

Utvikling av maskin for opptrening av nakkeslengskadde

Thomas Erik Lyngman

Gælok

Michelle Strand

Master i produktutvikling og produksjon

Innlevert: juni 2017

Hovedveileder: Knut Einar Aasland, MTP

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Institutt for maskinteknikk og produksjon

Oppgavetekst

Utvikling av maskin for opptrening av nakkeslengskadde

Skader etter nakkesleng rammer en betydelig andel nordmenn hvert år. Skadene fører i mange tilfeller til redusert livskvalitet, mens enkelte blir 100% ufør i mange år. Den beste måten å bedre situasjonen til den rammede har vist seg å være fysioterapi. Firda fysikalsk-medisinsk senter i Sandane er Norges eneste klinikk som tilbyr opptrening av nakkemusklene i et eget apparat. Opptreningen har gitt gode resultater, men apparatet har vist seg å ha et stort forbedringspotensiale. I 2014 ble det startet et samarbeid med NTNU for å utvikle et nytt og bedre apparat. Siden da har det blitt utført to masteroppgaver på emnet, uten at et optimalt konsept har blitt funnet.

I denne oppgaven skal det, så langt det lar seg gjøre, utvikles konsept for de ulike delene av apparatet. Utviklingen av konseptet for bevegelsesmekanismen i apparatet ble startet i prosjektoppgaven høsten 2016, der det ble funnet to lovende konsepter.

I oppgaven skal det:

- Klargjøres rammebetingelser og krav for hele apparatet
- Tas et valg angående bevegelsesmekanisme og endelig utforming av denne
- Utvikles konsept for innfestning av hodet
- Bygges hodeinnfestningsprototyper som testes for stabilitet og komfort

Arbeidet vil foregå i samarbeid med Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter.

Forord

Denne masteroppgaven omhandler utviklingen av et apparat for opptrening av nakkeslengskadde. Oppgaven har blitt utført ved institutt for maskinteknikk og produksjon ved Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet (NTNU).

I 2014 startet et samarbeid mellom Firda fysikalsk-medisinske senter (FFMS) og NTNU. FFMS hadde i flere år sett behovet for et nytt opptreningsapparat for nakkeslengskadde, og håpet at et samarbeid med NTNU kunne realisere dette. Det har tidligere blitt gjennomført to prosjekt- og masteroppgaver før vi tok over prosjektet i forbindelse med prosjektoppgaven, høsten 2016. Det har vært et veldig spennende, men også svært krevende prosjekt. Å jobbe med en oppgave som potensielt kan bedre livskvaliteten til tusener av mennesker er meget givende. Vi mener vi har kommet frem til et svært godt konsept som har potensial til å tilfredsstille alle kravene fra vår samarbeidspartner FFMS. Den siste utviklingen og ferdigstillingen av produktet vil gjøres av nye studenter som tar over prosjektet høsten 2017.

En stor takk går til fysioterapeutene ved FFMS, og spesielt Morten Leirgul, for å bistå med den nødvendige medisinske kunnskapen og verdifull informasjon om brukernes behov.

Vi vil også takke Andreas Pott, professor ved Fraunhofer, for god informasjon og veiledning om kabelstyrte parallelle roboter. En stor takk går også til Simon Haddadin, medgrunnlegger og daglig leder i Franka Emika, for veiledning om muligheter ved bruk av robotarmen de produserer. Det rettes også en takk til Stephen Patenden, fra Smart Homes and Building Associations, for å bidra med kunnskap og erfaring i interaksjoner mellom mennesker og roboter i helsevesenet.

Til slutt vil vi rette en takk til SINTEF for utdelingen av stipendet "Teknologi for en bedre verden". Stipendet har kommet godt med, både til materialer for prototyping og til deltagelse på European Robotics Forum 2017. Konferansen bidro med verdifull kunnskap om robotikk innen helsevesenet og robotikk generelt.

Sammendrag

Masteroppgaven beskriver utviklingen av et konsept for et opptreningsapparat for nakkeslengskadde, og har blitt utført i samarbeid med Firda fysikalsk-medisinske senter (FFMS). FFMS mener opptrening av muskler rundt det skadde området er den beste form for rehabilitering av nakkeslengskadde. Opptreningsapparatet skal festes på hodet, og ha mulighet for å gi motstand mot hodets bevegelser i alle seks frihetsgrader. Apparatet skal også kunne tracke hodets posisjoner til enhver tid, og sende dette til en programvare som gjennom et brukergrensesnitt presenterer en graf eller en simulering av bevegelsene.

I prosjektoppgaven i høst var det fokus på delen av apparatet som skal kunne yte motstand mot pasientens bevegelser, og det ble kommet frem til to ulike konsepter som kunne fungere: En kabelstyrt parallell robot og en robotarm. Den kabelstyrte parallelle roboten ble sett på som noe bedre. Masteroppgaven startet med et utgangspunkt om å lage en ”proof of concept”-prototype av en kabelstyrt parallell robot som skulle brukes som bevegelsesplattform for apparatet.

