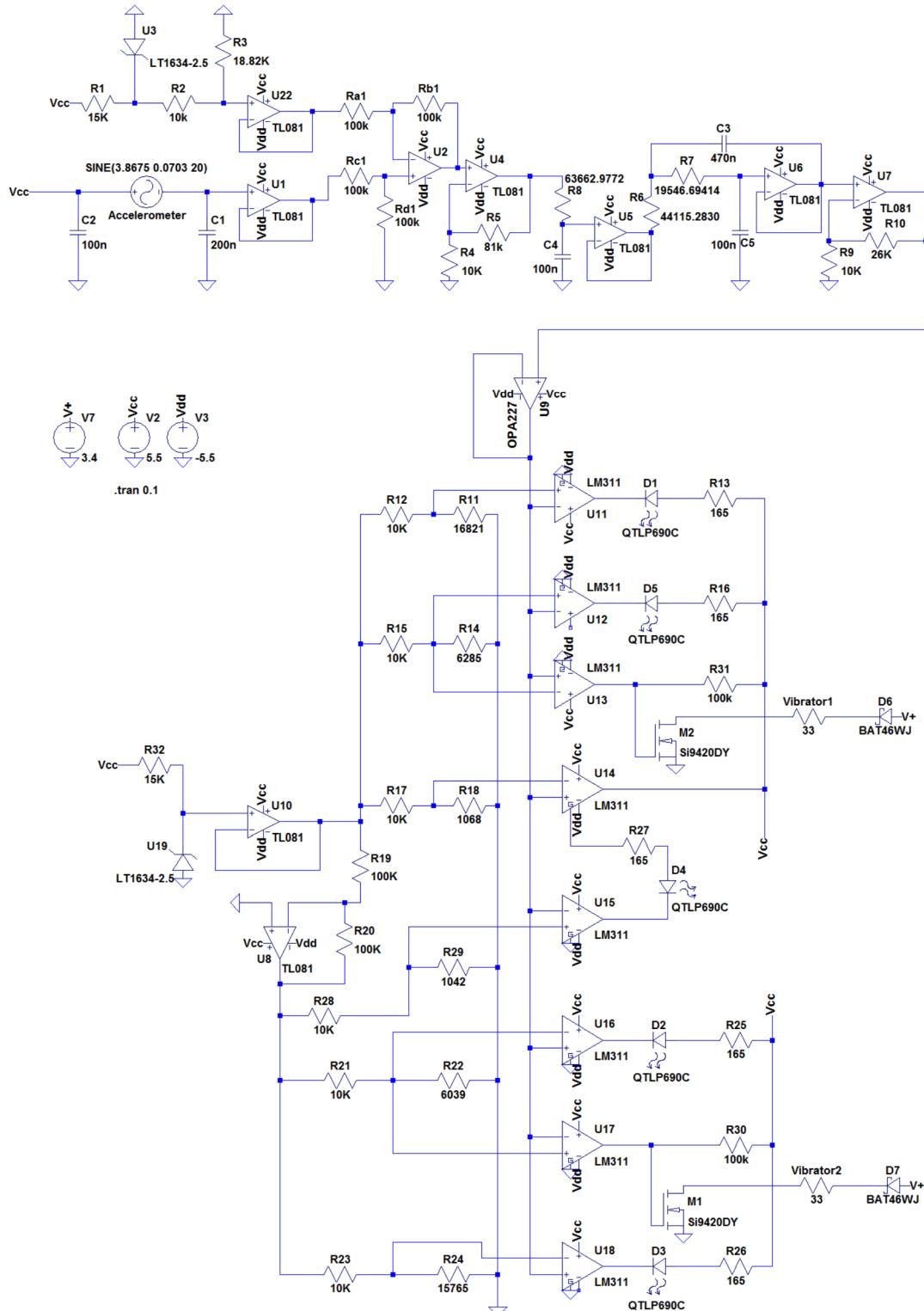
På baggrund af testen vurderes det, at softwaren kan fremvise information om patientens hældning. Derudover visualiseres det, hvor hyppigt patienten har bevæget sig ud i risikozonerne via referencelinjerne. Det er muligt at gemme data, som kan åbnes og analyseres.

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, side 21. 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 ideelt. I simuleringen undersøges der, hvorvidt feedbackkomponenterne tænder ved de angivende hældningsgrader. Denne kontrol udføres ved at indsænde et sinussignal som inputspænding til systemet, der teoretisk skal tænde hhv. de enkelte LED'er og vibratorer. Simuleringen udføres efter samme principper, som simuleringen af feedbackblokken, jævnfør afsnit 3.4.8, side 57. Designet af det samlede system ses på **figur 3.49**:



Figur 3.48: På figuren ses designet af det samlede system.

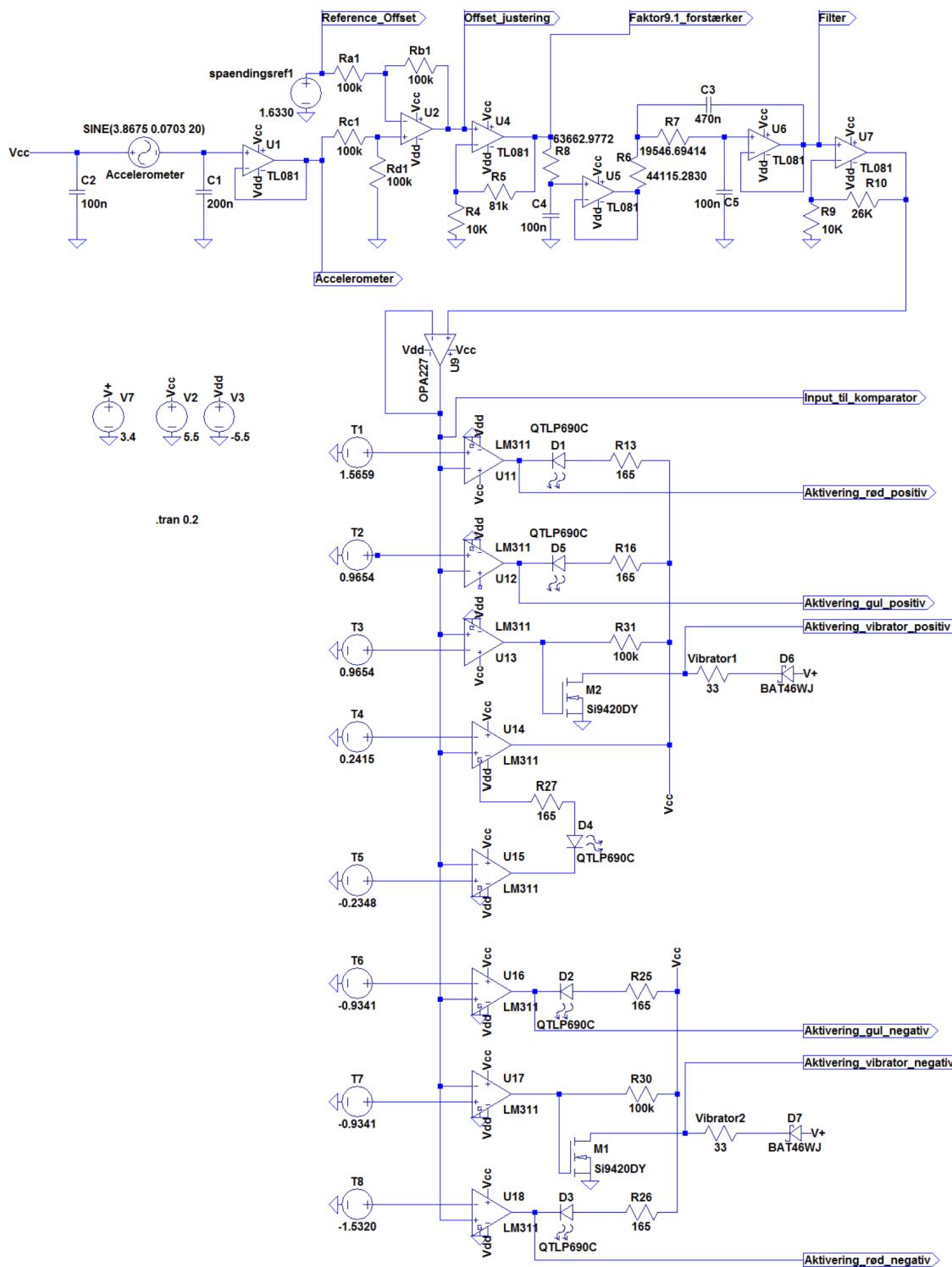
Sinussignalets amplitude udregnes til at være:

$$0.0037V \cdot 19^\circ = 0.0703V \quad (3.46)$$

Den maksimale spænding fra accelerometret ved 1° hældning er $0.0037V$. Dette ganges med 19, da den røde LED teoretisk tænder ved 13° og arbejdsmrådet for forstærkeren i

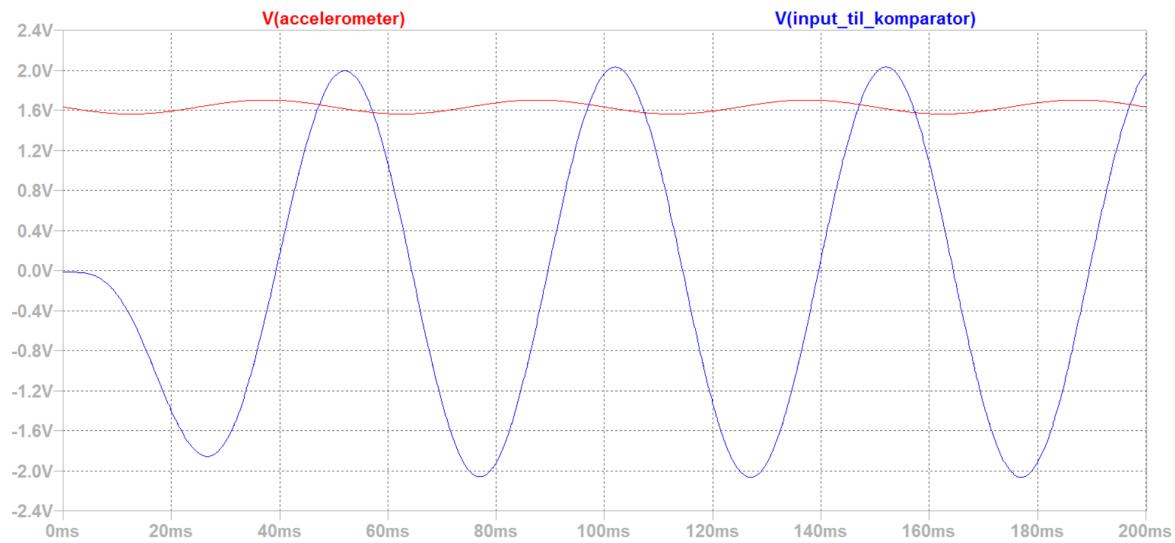
tilpasningsblokken er $\pm 25^\circ$. Dermed er midtpunktet mellem disse to grænser 19° . Det kan derved undersøges igennem simuleringen, hvorvidt systemet teoretisk opfylder de overordnede funktionelle krav.

