

Kapitel 1

Indledning

1.1 Indledning

I Danmark er omkring 3.000 mennesker diagnosticeret med en muskelsvindssygdom [?]. Muskelsvind dækker over forskellige neuromuskulære sygdomme, hvilket er sygdomme, der påvirker samspillet mellem nerver og muskler.¹ De fleste af disse sygdomme opstår som følge af gendefekter og andre skyldes autoimmune sygdomme, hvor immunsystemet reagerer på kroppens eget væv [?]. Over 80 % af patienterne med muskelsvind vil under sygdomsforløbet få behov for hjælpemidler og behandling. Disse hjælpemidler og behandlingsformer gør, at flere med muskelsvind kan leve længere, selvom sygdommen ikke kan helbredes [?].

De enkelte muskelsvindssygdomme er forskellige, og der er derfor forskel på udviklingen og konsekvenserne af dem. De fleste muskelsvindssygdomme er ikke livstruende, hvis de rette hjælpemidler benyttes, men en af de mest alvorlige muskelsvindssygdomme, der medfører dødsfald grundet sygdommens komplikationer, er Amyotrofisk Lateral Sklerose (ALS) [?].

ALS er en hurtigt fremskridende neurodegenerativ sygdom, der nedbryder motorneuroner i hjernen, hjernestammen og rygmærken. Det betyder derfor, at nervecellerne degenereres, så der opstår atrofi². I Danmark er incidensen af ALS 1 – 3 per 100.000, og prævalensen er 3 – 7 per 100.000 [?]. Den gennemsnitlige levetid for ALS-patienter er tre til fem år efter symptomdebut, hvorefter motoriske neuroner er nedbrudt i en sådan grad, at der ofte opstår fatalt respirationssvigt [? ?].

Patienterne er udfordrede under progressionen af sygdommen, hvor musklerne degenererer, eftersom sygdommen udvikler sig hurtigt. Af denne grund mister patienterne gradvist kontrol over sine muskler og derved kropsfunktioner. Disse funktioner ønskes opretholdt, hvilket leder frem til følgende initierende problemstilling.

1.1.1 Initierende problemstilling

Hvilken indvirkning har ALS på patienterne, og hvilke muligheder er der for opretholdelse af funktioner, der er tabt grundet mistet muskelkraft?

¹FiXme Note: Der findes omkring 25 forskellige sygdomme.

²FiXme Note: Svind af væv, legeme eller organ

Kapitel 2

Problemanalyse

2.1 Pilotforsøg

I dette bilag beskrives pilotforsøgets fremgangsmåde samt, hvilke resultater, der opsamles.

2.1.1 Formål

Dette pilotforsøg har til formål at kunne præcisere samt optimere kravspecifikationerne i de enkelte blokke, hvorved uklare parametre forventes besvaret ud fra pilotforsøgets resultater. Disse parametre omfatter identificering af støjsignaler samt EMG-signalets frekvensområde, da der ses variation i litteraturen. Parametrene vil forsøges besvaret ud fra målinger ved udførelse af en squat-øvelse. Hertil anvendes elektroder og to accelerometre som sensorer. På baggrund af dette opstilles følgende formål:

EMG-måling

1. Opsamling af signal fra rectus femoris
 - Identificering af frekvensområde
 - Identificering af støjsignaler

Accelerometer-måling

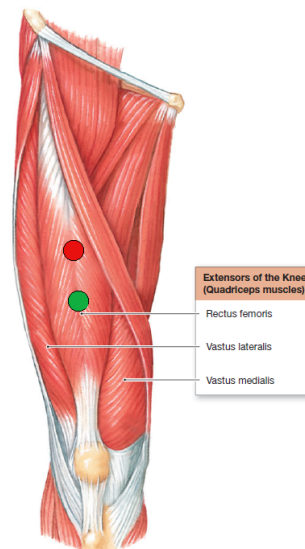
1. Identificering af støjsignaler
2. Identificering af knæleddets vinkel

2.1.2 Materialer

- EMG-forstærker, Muscle Sensor V3
- Elektroder
- Desinfektionsservietter
- Skraber
- To accelerometre ADXL335Z
- Tape
- Tusch
- Breadboards
- Linial
- Vinkelmåler
- Computer med Scopelogger og MATLAB
- Ni USB-6009
- USB-isolater USI-01