Noen uker inn i prosjektet ble det besluttet å gå bort fra konseptet med den kabelstyrte parallelle roboten av diverse grunner, som at roboten fortsatt er i researchfasen og det vil ta for lang tid å utvikle et brukbart apparat. I tillegg kom *Franka*, som ser ut som en veldig bra robotarm, ut på markedet. Markedet viser klare forbedringer for robotarmer som skal jobbe tett på mennesker, og viser også at prisen på robotarmene synker. Dette ble sett på som gode grunner til å gå over til et robotarm-konsept. Robotarm-konseptet har gjennom masteroppgaven vist seg å være et godt konsept som oppfyller alle kravene og ønskene som FFMS har for et opptreningsapparat.

Hvordan hodet skulle festes ble neste fokus i utviklingen. Det er viktig å ha et stabilt feste til hodet for at posisjonsmålingene skal bli riktig. I tillegg til å utvikle en stabil innfestning skal den kunne passe alle hodeformer, være komfortabel og enkel å feste riktig på pasienten. Resultatet fra konseptutviklingen var to ulike løsninger, en oppblåsbar løsning og en mekanisk løsning. Begge løsningene ser ut til å kunne tilfredsstillende alle krav til en innfestning. Den oppblåsbare ser ut til å være enklere for fysioterapeuten å feste til pasienten, og ser dermed ut til å være det beste alternativet. Likevel ble det ikke tatt en beslutning da det ble gjort antagelser om stabiliteten som ikke var mulig å etterprøves i masteroppgaven. En mer avansert prototype må lages for å få svar på antagelsene, og dermed ta et valg.

Abstract

The master thesis describes the development of an apparatus for rehabilitation of whiplash patients, and has been a collaboration with Firda Physical Medicine Centre (FFMS). According to FFMS, and many other experts in the area, exercise around the injured area in the neck is the best way of rehabilitation. The rehabilitation apparatus will be fastened at the patients head, and will be able to give resistance to the movement of the head in six degrees of freedom. The apparatus will track the head position at all times and send this to a software which, through a user interface, presents a graph or simulation of the ongoing movement.

In the pre-master thesis this fall it was focused on the part of the apparatus that are performing the movements and gives resistance. Two different and promising concepts were developed: one is a cable driven parallel robot and the other a robotic arm. The cable driven parallel robot was considered as the slightly better one at the time. For that reason the master thesis started with a goal of making a proof of concept-prototype of a cable driven parallel robot which would be used as the part of the apparatus allowing movement.

A few weeks into the project it was decided not to work any further on the concept of using a cable driven parallel robot. One of the main reasons why was that the robot is still in the phase of reasearch, and it will take too long before a finished product can be used in the clinic. Additionally, specifications of the new robotic arm *Franka* was published. The market for robotic arms is showing huge improvements regarding human-robot interaction, and does also show decreasing prices. In total, these were considered good enough reasons to reconsider the concept of using a robotic arm. The robotic arm concept has shown itself to be very promising and to have the potential to satisfy all the demands and wishes that FFMS has for this new apparatus.

How the head is going to be fastened to the robotic arm was the next stage of the development. A stable fastening is important in order for the software to get accurate measurements of the heads positioning. Additionally it is important that the head fastening fits all patients, is comfortable and easy and smooth to fasten correctly. The results from the concept development is two different concepts, one inflatable solution and another more mechanical one, which both have the potential to satisfy the requirements. The inflatable solution seems to be easier for the physiotherapist to fasten to the patient, and is for that reason considered to be a slightly better option. However, a decision has not yet been made as some of the assumptions made about the stability still need to be tested. A more advanced prototype needs to be made in order to get an answer regarding the assumption and thus make a decision.

Innholdsfortegnelse

1	Innledning	1
2	Forkortelser og ordliste	3
3	Teori	4
3.1	Nakken	4
3.1.1	Nakkens anatomi	4
3.1.2	Nakkeskader	5
3.2	Robotikk	7
3.2.1	Singulariteter og workspace	8
3.2.2	Roboter innen helse og rehabilitering	8
3.2.3	Juridiske problemstillinger	9
4	Tidligere arbeid	10
4.1	Bevegelsesplattform	10
4.2	Hodeinnfestning	14
5	Metode	16
5.1	Lean Product Development	16
5.2	Sett-basert design	18
5.3	Prototyping	19
6	Kravspesifikasjoner	20
6.1	Bevegelsesplattform	20
6.2	Hodeinnfestning	24
7	Bevegelsesplattform - konseptutvikling	26
7.1	Kabelstyrt parallell robot	27
7.1.1	Konseptet	27
7.1.2	Forskning på området	28
7.1.3	Utvikling og design	30
7.1.4	Revurdering av hovedkonsept	34
7.2	Robotarm	35
7.2.1	Konseptet	35
7.2.2	Forskning på området	35
7.2.3	Valg av robotarm	37
7.2.4	UR	39
7.2.5	KUKA	40
7.2.6	Franka Emika	40
7.3	Diskusjon	41
8	Hodeinnfestning - konseptutvikling	42
8.1	Introduksjon	42
8.2	Brainstorming	42
8.3	Kartlegging	46
8.3.1	Hodet	47
8.3.2	Friksjon	50
8.4	Videre arbeid av beste konsepter	51
8.5	Stive elementer	53