Der foretages nogle basale ændringer i det opstillede system i LTspice, som ses **figur 3.49**, for at en computer kan køre simuleringen. Ændringerne omfatter, at blokke, som leverer en uændret spænding, udskiftes med spændingsforsyninger. Disse leverer den spændingsværdi, som de giver i simuleringen. Dermed fjernes nogle operationsforstærkere fra det teoretisk opstillede system, hvorefter computeren kan konfigurere simuleringen af det samlede system. Designet med basale ændringer kan ses på **figur 3.49**

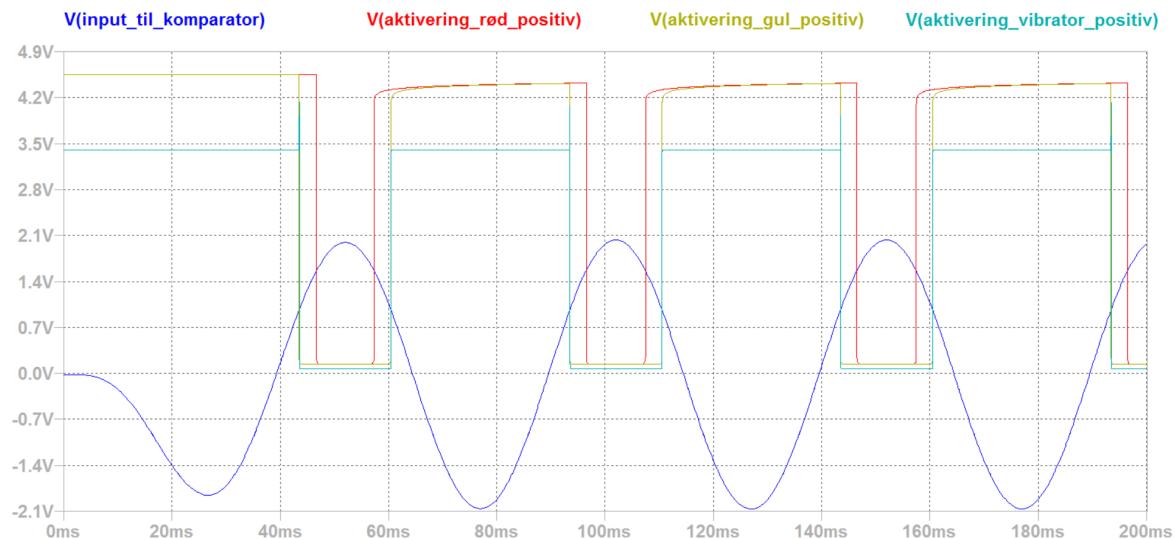


Figur 3.49: På figuren ses designet af det forenklede samlede system med labels, der indikerer målepunkterne for de følgende simuleringer. Derved kan blokkenes effekt på signalet følges undervejs i systemet. Referencespændingen til offsetjusteringsblokken er erstattet med en spændingsforsyning på 1.6325 V, hvilket konfigurationen, som før var forbundet her, teroretisk skulle leve. Derudover er hele konfigurationen, som skal tilføre tærskelværdier til komparatorerne, udskiftet med spændingsforsyninger, der leverer den simulerede tærskelværdi til hver komparator, som er målt i tabel 3.22, side 59.

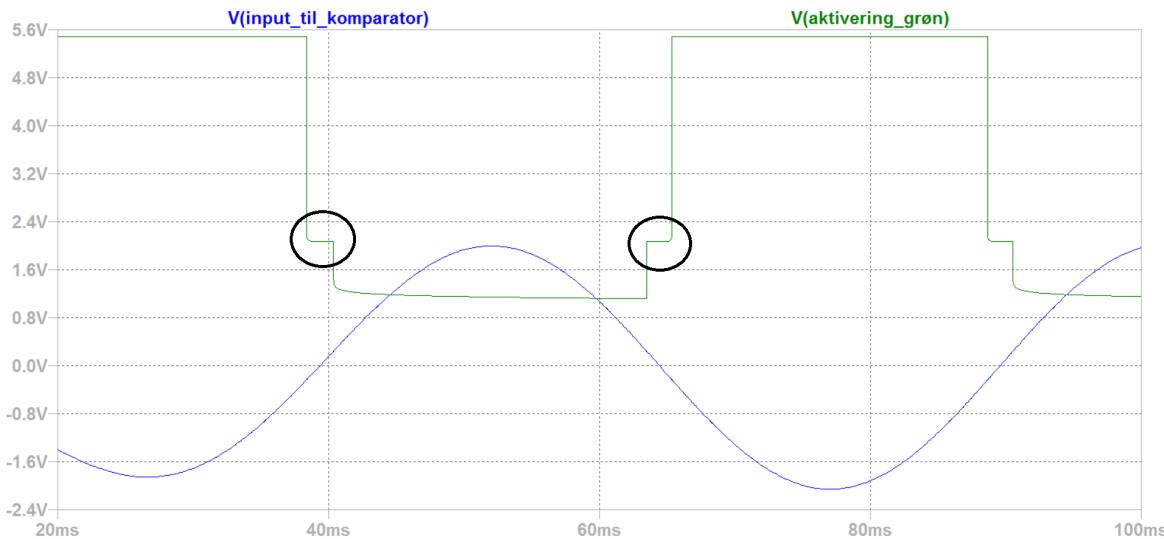
Simuleringen kan herefter foretages. Resultatet fra simuleringen ses på nedenstående figurer.



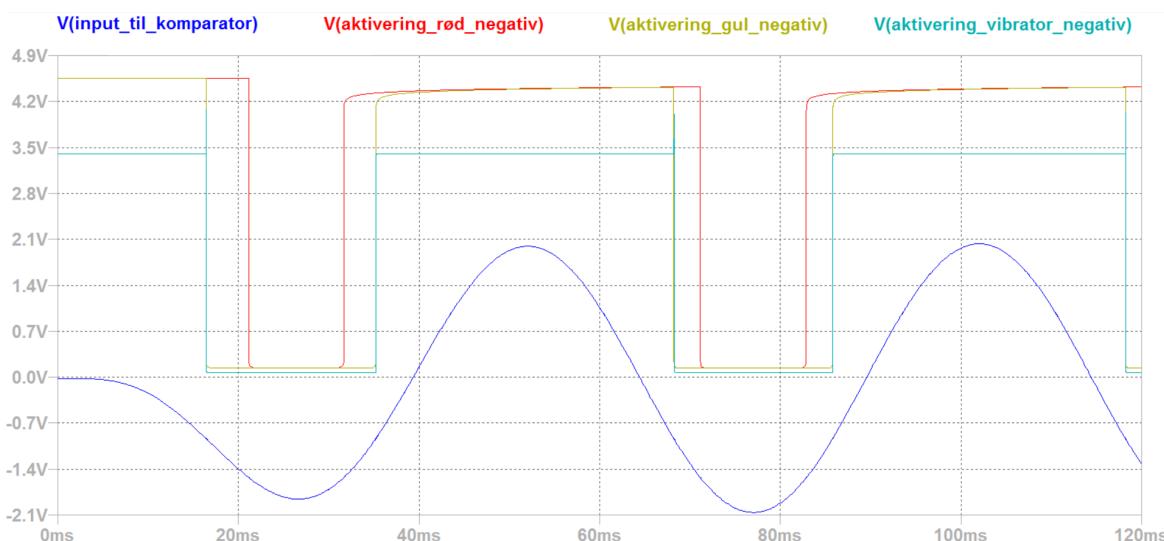
Figur 3.50: På figuren ses outputtet fra accelerometret plottet sammen med inputtet til komparatorblokken. Der ses, at signalets offset er blevet justeret, så signalet nu er centreret omkring 0V. Derudover er signalet blevet forstærket to gange og filtreret. Dette ses ved, at amplituden er blevet forstørret og frekvensen er forskudt.



Figur 3.51: På figuren ses inputtet til feedbackblokken plottet sammen med visualiseringen af, hvornår LED'erne samt vibratorerne i positiv retning tændes. På figuren aflæses det, at den røde LED tændes, når inputsignalet er over ca. 1.5V. Den gule LED samt vibratoren i positiv retning tænder, når inputsignalet er ca. 0.9V.



Figur 3.52: På figuren ses inputtet til komparatorblokken plottet sammen med visualiseringen af, hvornår den grønne LED er tændt. På figuren aflæses det, at den grønne LED er designet i en vindues-komparatorkonfiguration, hvilket betyder, at den kun er aktiv i hakket, som er markeret med to sorte cirkler på figuren. Det fremgår, at den er aktiv mellem -0.2 V og 0.2 V .



Figur 3.53: På figuren ses inputtet til komparatorblokken plottet sammen med visualiseringen af, hvornår LED'erne samt vibratorerne i negativ retning tændes. På figuren aflæses det, at den røde LED tændes, når inputsignalet er over ca. -1.5 V . Den gule LED samt vibratoren tændes, når inputsignalet er ca. -0.9 V .

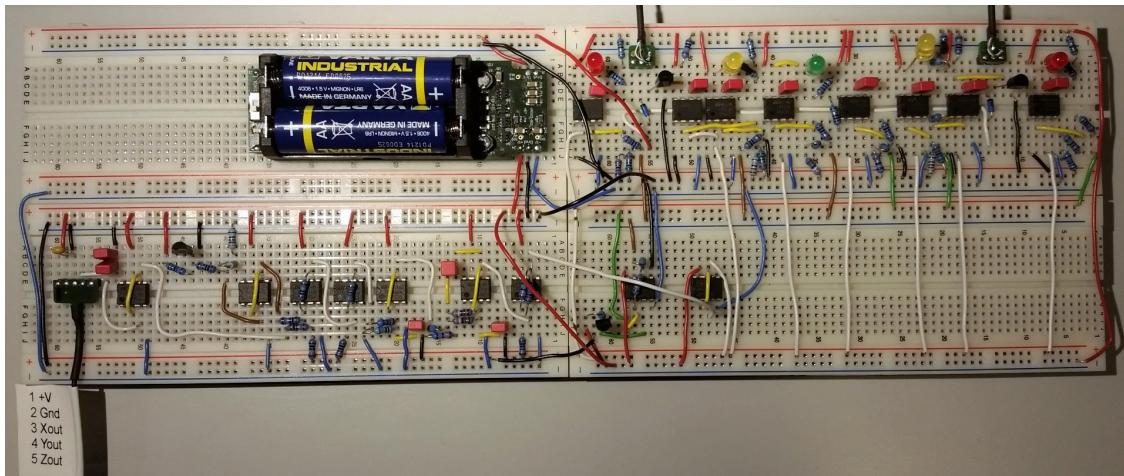
På baggrund af de fortagede aflæsninger vurderes det, at LED'erne samt vibratorerne tændes ved de korrekte tærskelværdier. Accelerometerets output aflæses ved aktivering af de enkelte feedbackkomponenter. Dette ses i **tabel 3.30**:

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

Tabel 3.30: 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 3.54



Figur 3.54: På figuren ses implementeringen af systemet. Ledningernes farve angiver forskellige funktioner: De hvide ledere signaler fra accelerometret igennem systemet og de røde og blå ledere hhv. den positive og negative spændingsforsyning 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. Systemtesten deles op i to - først en test af det analoge output og efterfølgende en test af det digitale output.

Det måles, hvorvidt systemet opfylder de overordnede funktionelle krav jævnfør afsnit 3.1.4, side 21, ved at hælle accelerometeret i positiv og negativ retning indtil udløst feedback og ved disse tidspunkter aflæses outputtet fra accelerometeret på et multimeter. Med udløst feedback menes der, at de enkelte LED'er lyser og vibratørerne vibrerer.