2.1.3 Forsøgsopstilling

Til forsøget benyttes en EMG-forstærker, der måler en differensmåling over rectus femoris. Hertil anvendes én positiv-, negativ- samt én referenceelektrode. Forinden påsættelse af elektroder, prepereres huden for således at fjerne hår samt døde hudceller. For at identificere elektrodeplacering på musklen tages der udgangspunkt i SENIAM's anvisning for elektrodeplacering [?]. Elektroderne placeres midt for linjen mellem anterior spina iliaca superior og den superior del af patella [?]. Placeringen af elektroderne illustreres af figur 2.1.



Figur 2.1: Låret set anterior. Placering af positiv (rød) samt negativ (grøn) elektrode ses på rectus femoris [?].

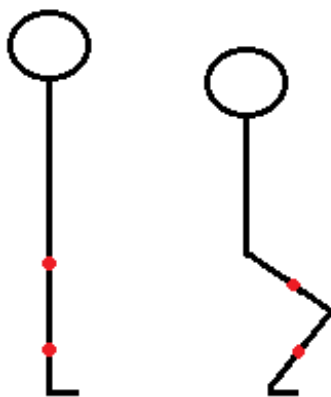
Referenceelektroden placeres, ligeledes efter SENIAM's anvisninger, omkring anklen [?]. Placeringen af reference elektroden ses af figur 2.2.



Figur 2.2: Placering af referenceelektrode omkring anklen [?].

Til forsøget benyttes endvidere to accelerometre, som måler i x, y- samt z-aksen. Disse benyttes for at kunne identificere vinklen af knæet under øvelsen. For så vidt muligt at kunne stabilisere accelerometrene under udførelsen af forsøget, placeres disse på breadboards. Som det fremgår af figur 2.3 placeres det ene accelerometer midt på den laterale side af låret,

parallelt med femur. Det andet accelerometer placeres midt på den laterale side af underbenet, parallelt med tibia. Disse breadboards påsættes benet ved brug af tape. Knæets vinkel i oprejst position måler 180° , hvilket svarer til en 0 g-påvirkning. Vinklen af knæet ændres i takt med udførelse af en squat-øvelse, hvorved g-påvirkningen bevæger sig mod 1. Den samlede vinkel af knæet bestemmes ud fra de to accelerometres parametre. Udregningen for dette kan ses i ??.



Figur 2.3: Placering af accelerometrene på låret samt underbenet. Disse placeringer er markeret med rød.

Til identificering af støj fra EMG-forstærkeren foretages der baselinemålinger, som senere analyseres via en frekvensanalyse. Det samme gør sig gældende for identificeringen af EMG-signalets frekvensområde. Dette vil foregå under udførelsen af en squat-øvelse. En squat-øvelse defineres, således den kan gengives på tværs af forsøgspersonerne.

1. Forsøgspersonen står i oprejst position. Fødderne placeres med en afstand svarende til ens skulderbredde, hvortil tåspidserne peges let til siderne
2. Armene placeres over kors, som vist på ??
3. Hofte og knæ bøjes således kroppen sænkes kontrolleret. Dette fortsættes indtil en vinkel på maks 90° af knæet er opnået
 - Ryggen holdes ret under squat-øvelsen
 - Knæene må ikke gå ud over tåspidserne
4. Kroppen returneres til udgangspunktsposition

En illustration af squat-øvelsen ses af ??.

En nedadgående squat-øvelse defineres som punkt 1 – 2 i overstående, hertil forbliver forsøgspersonen i en siddende squat indtil den givne måling er gennemført.

For at præcisere øvelsen således alle forsøgspersoner så vidt muligt rammer den samme vinkel på maks 90° af knæet ved gentagende squat-øvelser, måles hver enkel forsøgsperson forinden forsøget udføres. Målingen foregår ved at placere forsøgspersonen på et givent sted med siden til en væg, hvorved en squat-øvelse til maks 90° udføres. Vinklen måles med en vinkelmåler, hvortil der påsættes tape på væggen, som udgør underbenet samt lårets position. Ved udførelsen af forsøget iredtesætter forsøgspersonen sig efter det påsatte tape på væggen, for således at genskabe squat-øvelsen med mindst mulig afvigelse. Under dette kontrollerer øvrige deltager forsøgspersonens position samt squat-bevægelse.