8.5.1	Padding	54
8.5.2	Konsepter	55
8.5.3	Prototyping	58
8.5.4	Forbedringer og videre utvikling	63
8.6	Oppblåsbare konsepter	65
8.6.1	Konsepter	65
8.6.2	Prototyping	66
8.6.3	Forbedringer og videre utvikling	69
8.7	Innfestning av hodet	73
8.7.1	Innstrammingsmetoder	74
8.7.2	Låsemekanisme	78
8.8	Mellomfeste	80
8.9	Sammendrag	81
9	Programvare og brukergrensesnitt - konseptutvikling	82
9.1	Prototype	82
9.2	Sammendrag	87
10	Sluttstatus	88
10.1	Oppsummering	88
10.2	Videre arbeid	89
10.2.1	Bevegelsesplattform	89
10.2.2	Hodeinnfestning	90
10.2.3	Programvare og brukergrensesnitt	90
	Referanseliste	92
	Appendiks	99
	Appendiks A – Utdypende teori	100
	Appendiks B – Risikoreport	108
	Appendiks C – Prosjektoppgave 2016	117

Tabelliste

Tabell 1	Første konsepter for hodeinnfestning	44
Tabell 2	Padding brukt mellom stive elementer og hodet	54
Tabell 3	Konsepter innenfor settet "Stive elementer"	56
Tabell 4	Konsepter innenfor settet "Oppblåsbare elementer"	65
Tabell 5	Konsepter, innstrammingsmetoder	75
Tabell 6	Konsepter, låsemekanismer	79

Figurliste

Figur 1:	MCU under opptrening [5]	1
Figur 2	Nakkevrvler C1 og C2 [9]	5
Figur 3:	Nakkevrvler C1-C7, [8]	5
Figur 4	Nakkesleng, hendelsesforløp [11]	6
Figur 5	Stewart som opptreningsapparatet [29]	11
Figur 6	MASNAK som opptreningsapparat [30]	11

Figur 7 Kabelstyrt parallell robot [32]	12
Figur 8 UR robotarm [36]	13
Figur 9 Oppblåsbar hodeinnfestning [30]	15
Figur 10 Mekanisk hodeinnfestning [30]	15
Figur 11 NX-simulering av en kabelstyrt parallell robot brukt i opptreningsapparatet	27
Figur 12 STRING –man [49]	29
Figur 13 STRING-man [49]	29
Figur 14 Kabelstyrt robot brukt i opprydning etter jordskjelv	29
Figur 15 ”Mini cable robot IPAnema”, passiv styring av roboten[52]	30
Figur 16 Vinsj brukt i IPAnema	31
Figur 17 Konsept for ny vinsj	32
Figur 18 Robotarm brukt i opptreningsapparatet	35
Figur 19 InMotion rehabiliteringsapparat [26]	36
Figur 20 KUKA-DLR Lightweight Robot arm [63]	37
Figur 21 Pin-art [76]	45
Figur 22 Mulige områder for kraftoverføring	47
Figur 23 Ulike hodeformer [78]	48
Figur 24 Viktig sone ved rotasjon	49
Figur 25 Viktig sone ved bakoverbøy	49
Figur 26 Viktig sone ved foroverbøy	49
Figur 27 Viktig sone ved sidebøy	50
Figur 28 Antislip-pannebånd mellom hodeinnfestning og hode	51
Figur 29 Testrigger med påbygg	53
Figur 30 Påbygget på testrigger	53
Figur 31 To sideplater med skumgummi brukt som padding	58
Figur 32 To sideplater med skumplast	59
Figur 33 Prototype under testing	59
Figur 34 Prototype under testing	60
Figur 35 Fire stive elementer	60
Figur 36 Prototype under testing	61
Figur 37 Luftfylt pute festet emd bolter i en sideplate	61
Figur 38 Sideplater med plastelina som padding	62
Figur 39 Prototype under testing	63
Figur 40 Sideplatene bøyes under innstramming	63
Figur 41 Oversiden av prototypen	67
Figur 42 Sykkelslange plassert mellom plastelement og vernehjelm	67
Figur 43 Prototype under testing. Sideplater bøyes mye ved hjelp av reimer	68
Figur 44 To sykkelslanger festet til stive side-elementer	68
Figur 45 Optimal oppdeling av oppblåsbare elementer	69
Figur 46 System som fordeler luften fra pumpen til alle de oppblåsbare elementene. Ventilene sørger for at luften ikke går ut av elementene etter de er pumpet opp	71
Figur 47 Oppblåsbart element med fibre i "veggen"	71
Figur 48 Isotermisk prosess	72
Figur 49 Oppblåsbare elementer bak stive plater	76
Figur 50 Kombinasjon av konsepter	80
Figur 51 Skjerm bilde av prototypen. Program under utvikling	83
Figur 52 Skjerm bilde av prototypen. Innlogget pasient	85
Figur 53 Illustrasjon av hele konseptet	89

1 Innledning

Denne masteroppgaven tar for seg utviklingsprosessen av et opptreningsapparat for behandling av nakkeslengskadde. Prosjektet er et samarbeid mellom NTNU og Firda fysikalsk-medisinsk senter (FFMS), lokalisert i Sandane. Samarbeidet ble satt i gang i 2014, da FFMS kontaktet NTNU grunnet behovet for et slikt apparat. Dette er den tredje masteroppgaven som har blitt gjennomført siden samarbeidet startet. De to foregående prosjektene har ikke kommet frem til et produkt som oppfyller FFMS sine krav, og årets prosjekt- og masteroppgave har av den grunn vært en prosess fra tidlig konseptutvikling. Konseptet er nå på god vei til å være ferdig, og målet er en fullstendig ferdigstilling av apparatet til neste år. Prosjektoppgaven som denne masteroppgaven bygger på er vedlagt i appendiks C.