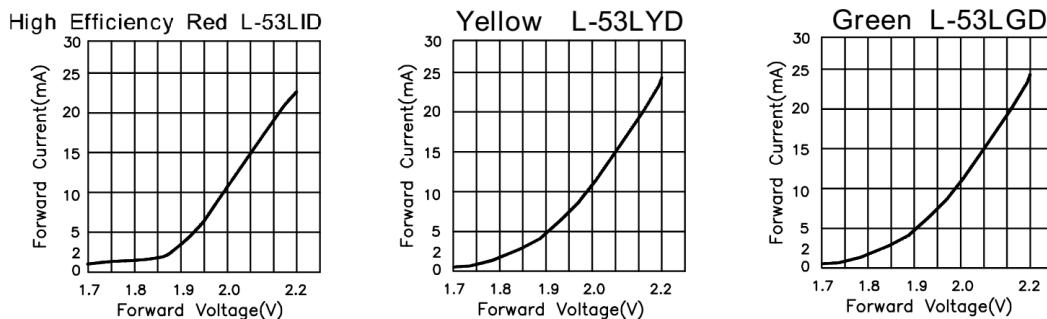
Test 1

Ved test af den analoge del af systemet måles spændingsfaldet over LED'erne og vibratorerne før og efter aktivering. Dette gøres ved, at måle spændingen ved katoden og anoden på de enkelte LED'er, når disse er inaktive. Herved fås spændingsfaldet før udløst feedback. Det samme gøres, når LED'erne er aktive. Herved fås spændingsfaldet efter udløst feedback. Samme principper gentages for måling af spændingsfaldet over vibratorerne. Derudover måles outputtet fra accelerometeret lige ved udløst feedback. Testen er udformet således for at dokumentere aktiveringens af feedbackmekanismerne. Disse målinger foretages med et multimeter. Resultatet fremgår af **tabel 3.31**:

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

Tabel 3.31: I tabellen ses resultatet fra målingerne af den analoge del af systemet.

Der ses i **tabel 3.31**, at der forekommer et spændingsfald over LED'erne, selvom de ikke afgiver synligt lys. Dette skyldes, at der kan løbe en lækstrøm igennem dem, men denne er ikke tilstrækkelig for aktivering af synligt lys. På **figur 3.55** ses graferne for forholdet imellem spændingsfaldet over LED'erne og strømmen, der løber igennem, for de enkelte LED'er. [76]



Figur 3.55: 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) [76]

Da der ikke er et lineært forhold imellem spændingsfaldet og strømmen på **figur 3.55**, er det

ikke muligt at vurdere, om LED'erne faktisk er aktiverede ved målingerne i kolonnen i **tabel 3.31**, der mäter spændingsfaldet over komponenten før udløst feedback. Ifølge databladet for LED'erne vil de aktiveres ved 0.8mA [76]. Jævnfør afsnit 3.4.8, side 53 vurderes det, at en LED skal modtage 20mA for at afgive tydeligt lys. Da feedbackblokken 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 på **figur 3.55**. Ud fra disse værdier beregnes afvigelsen for de målte spændingsfald.

I fjerde kolonne på **tabel 3.31** ses det målte spændingsfald, når der teoretisk løber 20mA over LED'en. De beregnede afvigelser ses i **tabel 3.32**. De teoretiske værdier for spændingsfaldet er aflæst på x-aksen ud fra 20mA på y-aksen på **figur 3.55**.

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

Tabel 3.32: I tabellen ses afvigelsen fra det forventede spændingsfald ved aktivering af LED'erne.

Det fremgår af **tabel 3.32**, at der er afvigelser imellem det målte og det forventede spændingsfald for alle LED'erne. Alle de målte værdier ligger under de teoretiske værdier, hvorfor det må antages, at LED'ernes lys er svagere. Da det typiske interval for spændingsfaldet ved synligt lys ligger på 1.7-1.9V jævnfør afsnit 3.4.8, side 53, vurderes det imidlertid, at LED'erne udløser deres feedback, og at det sker efter hensigten.

Vibratorerne aktiveres, når der sker et spændingsfald over dem på 2.3V [78]. Teoretisk bør der ikke forekomme spændingsfald over vibratorerne, når disse er slukkede. Ud fra målingerne i **tabel 3.31** vurderes det, at dette er gældende, da der arbejdes med reelle komponenter under implementeringen. Ved udløst feedback sker der et spændingsfald for begge vibratorer på ca. 3V. Dermed er spændingsfaldet over grænsen for aktivering, og det vurderes derfor, at vibratorerne udløser deres feedback, og at det sker efter hensigten.

Ud fra de målte outputværdier fra accelerometeret kan det beregnes, om feedbackmekanismerne aktiveres ved de definerede hældningsgrader jævnfør afsnit 3.3.6, side 26. 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.

$$\frac{(1.6740 - 1.6325)}{0.0037} = 11.22^\circ \text{ for aktivering af rød LED i positiv retning} \quad (3.47)$$

$$\frac{(1.6562 - 1.6325)}{0.0037} = 6.41^\circ \text{ for aktivering af gul LED samt vibrator i positiv retning} \quad (3.48)$$

$$\frac{(1.6377 - 1.6325)}{0.0037} = 1.41^\circ \text{ for deaktivering af grøn LED i positiv retning} \quad (3.49)$$

$$\frac{(1.6243 - 1.6325)}{-0.0036} = 2.28^\circ \text{ for deaktivering af grøn LED i negativ retning} \quad (3.50)$$

$$\frac{(1.6005 - 1.6325)}{-0.0036} = 8.89^\circ \text{ for aktivering af gul LED samt vibrator i negativ retning} \quad (3.51)$$

$$\frac{(1.5822 - 1.6325)}{-0.0036} = 13.97^\circ \text{ for aktivering af rød LED i negativ retning} \quad (3.52)$$

I overstående ligninger ses 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 mod de negative spændingsværdier, 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 afigelserne 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.

Ved rotation af accelerometeret observeres det, at systemet fungerer ift. de overordnede krav, da accelerometeret roteres indtil udløst feedback. Det observeres, at feedbacken udløses i den forventede rækkefølge.

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.

Der ses i **ligning (3.52)-3.47**, side 80, 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 procentvis afvigelse i denne test sammenlignet med de udregnede afigelser for test af de enkelte blokke. Det vurderes, at denne afvigelse kan forventes grundet afigelser i de enkelte blokke. Hvis der f.eks. tages udgangspunkt i outputtet fra accelerometeret ved aktivering af de enkelte LED'er og vibratører, kan afigelserne for de enkelte signaler beregnes, hvis der tages højde for kalibrering af offsettet. Dette ses i **tabel 3.33**.

	<i>Output fra accelerometer</i>	<i>Output med målt offsetjustering</i>	<i>Hældning</i>	<i>Afvigelse</i>
<i>Rød LED positiv</i>	1.6740V	0.0438V	11.84°	8.92%
<i>Gul LED og vibrator positiv</i>	1.6562V	0.026V	7.03°	12.13%
<i>Grøn LED</i>	1.6377V 1.6243V	0.0075V -0.0059V	2.03° til -1.64°	1.5% 18%
<i>Gul LED og vibrator negativ</i>	1.6005V	-0.0297V	-8.25°	3.13%
<i>Rød LED negativ</i>	1.5822V	-0.0480V	-13.33°	2.56%

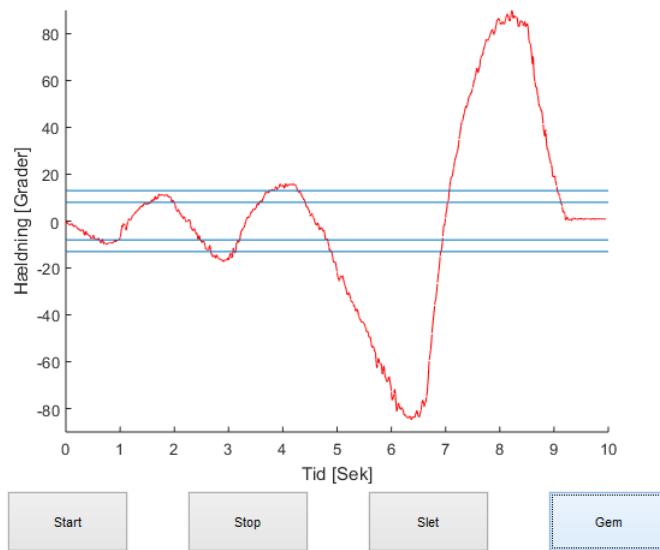
Tabel 3.33: I tabellen ses en lavere afvigelse ift. *ligning (3.47)-3.52*, hvis der tages højde for den målte offsetjustering.

Det ses i tabellen, at LED'erne aktiverer ved en anden hældningsgrad, hvis der tages højde for det målte offset. Generelt ses en lavere afvigelse ift. den forventede og målte hældningsgrad for, hvornår feedbacken skal udløses. For den grønne LED ses en større afvigelse i negativ retning på 18% ved en hældningsgrad på 1.64°. 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 blokkernes individuelle afvigelse, da der også skal medregnes eventuelle fejl ved målemetoderne ift. aflæsning eller upræcist udstyr.

Test 2

Ved test af den digitale del af systemet undersøges det, hvorvidt systemet kan give et digitalt output, som kan aflæses realtime og gemmes som en billedfil jævnfør de overordnede funktionelle krav i afsnit 3.1.4, side 21.

Ved testen roteres accelerometret tilfældigt i positiv og negativ retning, hvilket er afbilledet på **figur 3.56**:



Figur 3.56: På figuren ses brugerfladen for programmet. De blå streges 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 3.56**, at signalet er kantet muligvis grundet støj. Derudover ses det, at den målte hældning af accelerometret kan aflæses på grafen, og denne kan gemmes vha. gemmefunktionen jævnfør afsnit 3.4.12, side 68.

På baggrund af testen og **figur 3.56** 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 system, der kan give visuel og somatosensorisk biofeedback samt et digitalt output under apopleksipatienters balanceträning jævnfør afsnit 3.1.2, side 19. Systemet er udviklet på baggrund af fastsatte hældningsgrader for risikozoner jævnfør afsnit 3.3.6, side 26. På baggrund af teori, design, simulering, implementering og test af systemets enkelte kredsløb ses det, at kravspecifikationerne overholdes. Der er imidlertid nogle områder indenfor de enkelte blokke, hvor det kan overvejes, hvorvidt andre målemetoder og designs kan anvendes.

4.1.1 Målemetoder og pilotforsøg

Der er flere steder i processen, hvor de endelige resultater kan være påvirket. Systemet og de enkelte blokke er primært designet på baggrund af det udførte pilotforsøg, jævnfør bilag D, side 105. De målte data under pilotforsøget kan 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° samt $\pm 90^\circ$ og efterfølgende udregne spændingen for de enkelte hældningsgrader, hvor feedbacken skal udløses. Desuden er selve rotationsmålingerne udført ved, at en person har roteret accelerometeret med hånden til hhv. højre og venstre. 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 dem.

De målte data kan desuden være påvirket af afvigelser i de anvendte måleapparater, herunder multimeter og oscilloskop. De forskellige apparater kan 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 i deres datablade. Operationsforstærkeren af typen TL081 har f.eks. en inputoffsetspænding på typisk 5mV [67].

Testen af feedbackblokken er foretaget ved brug af et oscilloskop. De målte tærskelværdier er sammenlignet med den værdi, hvor LED'en og vibratoren tænder, hvilket kan ses ved et spændingsfald. Oscilloskopet har indbygget en 8-bit ADC til at afbillede målingerne digitalt. Denne konvertering gør, at oscilloskopet har en gråzone mellem målepunkterne, på ca. 0.04V. I denne gråzone vil oscilloskopet ikke kunne vise den præcise værdi. Flere af tærskelværdierne samt spændingsfaldene for LED'erne og vibratorerne ligger i denne gråzone, hvorfor det er

vanskligt 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. Metoden er problematisk ved tærskelværdier med en lavere værdi, da 0.04V udgør en større del af tærskelværdien, hvilket ses i **tabel 3.25**, side 63, hvor værdien -2° afviger med 15.72%. Ved denne måling er tærskelværdien -0.2373V, hvilket er placeret i gråzonens, som går fra 0.200V til 0.240V og det samme er spændingsfaldet. Her bliver spændingsfaldet tilnærmet målepunktet på 0.200V og tærskelværdien tilnærmes 0.240V. Tærskelværdien og værdien for spændingsfaldet ligger tæt på hinanden, men hvis de afrundes til nærmeste målepunkt, vil det betyde, at de har samme værdi på oscilloskopet, hvilket vil give en forkert aflæsning.

