
System til detektering af kropsbalance

Statusseminar

AALBORG UNIVERSITET 2. NOVEMBER 2015

SKREVET AF
GRUPPE 375



Cecilie Topp, Mads Pedersen, Maria Kroustrup
Mathias Olsen, Nikoline Kristensen, Sofie Jensen

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1	Introduktion	1
1.1	Initierende problem	1
Kapitel 2	Problemafgrænsning	2
2.1	Problemafgrænsning	2
2.2	Problemformulering	2
Kapitel 3	Problemløsning	3
3.1	Systemets funktionelle krav	3
3.2	Systemets opbygning	4
3.3	Kravspecifikation	4
3.3.1	Opsamling	4
3.3.2	Filter	5
3.3.3	Tilpasning	5
3.3.4	Komparator	6
3.3.5	Feedback	6
3.3.6	ADC	6
3.3.7	USB-isolator	7
3.3.8	Computer	7
Litteratur		8

Kapitel 1

Introduktion

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

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

Følgerne af apopleksi opstår ofte pludseligt og kan medføre både fysiske og mentale konsekvenser for patienten [5]. Efter et apopleksitilfælde kan patienter opleve nedsat eller ikke funktionsdygtig balance. Problemer med balancen kan opstå, hvis encephalon ikke kan bearbejde de balanceinformationer, som proprioceptorerne og sansereceptorerne sender. [6] Dette resulterer i, at 40% af det samlede antal apopleksipatienter oplever faldulykker i det første år. [7]. Balanceproblemer har konsekvenser for apopleksipatienter, da de bl.a. kan føre til begrænsninger i hverdagen. [5, 8] For en apopleksipatient med balanceproblemer kan det være vanskeligt at vende tilbage til sin normale hverdag, da almindelige huslige pligter, såsom rengøring og personlig pleje kan være vanskeligt at klare uden hjælp. [9]

Balanceproblemer samt begrænsninger i hverdagen kan medføre nedsat livskvalitet. Dette ses eksempelvis ved, at apopleksipatienter har dobbelt så stor selvmordsrate som baggrundsbefolkningen [9]. Et apopleksitilfælde medfører en pludselig afbrydelse i patientens livsforløb. Det kan for patienten blive uoverskueligt at opretholde sociale- og familierelationer, hvilket medfører, at de senere i livet oplever en forringelse af deres livskvalitet. En forbedret livskvalitet kan skabes ved hurtigere rehabilitering samt forbedrede kropslige funktioner, herunder balancen. [9]

For at apopleksipatienter opnår den bedst mulige behandling og rehabilitering er det afgørende, at der er et fungerende sammenspil mellem kommuner, sygehuse og praktiserende læger [9]. Det er essentielt, at rehabiliteringen påbegyndes få dage efter apopleksitilfældet er opstået, for så vidt 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

Problemafgrænsning

2.1 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. Balancen er vigtig for at kunne fungere i dagligdagen, da den sikrer at man holder kroppen oprejst og muliggør bevægelse uden fald. [8] Apopleksipatienter med balanceproblemer oplever en begrænsning i deres dagligdag, da de er afhængige af hjælp til daglige gøremål, som de før sygdommen selv kunne udføre. De oplever det som et brud på deres tidligere liv, hvilket påvirker deres identitet og livskvalitet.[9]

For at begrænse de fysiske, og dermed også de personlige, følger mest muligt, er det essentielt at rehabiliteringen påbegyndes hurtigt efter apopleksitilfældet. Indenfor rehabilitering af balance tilbydes forskellige metoder, såsom platform feedback og passiv sensorisk stimulation. En anden mulighed ift. rehabilitering af balancen er biofeedback. Studier viser positive resultater med biomekanisk biofeedback, herunder inertisensorer, hvor der måles på kroppens generelle motoriske egenskaber. [17] For at biofeedback er en mulighed, er det en forudsætning, at patientens kognitive evner er tilstrækkelige til at kunne blive instrueret og kunne huske de indlærte øvelser fra gang til gang. [18] Dette gør sig især gældende for den ældre befolkning, 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. Det er essentielt at undersøge, om systemet kan designes sådan, at det i højere grad tillader patienterne at bidrage til deres egen rehabilitering ved at benytte visuel, sensorisk og/eller audio biofeedback. Det er muligt, at dette kan begrænse nogle af patienternes personlige følger, da kontakten med sundhedspersonale i forbindelse med rehabiliteringen kan begrænses, hvormed det normale hverdagsliv hurtigere kan genoptages.