FFMS, som er eksperter innen nakke og nakkeskader, har troen på at opptrening av muskler rundt det skadde området er den beste formen for rehabilitering av nakkesleng. Deres behandling har vist svært gode resultater. I en brukerundersøkelse med 222 pasienter svarer 97% at behandlingen ved FFMS bedret deres situasjon. 75% mener behandlingen de har fått ved FFMS har vært betydelig bedre enn tidligere behandling. Uføregraden hos pasientene har også sunket etter behandlingen hos dem[1].

Skader etter nakkesleng kan være svært alvorlig. Landsforeningen for nakkeskadde har estimert at det årlig er rundt 26 000 nordmenn som får slike skader. Av disse blir 1350 personer delvis invalide, mens så mange som 400 personer blir 100 % ufør[2]. Symptomer kan være alt fra hodepine og stiv nakke, til kvalme og svimmelhet[3][4]. FFMS har vist at de kan bedre livskvaliteten til nakkeskadde, og flere av deres uføre pasienter har kommet tilbake til jobb etter opptrening hos dem. Dette er noe som er positivt både for pasienten og for samfunnet generelt.

Selv om FFMS har oppnådd veldig gode resultater med dagens rehabilitering, mener de at det finnes et stort forbedringspotensiale. Til dagens behandling bruker de opptreningsapparatet MCU, Multi Cervical Unit, som vist i figur 1. MCU er et gammelt produkt og mangler en del funksjoner for at de skal kunne tilby en optimal behandling. Til tross for mangelen på funksjoner er apparatet ifølge FFMS det beste på markedet for rehabilitering av nakkeskader. Mangelen på funksjoner har fått FFMS til å kontakte produsenten av MCU, BCE Technologies, med en oppfordring om å videreutvikle apparatet. Etter avslag på denne oppfordringen, startet de i stedet samarbeidet



Figur 1: MCU under opptrening [5]

med NTNU. Målet med utviklingen er i hovedsak å lage et apparat som tilfredsstillende alle kravene fra FFMS for at pasienter kan få en optimal opptrening av nakken. Et annet mål er at apparatet skal være så bra og rimelig at andre fysikalske sentre vil ta det i bruk, og på denne måten gi flere nakkeskadde muligheten til god rehabilitering.

Det finnes potensial for forbedring av MCU på flere områder. Blant annet økning i antall frihetsgrader. Som man kan se i figur 1 er hodet festet til apparatet som kan gi ulik motstand for å trene opp nakkemuskulaturen. Motstanden justeres ved å legge til eller fjerne vekter, på samme måte som de fleste apparater på et treningssenter. Apparatet tillater enten bevegelse om en sirkelbane i et bestemt plan, eller rotasjon. For en ideell opptrening av nakken bør man kunne bevege hodet i seks frihetsgrader, og da trengs det en bevegelsesmekanisme i apparatet som tillater dette.

Enda en forbedring av MCU vil være en programvare som kontinuerlig tracker posisjonen til bevegelsesapparatet og måler pasientens fremgang. I tillegg skal programvaren ha mulighet til å låse pasientens bevegelse i ulike plan og retninger, samt gi varierende motstand mot bevegelsene. Programmet skal være enkelt å anvende.

Hodet skal være festet i apparatet under opptreningen. I MCU er det brukt forskjellige innfestningsmetoder ut ifra om pasienten skal bøye hodet forover, bakover eller rotere. I apparatet som skal utvikles, skal pasienten ha mulighet til å bevege hodet i alle retninger, og innfestningen av hodet må derfor tillate dette. Det skal utvikles et feste som passer alle pasienter, sitte godt under hele opptreningen og være komfortabelt.

Leserveiledning

I teoridelen av rapporten er det skrevet om nakkens oppbygning og nakkeslengskader for å få en bedre forståelse for beslutninger som tas angående apparatet. Siden det skal brukes en form for robot som bevegelsesmekanisme er det også beskrevet relevant teori om roboter. Deretter er det et delkapittel om tidligere arbeid, hvor tidligere studenters konklusjoner fra de foregående prosjekt- og masteroppgavene er kort oppsummert. I denne delen finnes også et sammendrag av hva som ble gjort i prosjektoppgaven 2016.

Produktutviklingsmetoder som er brukt i utførelsen av prosjektet er forklart i metodekapittelet. Deretter presenteres kravspesifikasjonene for apparatet, før det er tre kapitler omhandlende konseptutviklingen av ulike deler av apparatet. Rapporten avsluttes med et sammendrag av resultater fra konseptutviklingen og oppfordring til videre arbeid før produktet er klart for produksjon.

Gjennom masteren er det brukt en del fremmedord, spesielt innen robotikk og ved beskrivelse av nakkens bevegelser. Derfor er det laget en ordliste der ofte brukte ord er forklart. Ordene er gjerne også forklart første gang de dukker opp i teksten. Ordene i rapporten som finnes i ordlisten er skrevet i kursiv. Ordlisten, samt en liste over forkortelser, finnes i Kapittel 4.

2 Forkortelser og ordliste

ISO – International Organization for Standardization.

FFMS – Firda fysikalsk-medisinsk senter

MCU – Multi-Cervical Unit

Aktuatorer – det som styrer og utfører bevegelsen til en robot eller en annen maskin

A-rom – A-rommet for nakken er definert som hele området nakken klarer å bevege seg i. A-rommet varierer fra person til person.