En målemetode, hvori problematikken med oscilloskopets gråzone kan mindskes, er at opsætte et spændingstræ af tre modstande, hvor den midterste modstand byttes ud med et potentiometer. For at have en fast spænding kan spændingsreferencen på 2.5V bruges. De to outputs fra spændingstræet kan udarbejdes således, at de danner et arbejdsmønster, som manuelt kan ændres vha. potentiometeret. Et multimeter kan tilkobles for at aflæse den reelle værdi for arbejdsmønsteret mere nøjagtigt. F.eks. kan arbejdsmønsteret ligge mellem 0.200V og 0.300V, og da potentiometeret kan drejes 10 omgange, justeres der pr. omgang med 0.010V, hvorfor gråzonens bliver mindre end ved brugen af oscilloskopet. Metodens nøjagtighed afhænger af anvendte modstande i spændingstræet, spændingsreferencen, potentiometeret og multimetret.

4.1.2 Systemets design

Der er blevet udarbejdet et system, som detekterer en kropshældning til hhv. højre eller venstre, men det kan diskuteres, hvorvidt designet af de enkelte blokke i systemet er den optimale løsning. I opsamplingsblokken justeres offsettet fra accelerometret ved 0 g-påvirkning til 0V, jævnfør afsnit 3.4.3, side 34. Problemets med offsetjusteringen er, at accelerometerets offsetværdi kan ændre sig, hver gang det benyttes. I systemet er offsettet blevet fastsat til en bestemt værdi på baggrund af pilotforsøget. Hvis accelerometerets offsetværdi afviger fra den allerede fastsatte værdi hver gang det benyttes, vil dette påvirke tærskelværdierne. Problemets kan afhjælpes ved at benytte et højpasfilter, der designes til at dæmpe 0Hz frekvens, hvorved offsettet dæmpes. Problemets ved denne løsning er, at det ikke er muligt at designe et ideelt højpasfilter, hvorfor det ønskede signal også kan blive dæmpet. Samtidig vil der opstå et problem, hvis patienten ikke er i bevægelse f.eks. ved en kropshældning på 8°, vil det ønskede signal blive dæmpet.

Offsetkredsløbet forsynes af en referencespænding, da kredsløbet er afhængig af en konstant spænding ift. at få en korrekt offsetjustering. Hvis offsettet ikke justeres korrekt, har dette indflydelse for systemets detektion af kropshældning, da accelerometeret er centreret omkring den forkerte værdi. Ved benyttelse af en referencespænding tilføjes ekstra komponenter til det samlede system, hvilket giver risiko for afvigelser, men det vurderes at være den mest optimale løsning, da et batteri ikke kan levere en konstant spænding over tid. Der forekommer altså et gradvist fald i den spænding, som batterierne kan yde, hvormed der på et tidspunkt ikke bliver leveret en tilstrækkelig spænding til offsettet. Der er stadig en uløst problematik ift. referencespændingen, da det er batterier, der fungerer som spændingsforsyning, jævnfør afsnit 3.4.2, side 30. Der kan tilføjes en funktion, som oplyser brugeren, når referencespændingen ikke længere fungerer efter hensigten. Problematikken kan derudover løses ved at tilkoble referencespændingen til elnettet, som forsyner med en

konstant spænding. Hvis referencespændingen falder tilstrækkeligt, vil det have en påvirkning på hele systemet. Denne problemstilling gør sig også gældende for referencespændingen til feedbackblokken, hvorfor samme løsning til denne blok skal udføres. For feedbackblokken vil problematikken medføre en afvigelse i tærskelværdierne og dermed vil systemet ikke udløse feedback ved de korrekte hældningsgrader.

Derudover designes offsetjusteringen og forstærkningen i opsamlingsblokken således, at det er to forskellige kredsløb, hvilket ikke er hensigtsmæssigt, da det tilføjer flere komponenter til systemet med afvigelser. Hvis disse to kredsløb samles i ét kredsløb, vil dette forsimple blokken og dermed begrænse afvigelser. Denne løsning kan også implementeres ved filteret, hvor forstærkeren i tilpasningsblokken kan designes som en del af filteret. Løsningen er imidlertid ikke valgt, da der i dette projekt ønskes en tydelig afgrænsning imellem de enkelte kredsløb for at gøre systemet overskueligt, hvorved identificering af eventuelle fejl vurderes at være nemmere.

For at øge systemets præcision ift. detektion af patienters kropshældning kan arbejdsmrådet korrigeres. I tilpasningsblokken bliver signalet i systemet tilpasset til være $\pm 3V$ ved $\pm 25^\circ$. Jævnfør afsnit 3.3.4, side 25 vurderes det, at en hældning over denne værdi ikke vil være relevant ift. at vurdere, hvorvidt patienten er faldet. Dette bør undersøges nærmere for at underbygge denne vurdering yderligere. En evt. variation fra denne fastsatte hældningsgrad vil betyde, at forstærkningsfaktoren skal ændres. Dette vil medføre, at det efterfølgende arbejdsmråde vil blive enten større eller mindre, hvorfor tærskelværdierne i feedbackblokken også skal ændres. Hvis der er evidens for at øge arbejdsmrådet kan tærskelværdierne indstilles med større præcision, da en grads forskel i hældning derved vil give en større spændingsforsk. Hvorvidt dette vil mindske afvigelsen mellem den forventede og målte hældningsgrad, jævnfør afsnit 3.5.2, side 77 skal undersøges.

4.1.3 Brugervenlighed

Det kan være kompliceret at give feedback til patienter med følger af apopleksi, da de kan have kognitive problemer jævnfør afsnit 2.5.3, side 13. Det skal derfor vurderes, hvorvidt flere typer feedback ad gangen er hensigtsmæssigt for patienterne, samt hvordan feedbacken anvendes.

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, auditiv feedback, hvor patienten advares vha. lyde, der angiver hældningsgraden. Denne feedbackform kan umiddelbart være vanskelig at anvende, da apopleksipatienter, jævnfør afsnit 2.5.3, side 13, ofte er ældre og derved kan have nedsat hørelse [2]. 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. For at øge effekten af feedbacken kan systemet udvikles til at fravælge og tilvælge flere former for feedback, alt efter hvilken patienten responderer bedst på.

Softwaren er designet til at gemme en billedfil, men det kan diskuteres, hvorvidt det er mere hensigtsmæssigt at gemme samtlige datapunkters værdi. Fordelen ved at gemme alle patienternes datapunkter er, at det fagkyndige personale kan udføre yderligere beregninger for patientens øvelse, herunder gennemsnitshældning, antallet af udsving over tærskelværdier

og det præcise maksimale udsving uden fald. Dette vil give mere information om patientens balancefunktion samt progression under rehabiliteringsforløbet.

Det er problematisk, at systemet er designet således, at patienten skal bevæge sig under øvelsen for at starte og stoppe optagelsen, da der optages unødvendige bevægelser. En løsning på denne problematik er at forsinke optagelsen med 15 sekunder efter aktivering i interfacet, hvorved patienten har tid til at tage udgangsposition for øvelsen. Ellers kan brugeren efter øvelsen redigere på x-aksen, hvis redigering igennem MATLAB muliggøres. Det kan 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 indtaget.

4.1.4 Samlet systemtest

I simuleringen af det samlede system aktiveres det forventede antal LED'er og vibratører ved de enkelte tærskelværdier. Systemet er dermed simuleret og vurderet til at fungere efter hensigten, jævnfør afsnit 3.1.4, side 21. Hvis afvigelsen mellem definerede og simulerede hældningsgrader undersøges, ses det, at feedbacken ikke udløses ved den korrekte hældningsgrad. Den største afvigelse ses for den røde LED i positiv retning, hvilket er problematisk, da denne LED lyser, når patienten er i fare. En afvigelse af denne størrelse er i højere grad acceptabel for den grønne LED, eftersom denne lyser, når patienten befinner sig indenfor risikozonerne. Det bør derfor undersøges og simuleres, hvorvidt en korrektion af offsettet og medkalkulering af operationsforstærkerernes indbyggede offset vil have en indflydelse på det samlede system og dens detektion af definerede hældningsgrader.

Når det samlede system implementeres og testes kan det diskuteres, hvorvidt aflæsningen af accelerometerets output er foretaget præcist, da outputtet aflæses ved forsøgsafviklernes vurdering af tidspunktet for udløst feedback. En mere præcis metode til dette vil eventuelt være at benytte et potentiometer, da der i test 1 roteres manuelt, hvorfor spændingen fra accelerometeret ikke er konstant. Dette kan under test erstattes accelerometeret, hvorved det præcise output, der sendes ind i resten af systemet, kan aflæses med et multimeter. Derudover vil tidspunktet for udløst feedback være mere præcist, da spændingen fra potentiometeret kan holdes konstant og måles mere nøjagtigt. Ved anvendelse af potentiometeret vil der imidlertid være flere tolerancer, som skal tages højde for, da designet er mere omfattende. Ifølge de målte hældningsgrader fra implementeringen ses endnu en afvigelse ift. bestemte hældningsgrader. Jævnfør afsnit 3.5.2, side 77 måles accelerometerets offset til 1.6302V i den samlede systemtest, hvilket afviger fra offsettet i pilotforsøget, jævnfør bilag D, side 105. Eftersom tærskelværdierne er beregnet ud fra offsettet i pilotforsøget kan disse påvirkes, hvis offsettet i accelerometeret ikke er denne værdi og kan bl.a. forklare afvigelsen på hældningsgraderne. I testen er der derudover undersøgt, hvilken effekt referencespændingen har på offsetjusteringen og dermed hældningsgraderne. Det ses, at hvis der tages højde for kalibrering af offsetjustering, er det generelt muligt at gøre afvigelsen mellem de forventede og målte hældningsgrader lavere.

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 dato. Derudover kan området for y-aksen evt. afgrænses, således den evt. går fra $\pm 25^\circ$, hvorved det vil blive lettere at aflæse målingerne præcist, da det forventes, at pa-

tienten vil holde sig inden for dette afgrænset område.

4.2 Konklusion

I dette projekt er et biofeedbacksystem blevet udarbejdet. Dette kan opsample et biologisk signal fra et accelerometer, der informerer om en apopleksipatients kropshældning. Accelerometerets g-påvirkning ved den specifikke hældning konverteres til en elektrisk spænding, som bruges til at give en visuel og somatosensorisk feedback. Ud over den analoge del af systemet kan den digitale del af afbilledet det biologiske signal, samt gemme patientdata vha. udviklet software. Apopleksipatienter kan med fordel anvende systemet til træning af balancen vha. forskellige balanceøvelser under rehabiliteringsforløbet, 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. Ifølge studier, jævnfør afsnit 2.5.2, side 13, medfører biofeedback en signifikant forbedring af balancefunktionen. Det vurderes derfor, at hvis patienterne anvender systemet i kombination med balanceøvelser under rehabiliteringsforløbet, vil dette kunne hjælpe dem til en forbedret balance.

Et biofeedbacksystem med et accelerometer, der hjælper apopleksipatienters balancetræning under rehabilitering, kan designes ved, at systemet starter med en opsamlingsblok. Denne 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 blok i den analoge del af systemet er en tilpasningsblok, hvor signalet forstærkes og tilpasses et mindre range for hældningsgrader. Signalet ledes herefter over i feedbackblokken, der indeholder en komparatorkonfiguration tilkoblet de forskellige feedbackkomponenter, der aktiveres ved forskellige hældningsgrader og informerer patienten herom. Den visuelle feedback omfatter LED'er i en konfiguration designet efter princippet i et trafiklys, mens den somatosensoriske feedback omfatter vibration. I den digitale del af systemet bliver det analoge signal fra filtret sendt ind i en ADC-blok for at konvertere det til et digitalt signal. Herefter ledes signalet igennem en blok indeholdende en USB-isolator og til sidst ind i computeren, der opsamler og behandler signalet i MATLAB samt afbilleder som et realtime 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 bliver afslutningsvis foretaget en test af det samlede system, hvor resultatet viste, at 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 sendes igennem alle blokkene, der hver især har mindre afvigelser. For at optimere den information, som systemet giver vedrørende kropshældningen, bør tærskelværdierne i feedbackblokken evt. korrigeres for at minimere afvigelser.