2.2 Problemformulering

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

Kapitel 3

Problemløsning

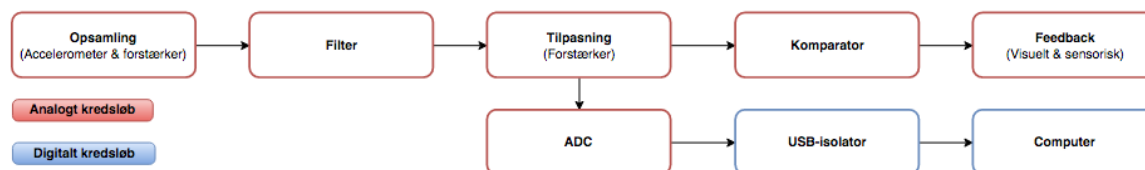
3.1 Systemets funktionelle krav

Systemets input er patienternes kropshældning, altså hvor meget vedkommende svajer i normal kropsstilling (anatomisk udgangsposition) og under udførelse af en bestemt øvelse. Systemet skal kunne konvertere informationer vedrørende patienternes kropshældning til visuel og sensorisk feedback samt give et digitalt output i form af grafer på en computer. Selve systemet skal anvendes til selvtræning i hjemmet, hvor to sværhedsgrader kan anvendes. De to sværhedsgrader indstilles ift. om patienten står i den normale kropsstilling eller udfører en udvalgt træningsøvelse. Den pågældende træningsøvelse er valgt for i højere grad at udfordre patienternes balance, da kropsvægten fordeles anderledes ved øvelsen ift. den normale kropsstilling. Hvis patienternes kropshældning overskrider den normale grænse for kropssvaj, der er seks til syv grader i lateral retning, skal den visuelle og sensoriske feedback gøre patienten opmærksom på dette samt retning af hældningen. Således kan systemet registrere, hvis patienten er i risiko for at falde og dermed fungere som en hjælp for apopleksipatienter. Udover den visuelle og sensoriske feedback har systemet et digitalt output, så patienternes øvelsesresultater kan behandles og gemmes på en computer. Den digitale del af systemet henvender sig derfor til fagkyndigt personale, der på denne måde kan følge med i udviklingen af patienternes balance.

De funktionelle krav:

- Systemet skal være brugervenligt, så det kan anvendes af apopleksipatienter og fagkyndigt personale.
- Systemet skal kunne måle patienternes kropshældning og konvertere det til visuel og sensorisk feedback samt et digitalt output.
- Systemet skal kunne give visuel og sensorisk feedback til patienten ved forskellig hældningsgrad ift. hvilken sværhedsgrad, patienten vælger.
- Systemet skal kunne give et digitalt output, så det er muligt at behandle og gemme patienternes data på en computer.
- Systemet skal indeholde en "switch"knop, så patienterne kan skifte mellem de to sværhedsgrader.

3.2 Systemets opbygning



Figur 3.1: Her ses et blokdiagram af systemets opbygning

Opsamlingsblokken indeholder accelerometret samt en forstærker, der opsamler og forstærker det biologiske signal. I filterblokken anvendes et lavpasfilter for at frasortere støj fra frekvenser over 45 Hz. Grunden til at disse frekvenser kan frasorteres er, at det målte signal ligger under 45 Hz. Efter filtreringen af signalet benyttes en variabel forstærker for at tilpasse signalets amplitude til ADC'en og komparatoren, hvilket er vist som en tilpasnings blok på **figure 3.1**. Signalet ledes herefter videre i et analogt og digitalt kredsløb. I det analoge kredsløb kommer signalet først gennem en komparator, som skal sammenligne det optagede signal med en tærskelværdi, så den rigtige feedback kan gives til patienten ift. valgt sværhedsgrad. Feedbacken gives til patienten i form af dioder og vibratorer. I det digitale kredsløb ledes signalet ind i en ADC, som konverterer det analoge signal til et digitalt signal. Herefter ledes det digitale signal ind i en USB-isolator, der sikrer patientens sikkerhed samt eliminerer lækstrøm. Til sidst overføres det digitale signal til en computer, hvor signalet herefter kan databehandles og gemmes.

3.3 Kravspecifikation

I dette afsnit er der beskrevet, hvilke kravspecifikationer de enkelte komponenter i blokdiagrammet skal have for at kunne implementeres. De forskellige tolerance krav bestemmes på baggrund af et pilotforsøg som udføres snarest.