Bakoverbøy – en bakoverrettet *bøyebevegelse*.

Bøyebevegelse – under opptreningen av nakken kan pasienten utføre ulike bevegelser. Bøyebevegelser er alle bevegelser der hodet roterer ved at nakken bøyes. Eksempel på bøyebevegelser er fremover-, bakover- og sidebøy. Andre bøyebevegelser er en kombinasjon av disse. For en nærmere beskrivelse samt illustrasjoner refereres det til appendiks A, del 3.1, 3.2 og 3.5.

End-effector – end-effektoren er delen som er festet i den bevegelige enden av en stasjonær robot.

Foroverbøy – en foroverrettet *bøyebevegelse*.

Fri bevegelse – når hodet kan bevege seg fritt i ønskede frihetsgrader. Med fri bevegelse menes som regel at det er muligheten for bevegelse i alle seks frihetsgrader. Man kan også ha fri bevegelse innenfor et bestemt plan, hvor da hodet kan bevege seg fritt i dette planet.

Guide roboten manuelt – manuell guiding av en robot er når den bevegelige enden styres manuelt mens *aktuatorene* jobber passivt. At aktuatorene jobber passivt vil si at de verken låser eller initierer de ønskede bevegelsene, men fortsatt kan yte motstand.

Høyaksebevegelser – *bøyebevegelser* der det oppstår svært liten translasjon av hodet og som i hovedsak involverer de to øverste nakkevirlene.

Maksimal styrke – den største kraften pasienten klarer å generere ved å presse hodet alt det hen makter i en gitt retning.

Naturlig bevegelse – bevegelsen som faller naturlig ved bøyning av nakken. Den naturlige bøyebevegelsen varierer fra person til person. Nakkeskadde har ofte en naturlig bevegelse som skiller seg betraktelig fra personer som ikke er nakkeskadde.

Parallele roboter – roboter der *end-effektoren* manipuleres av flere parallelle segmenter, der hvert segment kan bestå av en serie med stive elementer og ledd.

Passiv og aktiv styring – passiv styring er når roboten kun beveger seg ved at den *guides manuelt*. Ved aktiv styring utfører roboten programmerte bevegelser.

Proof of concept prototype – en prototype som bekrefter at en eller flere viktige funksjoner ved konseptet fungerer som forventet.

Rotasjon – en bevegelse der hodet roteres i horisontalplanet/om nakkens egen akse.

Sensorer – elektroniske komponenter som registrerer og responderer på en form for input. Sensorer kan for eksempel brukes til å måle kraft, temperatur og bevegelser.

Sidebøy En siderettet *bøyebevegelse*.

Singulariteter - en singularitet er en posisjon der en robot mister eller får en ekstra frihetsgrad. Dette kan føre til enten store akselerasjoner eller at roboten låser seg.

Virtuelle vegger - roboter kan bli programmert til aldri å passere et gitt plan i rommet. Flaten betegnes som en virtuell vegg.

Workspace – workspace er, innen robotikk, alle posisjoner robotens end-effector kan nå.

3 Teori

3.1 Nakken

Nakken er en viktig del av kroppen vår. Den sørger for at vi kan holde hodet oppreist, at vi kan bevege hodet så fritt som vi gjør, og at blod og nervesignaler fraktes trygt mellom hjerne og kropp. For å klare dette har nakken en kompleks og omfattende anatomi noe som gjør den svært sårbar for skader. Om det er skader på nakkens struktur kan dette føre til at nakkens funksjoner blir svekket. I dette kapitlet beskrives først deler av nakkens anatomi, og deretter blir det gått dypere inn på årsaker, skadeomfang og behandling av nakkeskader.

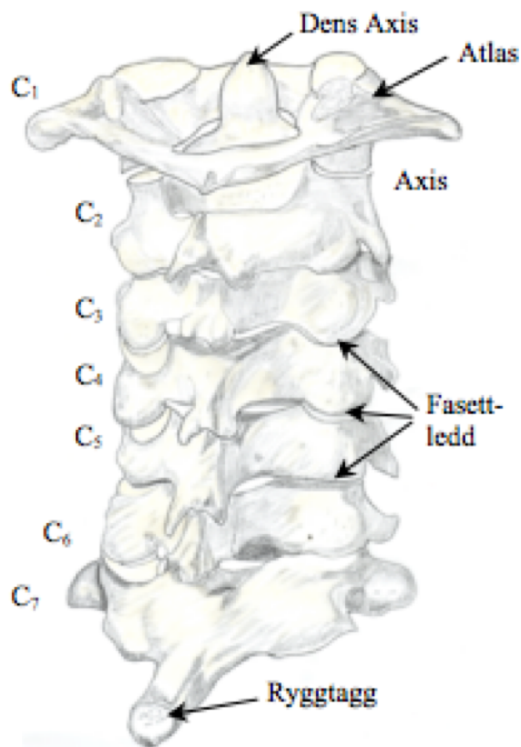
3.1.1 Nakkens anatomi

Blant de viktigste strukturene i nakken er nakkevirvler, leddbånd og muskler. Nakkevirvlene er de syv øverste virvlene i ryggraden. De er formet på en måte som tillater bevegelser i seks frihetsgrader. Det er imidlertid sammentrekningen av de mange ulike musklene i nakken som utfører bevegelsene av hodet[6]. Leddbåndene i nakken kan ses på som elastiske strikker, som uproblematisk kan strekke seg og trekke seg tilbake innenfor sitt elastiske område. Om leddbåndene dras utenfor sitt elastiske område vil de bli varig forlenget.