For at understøtte om dette system hjælper apopleksipatienters balancetræning under rehabiliteringen, bør yderligere forsøg med apopleksipatienter udføres, hvorfor dette kan testes.

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. Formålet med et træningsforløb er, at patienterne skal forbedre deres balance. Derfor 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. Funktionen kan implementeres i systemet ved at tilføje en switch-funktion, der ændrer tærskelværdierne i feedbackblokken. Derudover kan en kalibreringsfunktion implementeres således at brugeren modtager information om, hvorvidt udgangspositionen er 0° og indstille offsetjusteringen efter dette. Dermed vil tærskelværdierne blive mere præcise, da offsetjusteringen ikke påvirker outputtet i negativ eller positiv retning. I denne forbindelse kan det overvejes, hvorvidt endnu en akse på accelerometeret skal benyttes, således der kan måles hældning til begge sider samt frem og tilbage.

Til udvikling af softwaren kan der implementeres en funktion, som informerer det fagkyndige personale om, hvor mange gange patienten når de enkelte tærskelværdier.

Til videreudvikling af systemet bør det også undersøges, hvorvidt løsningerne, der er valgt i designprocessen, kan optimeres. Eksempelvis den første forstærkning med en faktor 9.1, da det også er muligt at forstærke under offsetjusteringen jævnfør afsnit 3.4.4, side 37. Hvis modstandene R_b og R_d på **figur 3.13**, side 38 bliver udskiftet med to $910\text{K}\Omega$ modstande i offsetjusteringsblokken, vil denne blok i teorien forstærke med en faktor 9.1 samtidig med, at den justerer offsettet. Filtrer kan desuden også designes til at forstærke. Ved at fjerne en blok i det samlede system kan eventuel støj mindskes. Jævnfør afsnit 3.4.9, side 63 skal spændingsforsyningen til flere af systemets blokke ligge på $\pm 5.5\text{V}$. Derfor vil en implementering af en konfiguration med en LED kunne implementeres, som lyser, når spændingsforsyningen kommer under denne værdi. Herved bliver patienten eller det fagkyndige personale oplyst om, at batterierne skal oplades eller udskiftes.

Det kan være fordelagtigt, især for ældre apopleksipatienter, at tilføje en funktion, som kan alarmere det fagkyndige personale eller alarmcentralen, hvis der detekteres en hældning for patienten på mere end $\pm 85^\circ$ over et bestemt tidsinterval. Dette kan give problematikker i eventuelle fejlalarmeringer, hvis patienten f.eks. har afmonteret accelerometeret og glemt at deaktivere softwaren.

Det er væsentligt at eksperimentere med placeringen af accelerometeret på patienternes krop; jævnfør afsnit 2.5.2, side 13 er den mest optimale placering af accelerometeret øverst på sternum. Der er også andre potentielle muligheder ift. accelerometerets placering. Eksempelvis kan placering ved coxa 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 [54]. 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 mobilere. Der findes allerede accelerometere med implementeret Bluetooth på markedet, hvilket kan indikere, at dette er en realistisk mulighed [81, 82].

For yderligere optimering af mobiliteten kan der udvikles en app til mobilen, der har samme funktioner som det nuværende system. Mobilen kan måle hældningen og kan evt. placeres ved coxa, hvorved mobilen kan ligge i bukselommen. Ved benyttelse af en mobil med indbygget accelerometer kan der både håndteres et analog og digitalt signal ved at opsamle og behandle data og efterfølgende give feedback i form af vibration og lyde.

For at gøre træningen af balancen mere interessant for patienterne kan der udvikles et spil til systemet. Et eksempel på dette kan være, at vedkommende skal styre en bil, hvor formålet er at undgå forhindringer. Bilen styres af balancen, så hvis brugeren hælder til venstre, vil bilen tilsvarende bevæge sig til venstre. Det samme gør sig gældende for hældning til højre. Et sådant spil vil gøre brugen af systemet mere interaktiv, og brugeren vil i den forbindelse muligvis anvende systemet mere. Hvis spillet samtidig indeholder et pointsystem, er det en simpel metode for, at brugeren også kan følge sin egen progression af balancetréningen. Dette vil også give et incitament for at forbedre sig.

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 et al. *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] Hans-Otto Karnath and Doris 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] D.S. Nichols. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy. Volume 77. Number 5. Page 553-558*, 1997.
- [9] Sundhedsstyrelsen. Hjerneskaderehabilitering - en medicinsk teknologivurdering. *Sundhedsstyrelsen*, 2010.
- [10] Christina Rostrup Kruuse. Apopleksi, rehabilitering, April 2015. URL <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-a-aa/hjerte-og-blodkar/sygdomme/apopleksi/apopleksi-rehabilitering/>.
- [11] Svend Schulze and Torben V. Schroeder. *Basisbog i Sygdomslære*. Munksgaard Danmark, 2011.
- [12] Elias A. Giraldo. Overview of stroke, 2015. URL <http://www.merckmanuals.com/home/brain-spinal-cord-and-nerve-disorders/stroke-cva/overview-of-stroke>.
- [13] Britannica Academic. Stroke, September 2015. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/569347/stroke>.
- [14] Sundhedsstyrelsen. Referenceprogram for behandling af patienter med apopleksi. *Sundhedsstyrelsen*, 2009.

- [15] 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>.
- [16] Leslie Ritter and Bruce Coull. Lowering the risks of storke in women (and men), 2015.
URL <http://heart.arizona.edu/heart-health/preventing-stroke/lowering-risks-stroke>.
- [17] Britannica Academic. Nervous system disease, September 2015. URL
<http://academic.eb.com/EBchecked/topic/1800831/nervous-system-disease/75792/Stroke?anchor=ref606262>.
- [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 et al. 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 et al. Neuropsykologiske opslag og temaer til "gads psykologileksikon", 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] Sue Raine et al. *Bobath Concept - Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. Wiley-Blackwell, 2009.
- [27] Michael Rugnetta. Neuroplasticity, Oktober 2015. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/410552/neuroplasticity>.
- [28] 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.
- [29] Mi Young Leea et al. Cortical activation pattern of compensatory movement in stroke patients. *NeuroRehabilitation*, 2009.
- [30] 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/>.
- [31] Birgitte R. Sønderborg. Hjerneblødninger svære at behandle akut, April 2013. URL
<http://www.hjernesagen.dk/om-hjerneskader/behandling/hjernebloedning>.

- [32] Hjernesagen. Trombolysebehandling af blodprop i hjernen, 2015. URL <http://www.hjernesagen.dk/om-hjerneskader/behandling/trombolyse>.
- [33] Jesper Kjærgaard. Antikoagulationsbehandling (blodfortyndende medicin), 2015. URL <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-a-aa/hjerte-og-blodkar/sygdomme/behandlinger/antikoagulationsbehandling-blodfortyndende-medicin/>.
- [34] Hanne Christensen. Forebyggelse, 2015. URL <http://www.hjernesagen.dk/forebyggelse>.
- [35] Adina Michael-Titus et al. *The nervous system : basic science and clinical conditions*. Edinburgh : Churchill Livingstone, 2010.
- [36] DSfA. Referenceprogram for behandling af patienter med apopleksi. *Dansk Selskab for Apopleksi*, 2009.
- [37] Redaktionen. Agnosi, 2015. URL http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Psykologi/Psykologiske_termer/agnosi.
- [38] P. M. Pedersen and S. T. Olsen. Kognitive forstyrrelser ved apopleksi - hyppighed, betydning og genoptræning. *Munksgaard*, 1999.
- [39] Lene Vistrup. Paralyse, 2015. URL http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/Medicinske_nervesygdomme/paralyse.
- [40] Redaktionen. Ataksi, 2015. URL http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/B\T1\ornesygdomme_og_medf\T1\odte_misdannelser/ataksi.
- [41] Mary Ann Watson and F. Owen Black, 2015. URL <http://vestibular.org/understanding-vestibular-disorder/human-balance-system>.
- [42] F. Wang et al. Body sway measurement for fall risk assessment using inexpensive webcams. *IEEE Engineering in medicine and biology society conference proceedings*, 2010.
- [43] Feng Huo. Limits of stability and postural sway in young and older people. Master's thesis, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada, 1999.
- [44] Mary Beth Badke et al. Tongue-based biofeedback for balance in stroke: Results of an 8-week pilot study. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 2009.
- [45] Sundhedsstyrelsen. Forløbsprogram for rehabilitering af voksne med erhvervet hjerneskade. *Sundhedsstyrelsen*, 2011.
- [46] Ruth E. Barclay-Goddard et al. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *The Cochrane Library*, 2004.
- [47] Tom Jørgensen. Vestibulær rehabilitering. *Danske Fysioterapeuter*, 2004. URL https://fysio.dk/Upload/Graphics/PDF/Artikeltillaeg/vestibulaer_rehabilitering.pdf.

- [48] 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.
- [49] Morton Glanz et al. Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995.
- [50] William E. Prentice and Michael I. Voight. *Techniques in musculoskeletal rehabilitation*. The McGraw-Hill Companies, 2007.
- [51] Oonagh M Giggins et al. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2013.
- [52] John G Webster et al. *Medical Instrumentation Application and Design - Application and Design*. John Wiley And Sons Ltd, 2009.
- [53] 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.
- [54] Hristijan Gjoreski et al. Accelerometer placement for posture recognition and fall detection. *Intelligent Enviroments*, 2011.
- [55] Hjælpemiddelbasen. Biofeedback udstyr til bevægelses-, styrke- og balancetræning. URL <http://www.hmi-basen.dk/r4x.asp?linktype=iso&linkinfo=044824&P=1>.
- [56] Morton Glanz et al. Biofeedback therapy in stroke rehabilitation: a review. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 1997.
- [57] Susan J. Middaugh et al. Biofeedback in treatment of urinary incontinence in stroke patients. *Biofeedback and Self-regulation*, 1989.
- [58] James W. Nilsson and Susan A. Riedel. *Electric circuits*. Pearson Education, 2011.
- [59] Adel S. Sedra and Kenneth C. Smith. *Microelectronic Circuits*. Oxford University Press, 2010.
- [60] Suresh R. Devasahayam. *Signals and Systems in Biomedical Engineering: Signal Processing and Physiological Systems Modelling*. Springer Science+Business Media, LLC, 2000.
- [61] Stanley Wolf and Richard F.M. Smith. *Student Reference Manual for Electronic Instrumentation Laboratories*. Prentice Hall, 2004.
- [62] Wayne Storr. The op-amp comparator, 2015. URL <http://www.electronics-tutorials.ws/opamp/op-amp-comparator.html>.
- [63] George Zouridakis and James Moore. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. CRC Press, 2003.
- [64] Michael J. Aminoff et al. *Aminoff's Electrodiagnosis in Clinical Neurology*. Elsevier, 6. udgave edition, 2012.
- [65] Peter Konrad. *The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA., 2006.