3.3.1 Opsamling

Blokken opsamling omfatter systemets sensor dvs. accelerometer samt en forstærker. Accelerometeret skal have en sådan størrelse, at det kan påsættes en patient uden at give fysiske begrænsninger. Desuden skal det være flerakset, så det bliver muligt at påsætte det i en optimal position, der giver mindst støj samt kunne måle accelerationen i både negativ og positiv retning. Derudover skal det kunne detektere hældningsgraden af patienten. Dette gøres ud fra tyngdekraften, hvor accelerometeret giver et output i mV alt efter påvirkningen fra tyngdekraften, også kaldet statisk acceleration. Dette output vil kunne omregnes til grader. Accelerometeret skal kunne detektere en hældningsgrad på $\pm 90^\circ$, så det er muligt at detektere om patienten er faldet.

For at kunne adskille det ønskede signal fra diverse støjkomponenter skal signalet forstærkes således at der kan skelnes mellem disse når signalet filtres. Da signalet allerede ligger inden for arbejdsområdet, er det ikke nødvendigt at forstærke amplituden af signalet. En forstærkning af signalet med et gain på 1, vil gøre at noget af den støj der indgår i signalet vil blive frasortet, da de to kredsløb vil blive adskilt.

Accelerometer

Krav:

- Skal mindst have to output akser.
- Skal være under 10×10 cm i dimensionerne.
- Skal kunne måle statisk acceleration.
- Skal kunne måle acceleration i positiv og negativ retning.
- Skal kunne detektere en hældning fra 0 grader til $\pm 90^\circ$ i forhold til tyngdekraften.
- Skal give et outputsignal i form af elektrisk spænding målt i volt.

Tolerance:

- Tolerance krav vil blive beskrevet på baggrund af pilotforsøg.

Forstærker

Krav:

- Skal forstærke signalet med et gain på 1.
- Skal have en indgangsimpedans på over $1\text{m}\Omega$.

Tolerance:

- Tolerance krav vil blive beskrevet på baggrund af pilotforsøg.
- Der må være en afvigelse i indgangsimpedans på 5%.

3.3.2 Filter

Der skal anvendes et filter til at frafiltrere uønsket signaler. De ønskede biologiske signaler ligger i området 0–20 Hz. Det ønskes derfor at frafiltrere alle signaler der ligger udenfor dette spektrum. Dette gøres ved at benytte et lavpasfilter, der har en knæfrekvens ved 20 Hz.

Der findes forskellige støjklender der kan påvirke biologiske signaler, bl.a. støj fra elnettet og støj fra ledninger. Støj fra elnettet findes ved 50 Hz, derfor er det et krav at filteret har en stopbåndsfrekvens inden 50 Hz. Støj fra ledninger er lavfrekvent, og ligger i det ønskede spektrum. Derfor kan det være svært at identificere og frafiltrere.

Krav:

- Skal have en knæfrekvens på 20 Hz, så alle signaler over bliver dæmpet.
- Skal have en stopbåndsfrekvens på 45 Hz, så støj fra elnettet ikke påvirker signalet.

Tolerance:

- På knæfrekvensen er der en tolerance på ± 2 Hz.
- På stopbåndsfrekvensen er der en tolerance på ± 2 Hz.

3.3.3 Tilpasning

For at tilpasse signalet til ADC'en, som har et arbejdsområde fra 0 - 3V, skal der benyttes en variabel forstærker. Denne skal sørge for at signalet ikke kommer udenfor arbejdsområdet.

Krav:

- Skal kunne dæmpe amplituden af signalet, hvis det ligger over 3V.
- Skal kunne forstærke amplitude af signalet, hvis det ligger under 0V.

Tolerance:

- Kravene skal opfyldes.
- Der accepteres ingen afvigelse.

3.3.4 Komparator

Komparatoren skal kunne sammenligne inputsignalet med en referencespænding. Komparatoren skal kunne bestemme i hvilken grad og i hvilken retning patienten hælder. Der skal være flere tærskelværdier, så feedbacken kan gives i flere niveauer. Derudover skal der benyttes en switch, så det bliver muligt at ændre tærskelværdierne. Derved gøres systemet mere fleksibelt, og kan benyttes af patienter på forskellige balanceniveauer. Komparatoren skal kunne tænde for en diode og en vibrator, som afhænger af hældningsgraden hos patienten.