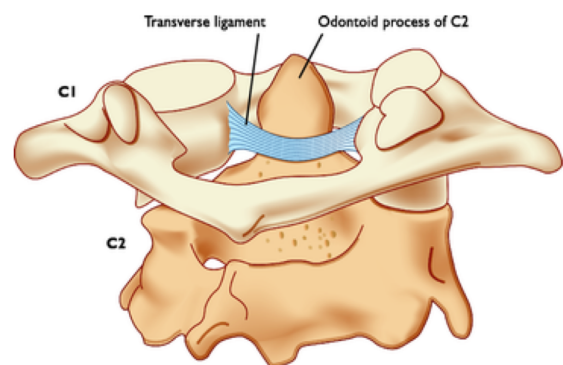
Menneskets syv nakkevirvler er nummerert fra C1 til C7, som illustrert i figur 3. C3-C7 har relativt lik form og funksjon som resten av ryggraden. Virvlene ligger stablet oppå hverandre, og gjør det mulig for oss å holde oss oppreist, samtidig som det gir mulighet for noe rotasjon og bevegelse. Hullene i midten av virvlene gir plass til ryggmargen. Blodet til hjernen føres gjennom arterier i to mindre hull i hver ende av virvlene.

Utformingen av C1 og C2, som er nærmere illustrert i figur 2, skiller seg fra de resterende nakkevirvlene. Disse gir mulighet for en mye større rotasjon av hodet enn hva de andre virvlene gjør. Omkring 50% av hodets A-rom i rotasjon og forover/bakoverbøy kommer av C1 og C2 sine bevegelser i forhold til hverandre[7]. C1 er formet som en ring som ligger over et lite ben som stikker opp fra C2. Benet som stikker opp av C2 er holdt på plass av et leddbånd festet i C1 .

For mer detaljert gjennomgang av anatomen i nakken refereres det til teoridelen i Berg og Sunde sin masteroppgave, vedlagt i appendiks A.



Figur 3: Nakkevirvler C1-C7, [8]

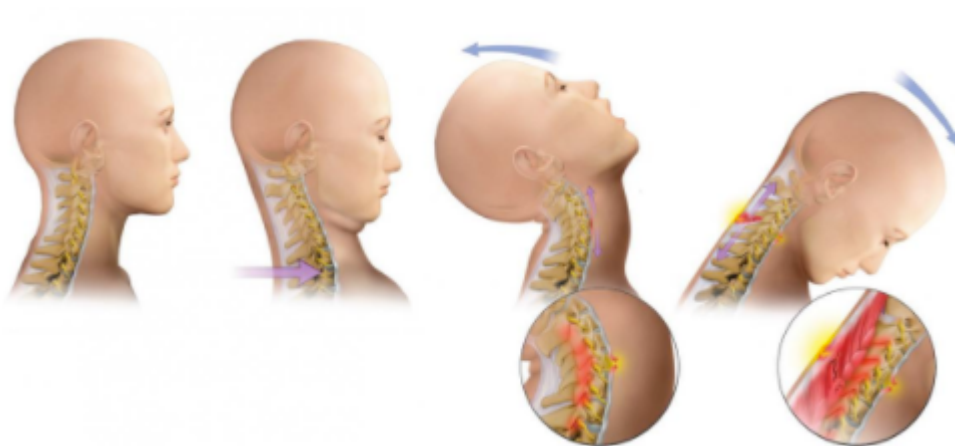


Figur 2 Nakkevirvler C1 og C2 [9]

3.1.2 Nakkeskader

Stive nakker er noe de fleste har opplevd, og det bringer ofte med seg ubehag og hodepine. Typiske årsaker kan være at man har sovet i en dårlig stilling, sittet for lenge ved skrivebordet eller rotert hodet for fort. Alvorligheten av nakkeskader og andre plager i nakken varierer veldig, og eksakt hvilke strukturer som skaper ubehaget kan ofte være vanskelig å finne ut av. Skader etter nakkesleng er blant de mest kjente alvorlige nakkeproblemene.

Nakkesleng er en bevegelse av nakken som består av en rask *foroverbøy* etterfulgt av en rask *bakoverbøy*, illustrert i figur 4, eller en tilsvarende bevegelse i en annen retning[10]. Begrepet beskriver en skademekanisme, altså er det ikke en betegnelse på skaden som oppstår av den[3]. Den vanligste årsaken til en slik bevegelse er påkjørsel bakfra, men det kan også komme av fall i forbindelse med idrett eller lignende hendelser. Ved nakkesleng blir nakken utsatt for så raske akselerasjoner og store bevegelser at en eller flere av dens strukturer kan ta skade. Hvilke deler av nakken som har blitt skadet kan ofte være vanskelig å fastslå. Da det er vanskelig å fastslå skadeomfanget, er det i mange tilfeller også diskusjoner om det i det hele tatt eksisterer noen skade gjør det derfor vanskelig for mange pasienter å få dekket kostnader for behandling og eventuelt innfri betingelser for uføretrygd.