Da mikrokontrolleren benytter en operationsspænding på $XX\text{ V}$ ønskes en signalamplitude under operationsspændingen, da dette vil bidrage til en mindre støjpåvirkning.

2.1.4 Oversigt af forsøgsopstilling

Forsøgsopstillingen ses nedenfor i punktform, for således at give bedre overblik herover.

- Identificering af muskelen rectus femoris
- Huden prepereres ved fjernelse af hår og døde hudceller samt desinficering
- Elektroderne påsættes
 - Positiv og negativ på rectus femoris
 - Reference på anklen
- Accelerometrene placeres
 - Accelerometer 1: midt på den laterale side af låret, parallelt med femur
 - Accelerometer 2: midt på den laterale side af underbenet, parallelt med tibia
- Accelerometrene vælges til at måle i x, y og z-aksen

2.1.5 Fremgangsmåde

Forsøgspersonen placeres på et fast punkt under forsøget. Øvelserne udføres tre gange, hvoraf der ud fra målingerne foretages en senere databehandling.

Pilotforsøg

Baseline måling

- 10 sekunders måling, hvor forsøgspersonen står oprejst

1. måling

- Måling i en nedadgående squat-øvelse
 - 1 sekunds baseline oprejst
 - 4 sekunder nedadgående squat
 - 1 sekunds baseline i squat-øvelsen

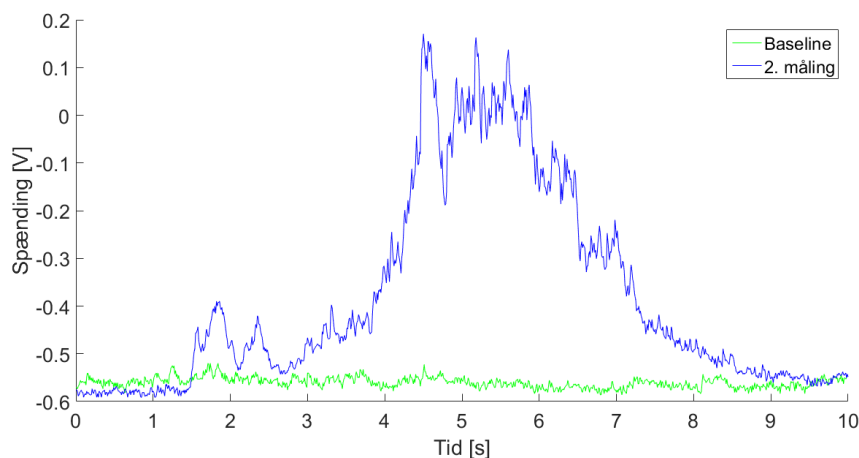
2. måling

- Måling i en squat-øvelse
 - 1 sekunds baseline oprejst
 - 4 sekunder nedadgående squat
 - 4 sekunder opadgående squat
 - 1 sekunds baseline oprejst

2.2 Databehandling

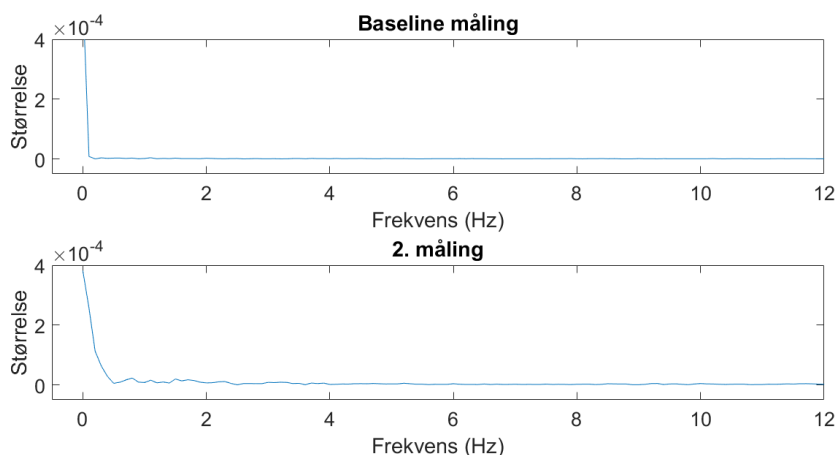
I det præsenterede data tages der udgangspunkt i forsøgsperson 1. Dette er som følge af, at målingerne for forsøgsperson 2 er påvirket af muskelrystelser. Til trods for muskelrystelserne ses der ligheder mellem målingerne for forsøgspersonerne.