Krav:

- Skal have en switch, så tærskelværdierne kan ændres.
- Skal have en forsyningsspænding på 9 V.
- Skal ved en bestemt spænding tænde for en diode og vibrator.

Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse i tærskelværdien på $\pm 2\%$.

3.3.5 Feedback

Der skal være både visuel og sensorisk feedback i form af LED-dioder og vibratorer. Der skal være fem LED-dioder, en grøn, der indikerer midtpunkt, en gul diode på hver side af den grønne diode, en rød diode på hver side af den gule diode. Den gule diode skal begynde at lyse ved en bestemt hældningsgrad, der indikerer at patienten skal være opmærksom på sin balance. Den røde diode skal begynde at lyse ved en bestemt hældningsgrad, der indikerer at patienten er i fare for at falde. Dioderne til højre for den grønne diode, skal indikere at patienten falder til højre. Det samme gør sig gældende for fald til venstre. Den sensoriske feedback skal vibrere ved en bestemt hældningsgrad, samtidig med de enkelte dioder lyser. Hvis den gule diode lyser, skal vibrationen være let og hvis den røde diode lyser skal vibrationen være moderat. Der skal placeres en vibrator på højre side og venstre side af patienten, der skal indikere i hvilken retning patienten falder. Spændingsforsyningen til feedbacksystem skal udgøres af 9 V batterier.

Krav:

- Skal have en spændingsforsyning på 9 V.
- Vibratorerne skal have mindst to vibrationshastigheder.
- LED-dioderne og vibratorerne skal informere patienten om hvilken retning hældningen sker.
- LED-dioderne og vibratorerne skal informere patienten om risikoen for fald.
- LED-dioderne skal kunne lyse kraftigt nok til at kunne ses på fem meters afstand.

Tolerance:

- Der accepteres en afvigelse på $\pm 2\%$ på påbegyndelsen af feedbacken.

3.3.6 ADC

Der anvendes en ADC i systemet, for at konvertere det analoge signal til digitalt. Den skal kunne sample det forstærkede signal. ADC'ens inputsignal skal ligge fra 0 til 3V, da systemet skal kunne benyttes fjerde semester, hvor der benyttes en mikrokontroller med dette arbejdsområde. Det anbefales, at en ADC der skal opsamle et signal fra en variabel forstærkning har en opløsning på 12-bit [19]. Båndbredden på accelerometeret bestemmer hvilken samplingsfrekvens, der skal benyttes. I følge Nyquists sætning skal der samples med minimum det dobbelte af det biologiske signal. I praksis samples der med minimum det

tidobbelte.

Krav:

- Skal kunne modtage et inputssignal i intervallet 0 til 3 V.
- Skal have en samplingsfrekvens på minimum det tidobbelte af accelerometerets båndbredde.

Tolerance:

- Der accepteres ingen afvigelse ift. ADCen.

3.3.7 USB-isolator

Systemet skal være sikkert for patienten at benytte, hvilket USB-isolatoren har til formål at sikre. USB-isolatoren sikre at der ikke løber lækstrømme fra computeren ind i systemets kredsløb.

Krav:

- Skal have den samme outputspænding som inputspænding.

Tolerance:

- Der accepteres ingen afvigelse ift. USB-isolatoren.

3.3.8 Computer

Computeren er systemets digitale output. Det 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. af programmet kunne følge med i patienternes udvikling ift. balancen og programmet hvori graferne vises skal derfor have følgende krav.

Krav:

- Skal kunne fremvise en graf med information om patientens hældning i de enkelte øvelser. Herunder i hvor høj grad patienten har bevæget sig ud i risikozonerne.
- Skal kunne gemme data, så fagkyndigt personale kan følge med i patienternes udvikling ift. rehabiliteringen af balancefunktionen.
- Skal være brugervenligt for det fagkyndige personale, dvs. designet af programmet skal være enkelt.

Tolerance:

- Der accepteres ingen afvigelse ift. computeren og det program det fagkyndige personale skal anvende.

Litteratur

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

- [15] Morton Glanz et al. Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995.
- [16] William E. Prentice and Michael I. Voight. *Techniques in musculoskeletal rehabilitation*. The McGraw-Hill Companies, 2007.
- [17] Oonagh M Giggins, Ulrik McCarthy Persson, et al. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2013.
- [18] Susan J. Middaugh et al. Biofeedback in treatment of urinary incontinence in stroke patients. *Biofeedback and Self-regulation*, 1989.
- [19] George Zouridakis and James Moore. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. CRC Press, 2003.