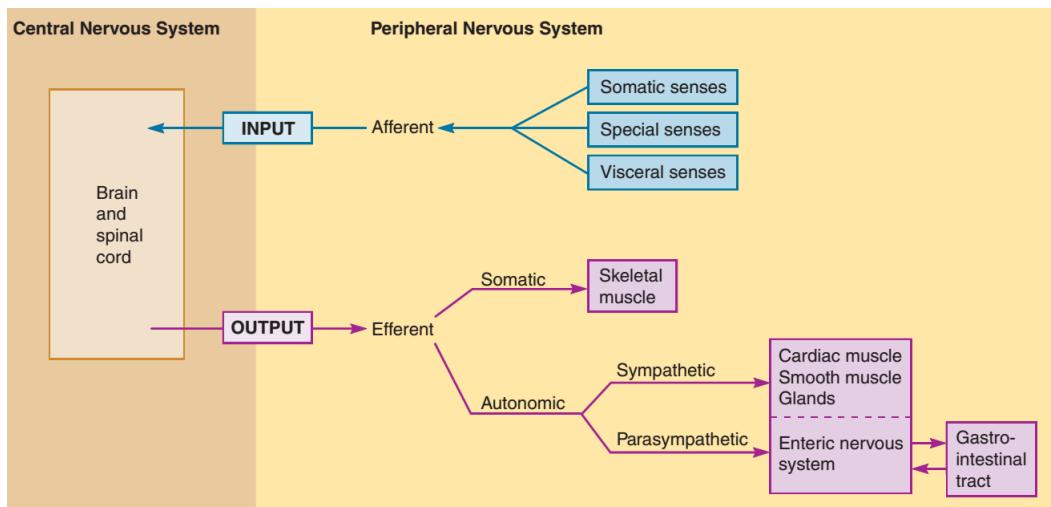
- [66] Analog Devices. *Accelerometer ADXL335*. Analog Devices, 2009. URL <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/adxl335.pdf>.
- [67] National Semiconductor Corporation. *TL081 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier*. Texas Instruments, <http://www.ti.com/lit/ds/sn0sbw6a/sn0sbw6a.pdf>, 1995. URL <http://www.ti.com/lit/ds/sn0sbw6a/sn0sbw6a.pdf>.
- [68] Rigoberto Martinez-Mendez et al. Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2011.
- [69] National Semiconductor Corporation. *LM185-2.5/LM285-2.5/LM385-2.5 Micropower Voltage Reference Diode*, 2005. URL <https://www.jameco.com/Jameco/Products/ProdDS/839762.pdf>.
- [70] Rolf Schaumann. Buffers (electronics), 2014. URL <http://www.accessscience.com/content/buffers-electronics/098650>.
- [71] Bruce Carter. *Op Amps for Everyone*. Texas Instruments, 2002.
- [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] Rob Paisley. Voltage comparator information and circuits, 2015. URL <http://home.cogeco.ca/~rpaisley4/Comparators.html>.
- [76] Kingbright. *T-1 3/4 (5mm) LOW CURRENT LED LAMPS*. URL http://cdn-reichelt.de/documents/datenblatt/A500/LED5MM2MAGE_LED5MM2MAGN_LED5MM2MART%23KIN.pdf.
- [77] Redaktionen. Vibrator, 2009. URL http://denstoredanske.dk/It,_teknik_og_naturvidenskab/Elektronik,_teletrafik_og_kommunikation/Kommunikationsteori_og_teletrafikteori/vibrator.
- [78] Jinlong Machinery. *C1026B002F*, 2009. URL <https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/28821-Flat-Coin-Vibration-Motor-Documentation.pdf>.
- [79] RIGOL. *DS1000E, DS1000D Series Digital Oscilloscopes*, 2010. URL http://www.colorado.edu/physics/phys4430/phys4430_fa15/manuals_and_datasheets/Rigol_DS1052E_Oscilloscope_Datasheet.PDF.
- [80] 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>.

- [81] Axivity. Wax9, 2015. URL <http://axivity.com/product/wax9>.
- [82] Bioradio. Wireless motion sensor, 2015. URL <https://glneurotech.com/bioradio/physiological-signal-monitoring/wireless-motion-sensor/>.
- [83] 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>.
- [84] Finn Bojsen-Møller et al. *Bevægeapparats Anatomi*. Gyldendal Akademisk, 2012.
- [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 encephalons anatomi

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 funktioner og sender afferente signaler tilbage til CNS, hvorimod det autonome nervesystem regulerer kroppens ubevidste funktioner. Det er dermed 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 Encephalons anatomi

Cerebrum er encephalons største del og er involveret i sanseintegration, styring af frivillige bevægelser og højere intellektuelle funktioner, såsom tale og abstrakt tænkning [83]. Cerebrums ydre lag hedder cerebral cortex, men kaldes grå substans, hvor nervers soma med dendritter findes. Cerebral cortex har forskellige centre, men kan også inddeltes i højre og venstre halvdel. Den del af cerebral cortex, der kontrollerer kroppens motorik ved 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, 83] Disse aksoner krydser i medulla oblongata eller 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 eller bevægelser og har forbindelse til motor cortex, som sætter indlærte bevægelser i gang. Samtidig modtager basalganglier i cerebellum signalet, hvorved kroppen kan modificere bevægelsen ift. omgivelserne. Cerebellum samarbejder altså med motor cortex, så bevægelsesplanen kan samles og sendes via de decenderende baner i medulla spinalis til bestemmelsesstedet. [84]

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 styrkes. [19]

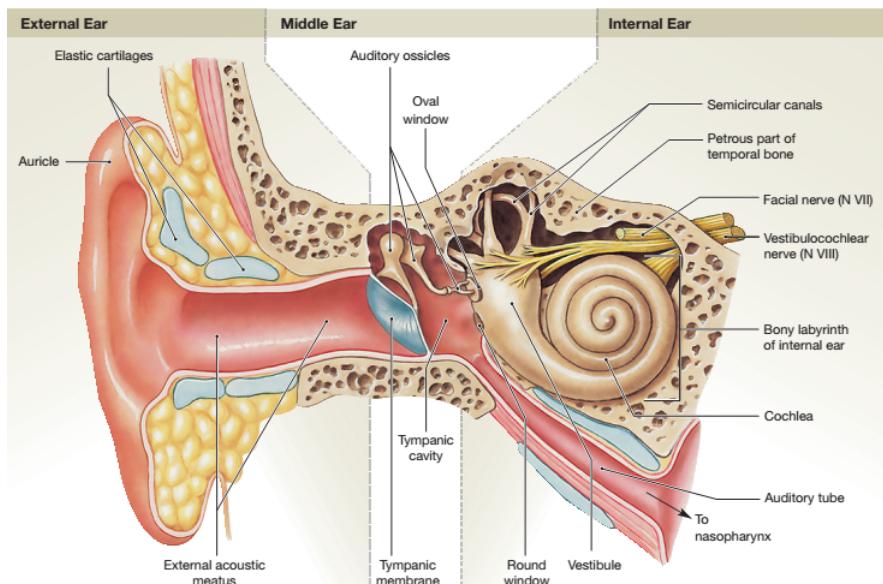
Kroppens balance

Proprioceptorer og sansereceptorer hjælper kroppen med balancen. Proprioceptorerne kontrollerer muskler, sener og ledenes position, hvorimod sansereceptorer er en bestemt slags celler, som f.eks. er placeret i ørerne og øjnene. [19] Disse celler sender balanceinformationer til CNS og encephalon. Sansereceptorerne opfanger indtryk fra sanerne, som omsættes til bestemte signaler, der sendes til områder i cerebral cortex, cerebellum og centre i hele hjernestammen. Her bearbejdes informationen, hvorefter den korrekte fysiske position af kroppen og dens lemmer konkluderes. Når encephalon har bearbejdet indtrykkene, udsender den nerveimpulser til skeletmuskulaturen om at foretage jævne og koordinerede bevægelser, hvorved kropsbalancen opretholdes.[19]

Øjet opfanger lys og er med til orienteringen af kroppen og dens lemmer. Hårceller i øret registrerer f.eks. hovedets bevægelser vha. tyngdekraften. Selvom et balanceorgan er ude af funktion, er kroppen stadig i stand til at opretholde balancen ved hjælp fra andre balanceorganer. Det er til gengæld vanskeligt for kroppen at opretholde 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.



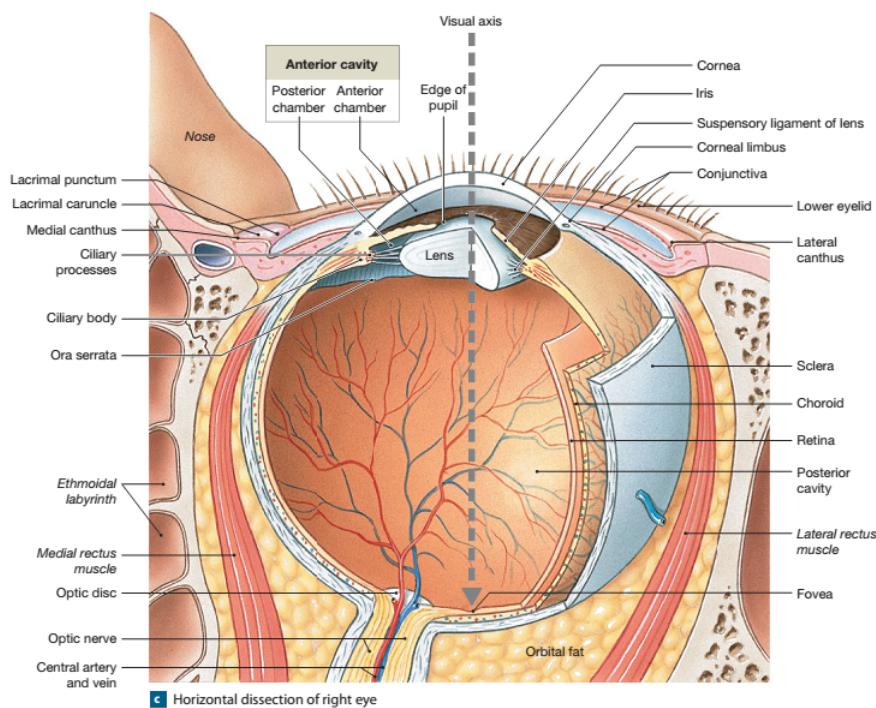
Figur B.1: På figuren ses ørets anatomiske opbygning [19].

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 undergrupper; vestibulen, øresneglen og buegangen. De centrale dele, der er relateret til balancen, 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 videregive information vedrørende hovedets bevægelse ift. tyngdekraften. Når hovedet er i bevægelse, sættes væsken 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]

B.2 Øjets bidrag til balancen

Synet er en central faktor for, hvordan encephalon holdes informeret omkring kroppens balance og generelle orientering. Dette gøres ved at give et indtryk af, hvordan kroppen og dens lemmer er placeret ift. omgivelserne. [85] Øjet har tre hinder; fibrøs hinde, uvea og retina, som kan ses på **figur B.2**.



Figur B.2: På figuren ses øjets anatomisk opbygning. [19]

Den fibrøse hinde 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 er den inderste hinde, som er placeret bagerst i øjet. Den består af en pigmentdel og en indre neuraledel. Den neurale del indeholder fotoreceptorer, bestående af stave og tappe. Stave er følsomme overfor skarpt lys og gør det muligt at se i mørke. 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 horizontale celler lokaliserer områdets størrelse. Hvis der er kommet tilstrækkeligt med lys ind, sendes informationen først til bipolære celler herefter via synsnerven til det visuelle cortex, hvor informationen bearbejdes. [19]

B.3 Proprioceptorerne og skeletmuskulaturens bidrag til balancen

Proprioceptorer monitorerer ledernes position, muskelkontraktioners tilstand, samt spændingen i ledbånd og sener. Disse 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 kontinuerligt 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 til at holde balancen. I stående position kræves der et 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 igenstå i en opret position. Hvis der sker en overkompensation fra lægmusklerne og kroppen læner sig for meget bagud, vil strækreflekserne i skinnebenet og lårene aktiveres. Derved vil kroppen læne sig forover igen. Kroppen foretager mange af disse ubevidste korrektioner. [19]

Golgi-sene organer sidder i en kløft mellem skeletmusken og tilhørende sene. Dendritterne fra golgi-sene organet kobler sig på den nærmeste 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 tryk, spænding og bevægelse i leddet. [19]

Det er en lille del, af den information proprioceptorerne 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 Hugaas, som havde udarbejdet et 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 - en observation 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 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. Derudover bar borgeren en bakke, så denne skærmede for borgerens udsyn. Den visuelle sansefunktion var altså begrænset, hvilket påvirkede borgerens balancefunktion.