Figur 4 Nakkesleng, hendelsesforløp [11]

En av de mulige skadene er leddbånd som strekkes utenfor sitt elastiske område, slik at de ikke går tilbake til sin opprinnelige form etter utstrekningen. I FFMS mener de skader på leddbånd kan gjøre at pasienter unngår enkelte nakkebevegelser og at dette kan forårsake muskelsvinn[12]. Ved kraftig nakkesleng kan leddbåndet ryke, og noen ganger kan også skjelettet ta skade.

Alvorlighetsgraden til nakkesleng klassifiseres med en såkalt WAD-skala, fra grad 0 til grad 4 [3], [94]. Ved grad 0 oppleves ingen symptomer etter nakkeslengen, mens ved grad 1 oppleves nakken som stiv og øm. I de to første gradene er det ikke kliniske funn til skaden. Ved grad 2 oppleves nakkesmerter, og det er kliniske funn slik som redusert bevegelighet eller trykkømme punkter. Grad 3 nakkeslengskader beskrives som *“Nakkesmerter, nevrologiske utfall som inkludere svekkede senerereflekser, svekket muskelstyrke og ulike sensoriske symptomer. Nevrologiske utfall kan også inkludere hukommelsestap, svimmelhet, øresus og hodepine.”*[3] Grad 4 er den mest alvorlige, og her har det skjedd skade som er synlig ved bruk av MR eller røntgen, som for eksempel brudd, forskyvninger av nakkevirvler eller ryggmargsskader.

Kun de mest alvorlige tilfellene av nakkeslengskader er mulig å se ved hjelp av billeddiagnostikk, og dette har skapt en diskusjon om hva de resterende tilfellene av nakkeslengskader kommer av. Grunnen til at enkelte skader ikke synes ved billeddiagnostikk kan være nakkens kompleksitet. Et flertall mener nakkeslengskader bør tas meget alvorlig uansett WAD-grad, mens et fåtall mener at pasienter som uttrykker smerte for skader i grad 1-3 sannsynligvis ikke har reelle fysiske smerter, men at smerteopplevelsene er psykisk betinget[14].

Opptrening av nakken etter nakkesleng er også omdiskutert, selv om det er blitt utført mye forskning på området med positive resultater. Et stort team med ulik bakgrunn har for New South Wales State Insurance Regulatory Authority gått gjennom mye ulik forskning, snakket med andre forskere på området, utført egne kliniske tester og til slutt laget dokumentet *Guidelines for the management of acute whiplash-associated disorders – for health professionals*[15]. De mener det finnes så gode bevis for at opptrening av nakken har en positiv

effekt at denne rehabiliteringsmetoden bør anbefales i de aller fleste tilfeller. Deres studier viser at trening i form av A-rom, styrke og utholdenhet har vist å gi en positiv effekt på nakkeskader.

Firda fysikalsk-medisinsk senter i Sandane har spesialisert seg innen nakkeskader, og deres fysioterapeuter er enig i at opptrening er den beste metoden for rehabilitering av nakken. De fokuserer på å trene opp musklene rundt det skadde området, noe som har vist svært gode resultater. Som nevnt i innledningen, svarte 97 % av tidligere pasienter at opptreningen hos FFMS bedret deres situasjon. Samme brukerundersøkelse viser også at graden av uførhet har gått ned blant pasientene [1]. Tross for de gode resultatene mener FFMS at opptreningen kan bli enda bedre ved et optimalisert treningsapparat.

Tross diskusjoner rundt skader og rehabilitering etter nakkesleng viser opptrening seg å gi positive resultater for pasienten. Selv om det er vanskelig å klinisk bevise forbedring ved hjelp av billeddiagnostikk kan det ses forbedringer i form av økt styrke og bevegelighet. Viktigst av alt er at pasientene får en økt livskvalitet etter opptreningsperioden, og at flere kommer gradvis tilbake til jobb og skole etter opptrening.

3.2 Robotikk

I følge definisjonen til ISO er en robot en “actuated mechanism programmable in two or more **axes** (4.3) with a degree of **autonomy** (2.2), moving within its environment, to perform intended tasks”[16], der roboten både består av det fysiske produktet og et kontrollsystem.

Roboter har i mange år hatt sin hovedbase i industrien, men nå er de på vei inn i mange andre sektorer. Industrien har mange enkle og repetitive oppgaver som har blitt tatt over av roboter som er forhåndsprogrammert til å utføre slike oppgaver med høy presisjon. Nå som robotene er på vei inn i serviceyrker og helsevesenet der de skal samhandle med mennesker, er det viktig at de både er mer avanserte og ikke minst tryggere. Grunnet økningen av roboter i menneskers hverdag har ISO delt inn roboter i to typer: “social robots” og “industrial robots” [17].

Dagens nyeste og mest avanserte roboter er de som har implementert kunstig intelligens. Det kan både være software-roboter som hjelper til med kundebehandling, eller fysiske roboter som ønsker deg velkommen på et sykehus og kan hjelpe deg med å finne rommet du leter etter[18]. Målet for disse robotene er å erstatte mennesket på en helt ny måte, ved å ikke bare erstatte fysiske oppgaver, men også sosiale aspekter og vår intelligens. Det finnes mange roboter som er mer avanserte enn de tradisjonelle industrirobotene, uten å ha implementert kunstig intelligens. Disse kan ha *sensorer* som gjør at de oppfatter deler av omgivelsene, og være programmert til å respondere på ulike måter ut fra sensorverdiene.