Resultater for EMG-målinger



Figur 2.4: EMG-målinger af baseline og 2. måling.

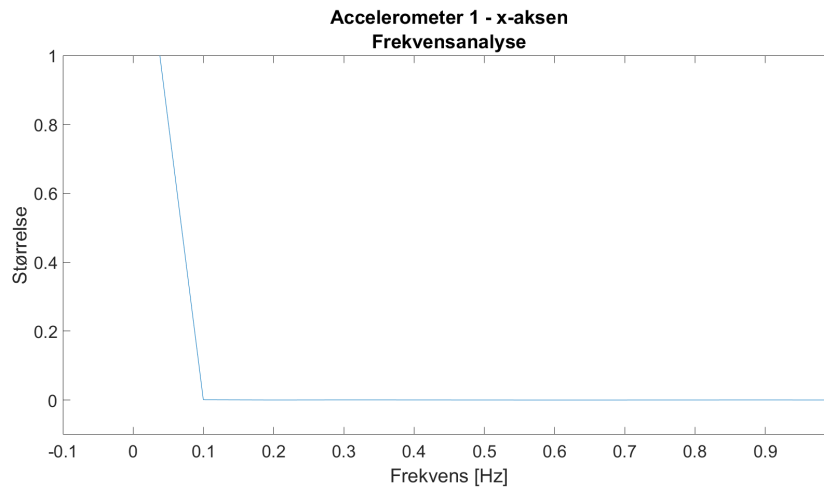
Ud fra figur 2.4, ses baseline samt 2. måling for forsøgsperson 1. Hertil ses et negativt offset for begge målinger mellem $0,5 - 0,6$ V. Ved 2. måling ses en stigning ved $1,5$ s, hvilket relateres til forsøgspersonens nedadgående bevægelse til maks 90° flektion af knæet under squat-øvelsen. Yderligere ses et fald i amplitude ved ca. 6 s, der relateres til en opdagående bevægelse til øvelsens udgangsposition.



Figur 2.5: Frekvensanalyse af EMG-måling for baseline og 2. måling.

Der er foretaget en frekvensanalyse af baseline måling for at identificere støjsignaler. Dette ses af figur 2.5, hvor der yderligere fremgår en frekvensanalyse af 2. måling for identificering af frekvensområdet for bevægelsen. Der opserveres ingen støjsignaler på signalet, udover en dc-komponent ved 0 Hz. Derudover fremgår det ikke af figuren, hvorvidt der er 50 Hz støj på signalet, da der samples med 100 Hz, hertil er nyquist-frekvensen 50 Hz. Herudover viser frekvensanalysen ikke amplituden af 50 Hz støj, dog antages den for at være tilstede, da dette er en kendt støjfaktor. Af frekvensanalysen for 2. måling identificeres frekvensområdet som værende relativt lavfrekvent, $0 - 2$ Hz. Dette kan relateres til, at EMG-forstærkeren har en knæfrekvens på $1,94$ Hz, hvortil udregningen ses i ??.