Derudover observerede gruppen 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. Fokus i disse øvelser var at træne borgerens statiske balance på et jævnt underlag, hvor vedkommende fik støtte fra fysioterapeuten.

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.
- 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 styrketest.
- Borgeren trænede sin 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 og herefter gå højre og venstre om to kegler.
- Borgeren 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 usikker i balancen ned ad trappen, da balancen på dette tidspunkt vil blive mere utsat pga. fordelingen af kropsvægten.

Bilag D

Pilotforsøg

Det er nødvendigt at skelne det reelle signal fra støjsignaler før systemet kan designes. Signalet skal aktivere komponenter i det analoge output og skal derfor være adskilt fra støj, der kan påvirke outputtet. Derudover er det nødvendigt at vide, hvilket outputsignal accelerometeret giver ift. de valgte hældningsgrader. Dette gøres ud fra sensitiviteten, der måles ved at undersøge forskellen fra 0g påvirkning til 1g påvirkning af accelerometeret. Ud fra disse oplysninger er det muligt at kravspecificere 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 $0.02-10Hz$ [68]. Grundet usikkerheden vælges en båndbredte på $50Hz$, hvilket gør, at C bliver $0.1\mu F$.

D.1 Formål

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

D.2 Materialer

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

D.3 Metode

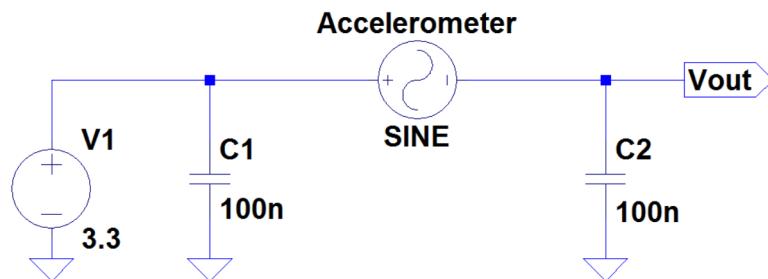
Formål 1: Støjfrekvenserne i outputsignalet identificeres ved først at måle en baseline ved 0g dvs. uden hældning. Dette medfører at signalet kan analyseres uden nogen påvirkning på outputsignalet. Dernæst måles påvirkningen ved 1g, hvilket svarer til en hældning på 90° . Dette måles både til højre og venstre. Derudover udføres en langsom rotation fra 0° til 90° 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 accelerometeret i en langsom rotation fra 0° til 90° 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]

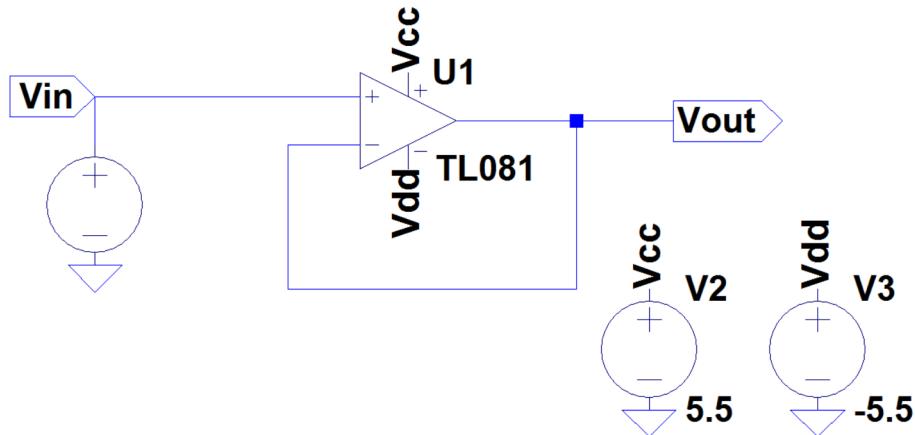
D.3.1 Forsøgsopsætning

Opsætningen af pilotforsøget er opsat i LTspice, som ses på **figur D.1**.



Figur D.1: På figuren ses opsætningen i LTspice. Accelerometeret er symboliseret med en sinuskurve, der bliver forsynet med en spænding på 3.3V. Derudover ses de to kapacitører med $0.1\mu F$.

Outputtet fra accelerometeret har en outputimpedans på $32K\Omega$, hvorfor der indsættes en buffer for at forhindre loading [66]. Loading defineres som effekten af, at en komponent trækker strømmen i et kredsløb f.eks. et måleapparat. En buffer er et elektronisk kredsløb, hvis primære funktion er at forbinde en kilde med høj outputimpedans til en anden kilde med lav indgangsimpedans uden væsentlig dæmpning eller forvrængning 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 accelerometeret. Der benyttes en operationsforstærker TL081 i en ikke-inverterende konfiguration og med et gain på 1. [70] Dette ses på **figur D.2**.



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

Opsætning

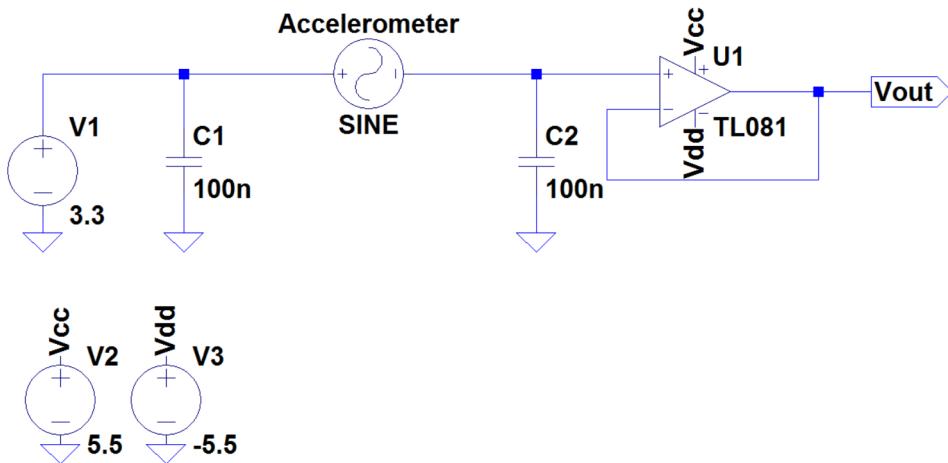
- Accelerometeret tilkobles breadboardet.
- De to kondensatorer tilkobles breadboardet. Kondensatorerne er valgt på baggrund af databladet for accelerometeret ift. power supply decoupling og båndbredde. Kondensatoren på $0.1\mu F$, som sidder på pin 1 og 2 i accelerometeret, fjerner støj fra strømforsyningen, 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 operationsforstærker TL081 og en ledning fra den inverterende terminal til outputterminalen. Derved påvirker indgangsimpedansen fra ADC'en af typen NI USB-6009 ikke signalet fra accelerometeret.
- 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.

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



Figur D.3: På figuren ses designet af pilotforsøget i LTspice, hvor bufferen er indsat for at sikre, at ADC'en ikke påvirker signalet.

D.4 Fremgangsmåde

D.4.1 Forsøgets udførelse

Hele pilotforsøgets opsætning ses på figur D.4.



Figur D.4: På billedet ses (fra højre mod venstre) breadboardet med opsætningen af accelerometret og spændingsforsyningen. Nedenfor breadboardet ses accelerometret påsat en vinkel. Herefter ses ADC'en af typen NI USB-6009, som leder sit signal ind igennem USB-isolatoren af typen USI-01 og til sidst ind i computeren, hvor det optages i ScopeLogger.

For at måle 0g påvirkning på accelerometerets x-akse, lægges det fladt ned på et plant bord, som er målt med et vaterpas. Målingen udføres over tre omgange i 30 sekunder. Herefter holdes accelerometeret fast på en vinkel, hvor det påsættes med hæftemasse. 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° til $\pm 90^\circ$ for både højre og venstre. Her måles 10 sekunders baseline inden og

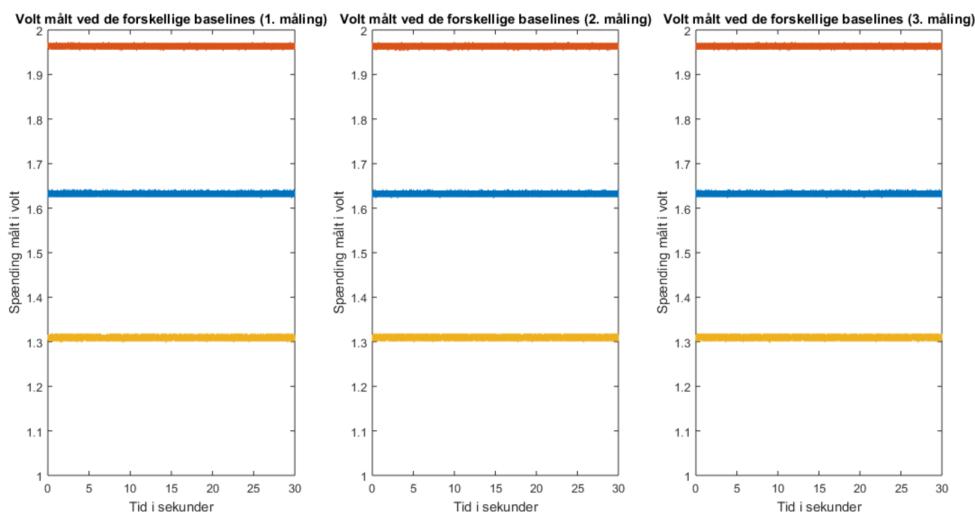
efter rotationen, som varer 5 sekunder og foretages langsomt og kontrolleret. Disse to målinger optages og gemmes ligeså i ScopeLogger.

D.4.2 Behandling af data

Efter udførelse af forsøget vil alt data blive behandlet i MATLAB, hvor der beregnes en gennemsnitsværdi for hhv. de tre baselines målt ved 0 g-påvirkning samt ± 1 g-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.

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 illustrationer af, hvorledes accelerometerets egne frekvenser adskiller sig fra støjfrekvenser. Disse ses på **figur D.6-(D.8)**



Figur D.5: På graferne ses hhv. 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 er ifølge databladet for accelerometeret halvdelen af spændingsforsyningen, som i dette tilfælde leder en spænding på $3.3V$. [66] Derfor bør offsettet være $1.65V$. Afgivelsen 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 ± 1 g-påvirkning i hhv. positiv og negativ retning. Værdierne for 1 g-påvirkning i positiv retning er angivet som de røde grafer på **figur D.5**, imens -1 g-påvirkning i negativ retning er angivet som de gule grafer. Efter udregningen af gennemsnittet trækkes den udregnede offsetværdi fra.