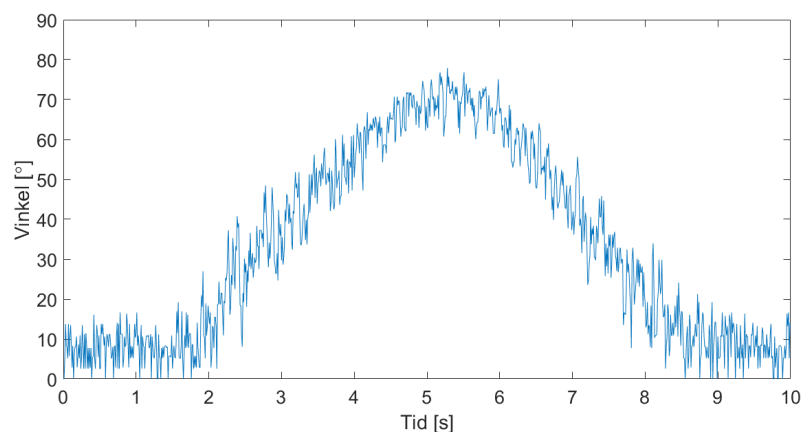
Resultater for accelerometer målinger



Figur 2.6: Frekvensanalyse af baseline måling for accelerometer

Af figur 2.6 ses frekvensanalysen for accelerometeret i x-aksen. Ud fra dette ses ingen støjsignaler ud over en dc-komponent, der er dæmpet ved $0,1 \text{ Hz}$. Grundet samplingsfrekvensen er der ingen 50 Hz støj, hvortil årsagen er beskrevet under frekvensanalysen for EMG-målingen.

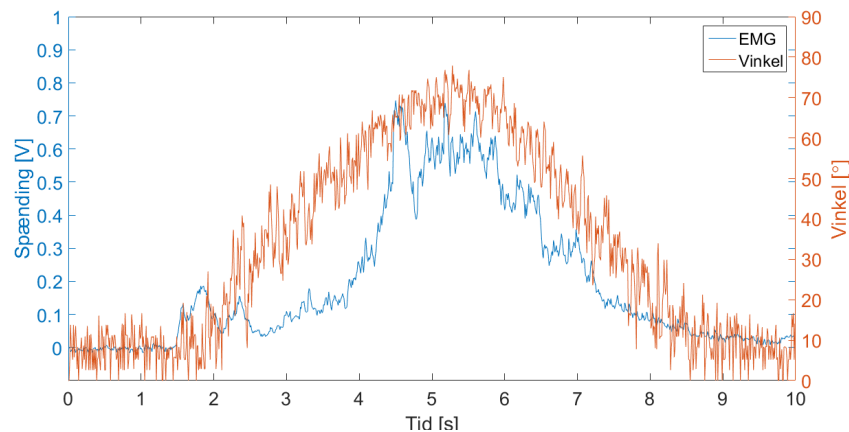
Spændingerne fra accelerometeret repræsenterer vinklerne for femur og tibia i y-aksen. Denne spændingsværdi ønskes omregnet til grader, for således at undersøge vinklen af knæet. Til at omregne spændingen fra begge accelerometre til grader anvendes målingerne anvendt i ???. Disse resultater er anvendt i funktioner, hvortil lineær interpolation benyttes. EMG-spændingerne for 2. måling er hertil anvendt i funktionerne, således graderne for EMG-målingen findes. Resultaterne fra omregningen visualiseres af figur 2.7.



Figur 2.7: Vinkler fra accelerometrene under 2. måling

Det fremgår af figur 2.7, at forsøgspersonen udfører en flektion af knæet under 2. måling til en grad på ca. 78° .

For at kunne se relationen mellem udslag i EMG samt for accelerometrene, plottes begge disse målinger på samme graf. Dette ses af figur 2.8.



Figur 2.8: EMG og vinkler fra accelerometre under 2. måling

1

2.3 Opsummering af pilotforsøg

Af resultaterne fra databehandlingen ses det, hvilke parametre, der er nødvendige for optimeret drift af det endelige system. Ud fra frekvensanalysen af EMG-signalerne, ses ingen fremkomst af 50 Hz støj.² Dette antages at skyldes envelope kredsen i EMG-forstærkeren. Dette fungerer som et lavpasfilter, hvortil størrelsen af komponenterne i kredsen giver en knækfrekvens på ca. 2 Hz.

Af frekvensanalysen fremkommer der dog en dc komponent, som følger af offsetet, der ses af EMG-målingerne.³ Dette giver anledning til, at implementere et højpasfilter, for således at dæmpe dc-komponenten. Dette skal dog være med visse forbehold, da frekvensanalysen yderligere viser, at signalerne er lavfrekvent.

Ved implementering af et højpasfilter, kan det ønskede signal dæmpes i for høj en grad, således signalet ikke vil være anvendeligt.

¹FiXme Note: OBS!!! Opsummeringen skal angiveligt omskrives!

²FiXme Note: Jeg ved ikke om vi kan antage dette, da frekvensanalysen reelt ikke viser 50 Hz.

³FiXme Note: ønsker vi at fjerne det offset der fremgår i EMG-målingerne??