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

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

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

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

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

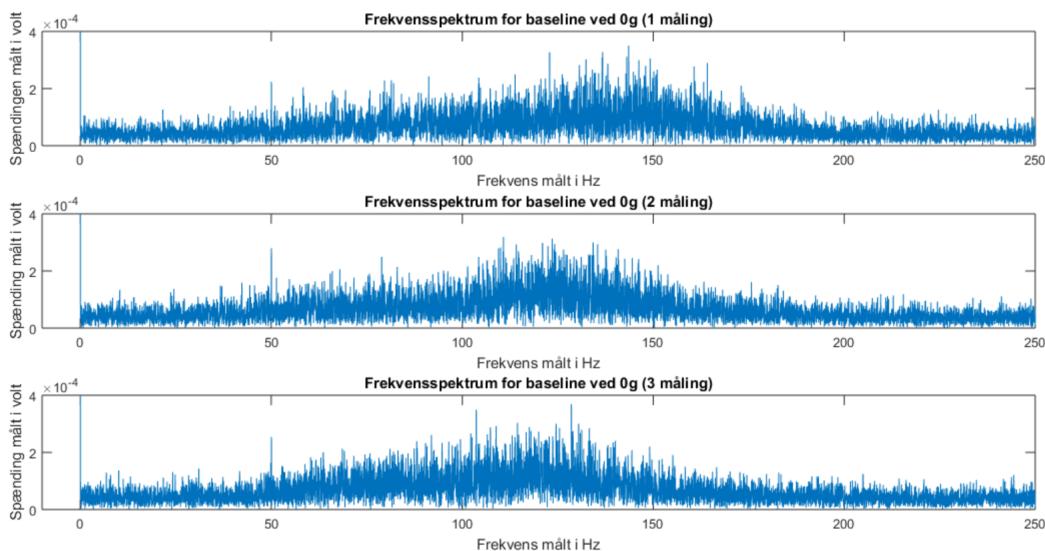
$$\text{Volt pr. grad negativ retning} = \frac{-0.3233}{90} = 0.0036\text{V} \quad (\text{D.9})$$

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

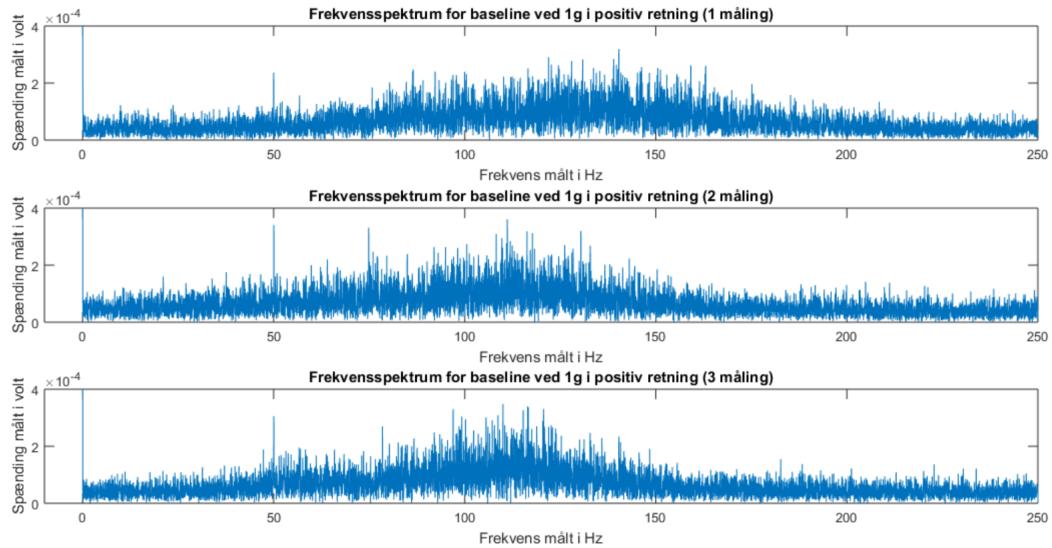
$$\text{Afvigelse for sensitivitet i positiv retning} = \frac{0.3313 - 0.330}{0.330} \cdot = 0.3939\% \approx 0.39\% \quad (\text{D.10})$$

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

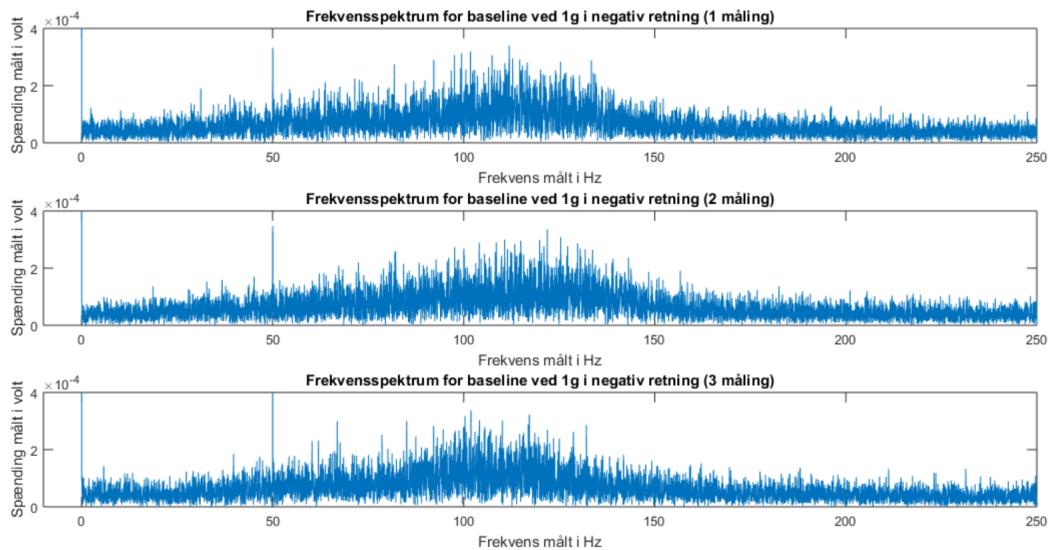
På **figur D.6**, **(D.8)** samt **(D.7)** ses en FFT af det målte data for statisk acceleration.



Figur D.6: På de tre grafer ses en FFT af første, anden og tredje maling ved 0 g-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.

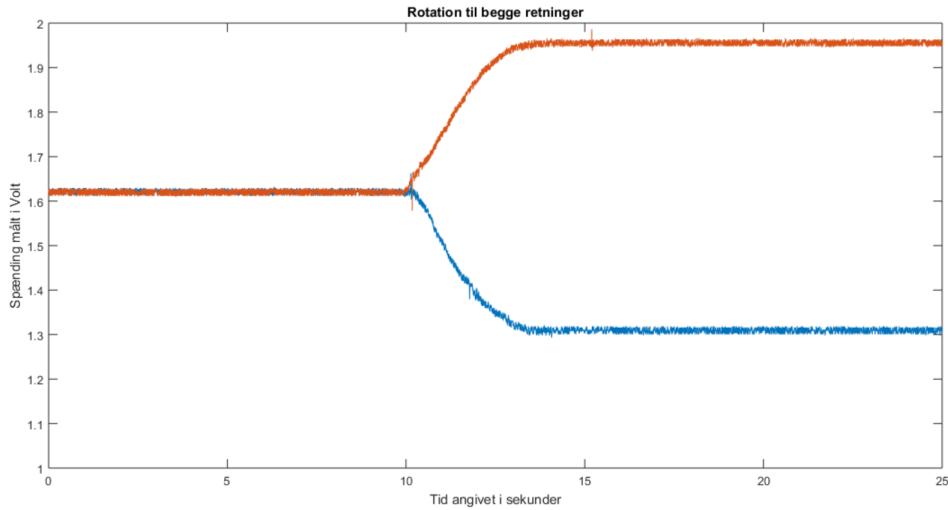


Figur D.7: På de tre grafer ses en FFT af første, anden og tredje måling ved 1 g-påvirkning af accelerometret i positiv retning. Peaken ved 0Hz går op til ca. 1.96 V, men dette ses ikke på grafen, da resten af værdierne derved vil være meget svære at se.



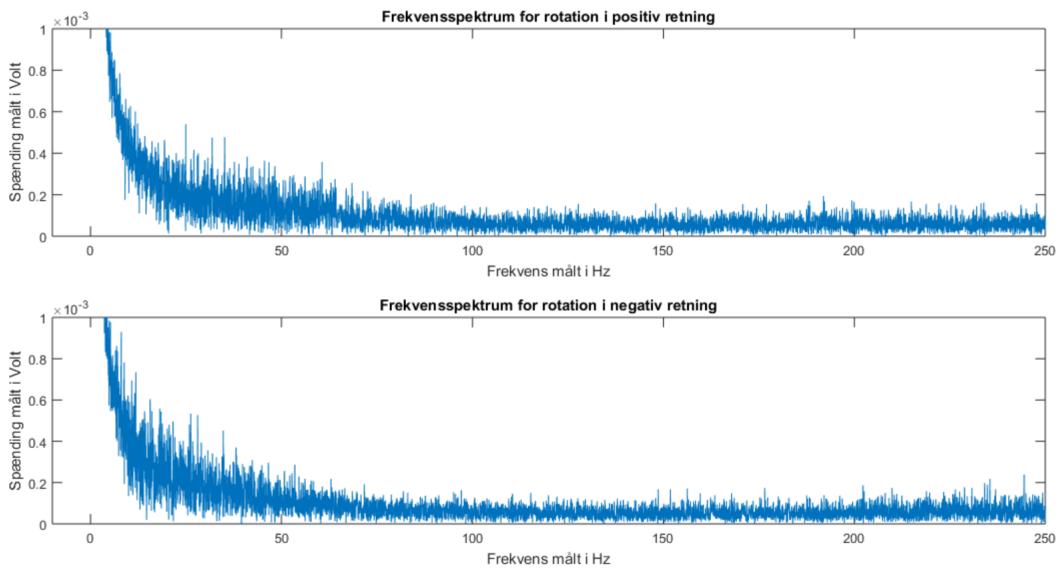
Figur D.8: På de tre grafer ses en FFT af første, anden og tredje måling ved -1 g-påvirkning af accelerometret i negativ retning. Peeken ved 0Hz går op til knap 1.30 V, men dette ses ikke på grafen, da resten af værdierne derved vil være meget svære at se.

Sammenlignes peakværdierne ved 0Hz 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 statistisk acceleration at, signalet stort set kun er til stede ved 0Hz. Alt over 0Hz betragtes derfor som støj.



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

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



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

På **figur D.10** ses en FFT af rotationsmålingerne. Ud fra dette 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.

For at undersøge støjen på signalet beregnes spændingens signalværdi for accelerometeret ved at foretage en RMS-analyse for hhv. højre og venstre rotation. RMS-værdien for højre side er 0.0141, mens den for venstre side er 0.0118, hvilket vil sige, at signalet er 0.0141 gange

spændingsværdien for højre og 0.0118 gange spændingsværdien for den venstre side.

D.6 Diskussion og konklusion

Det kan diskutteres, hvorvidt accelerometret er blevet utsat for 0 g-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 ligget plant på bordet.

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

Alle disse faktorer, som er udregnet for pilotforsøget, kan have indflydelse på de afvigelser, der fås ift. databladet for accelerometeret. På baggrund af forsøgsresultaterne er der blevet foretaget udregninger af afvigelsen for offset samt sensitivitet.

I outputsignalet fra accelerometret ved den statiske acceleration udgør alt over 0Hz støj, hvormod det vurderes, at alt over 25Hz for rotationsmålingerne er støj. Maksimum og minimum outputsignalet fra accelerometret vil for langsom rotation eller svajning hhv. 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
% nidaugen 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
    reffine(ax, 0,13) % Indstiller en reffine i GUI'ens koordinatsystem
    ved 13 grader
    reffine(ax, 0,8) % Indstiller en reffine i GUI'ens koordinatsystem ved
    8 grader
    reffine(ax, 0,-8) % Indstiller en reffine i GUI'ens koordinatsystem
    ved -8 grader
    reffine(ax, 0,-13) % Indstiller en reffine i GUI'ens koordinatsystem
    ved -13 grader
    hold on % Gør at vores reffines ikke forsvinder

    data = event.Data+1.3988; %Plusser med offsettet fra nidaugen
    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 nidaugen 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.
```