Det er en rekke fordeler ved å bruke roboter på arbeidsplassen. Blant annet kan man unngå mye tungt og repetitivt arbeid som tunge løft eller arbeid på veldig varme eller farlige områder. En

annen fordel er at roboten kan jobbe både dag og natt uten å bli sliten. Den kan utføre oppgavene presist hver gang, og har ingen timelønn.

3.2.1 Singulariteter og workspace

Når man skal velge en robot er det mange faktorer å ta hensyn til, som hvor sterk den skal være, dens arbeidsområde, mobilitet, pris, fart og presisjon[19]. Arbeidsområdet, som populært blir kalt *workspace*, er alle punkter robotens *end-effector* kan nå[20]. Det finnes ulike måter å regne ut workspace på, ut ifra hvor restriktiv man ønsker å være. Variasjonene i definisjonene går som regel ut på om roboten skal ha mulighet til å utføre visse oppgaver innenfor hele workspacen, som for eksempel at den skal ha mulighet til rotasjon og translasjon i alle retninger samt være i stand til å håndtere visse krefter.

Enkelte posisjoner roboten kan ha i sitt workspace kalles singulariteter. En robots singulariteter er posisjoner der roboten enten mister eller får en ekstra frihetsgrad[21]. Singulariteter kan oppstå både på grunn av fysiske begrensninger eller begrensningene i den matematiske modellen som styrer roboten. De fysiske begrensninger kommer av lengden til *aktuatorene* eller begrenset mulighet for rotasjon før deler av roboten står i veien for hverandre – altså begrensninger i workspace. Begrensninger i den matematiske modellen grunnes posisjoner der modellen ikke vet robotens posisjon. Dette kan skje for eksempel en brøk i modellen blir delt på null. Når du deler et tall på null får du uendelig, noe som ikke er mulig i en fysisk robot.

Roboten oppfører seg ikke som den skal i singulære posisjoner, og det kan lede til meget alvorlige konsekvenser ved at roboten får en høy akselerasjon eller låser seg fast[22]. Det er derfor viktig å være godt kjent med alle systemets singulariteter, og være klar over workspacen til roboten.

3.2.2 Roboter innen helse og rehabilitering

Som nevnt er roboter presise, de blir ikke slitne, og har mulighet til å utføre mange repetitive oppgaver uten å kjede seg eller slurve. Dette er noen av grunnene til at roboter er på vei inn i helsevesenet. Det er mye pågående forskning som tar for seg hvilke oppgaver som burde kunne erstattes av roboter, og hvilke roboter som passer seg for hvert tilfelle. DaVinci robotplattformen[23] er blant de mest kjente, og hadde mellom 2004-2012 operert over 2000 pasienter bare på Radiumhospitalet[24]. Dette er en “master-slave” robot, hvilket medfører at legen kan styre den med en joystick fra utsiden av pasienten. På denne måten kan legen utføre operasjonen med meget god presisjon og kontroll, med liten risiko for feil.

Roboter hører også hjemme andre steder enn ved operasjonsbordet. Pasienter under diagnostisering og rehabilitering hos fysioterapeuter har ofte god nytte av å utføre enkle og repetitive oppgaver, som fordelaktig kan utføres ved hjelp av en robot. Det finnes en rekke rehabiliteringsapparater for opptrening av slagpasienter som har mistet normal funksjonalitet i

deler av kroppen[25][26]. Et eksempel er en robotarm med en end-effector som pasienten holder i, slik at roboten hjelper til med føring av armen.

3.2.3 Juridiske problemstillinger

Selv om det er mange fordeler ved å bruke roboter innen helse og rehabilitering er det ikke alltid lett å få et slikt produkt ut på markedet. Kravet for sikkerhet i interaksjoner mellom robot og menneske er høy. I industrien kan man gjerde inn robotene eller gjøre andre tiltak for å holde mennesker atskilt fra robotens arbeidsområde. Dette er ofte uhensiktsmessig innen helse, der roboten gjerne skal være direkte festet til mennesker. For å få lov til å brukes i en slik setting må robotene gjennom en sertifiseringsprosess som forsikrer at de tilfredsstillende en rekke krav. Kravene varierer i ulike deler av verden, og et apparat vil derfor ofte trenge flere sertifiseringer om det skal selges internasjonalt. I EU er det krav om at alle medisinske produkter skal være CE-merket. CE-merking gjøres på mange ulike produkter[27], ikke bare innen medisin, og verifiserer at produktet oppfyller kravene som er gitt i et eller flere direktiv. Kravene skal sikre at produktet hverken skader mennesker eller miljø.

Emergo er et av flere firmaer som hjelper kunder med å få medisinske produkter inn på markedet rundt om i verden. På deres hjemmesider finnes en stegvis beskrivelse av prosessen for å få medisinsk utstyr CE-merket[28]. Et av de første stegene er å finne ut hvilken klassifisering produktet ligger under, for å vite hvilket reglement som skal følges. Det aller meste av medisinsk utstyr må tilfredsstillende kravene i Medical Devices Directive (MDD). Prosessen er lang, og det er viktig å gjøre alt rett for å ikke gå tidkrevende omveier. Derfor kan det være gunstig å ha med et firma som Emergo i sertifiseringsprosessen.

4 Tidligere arbeid

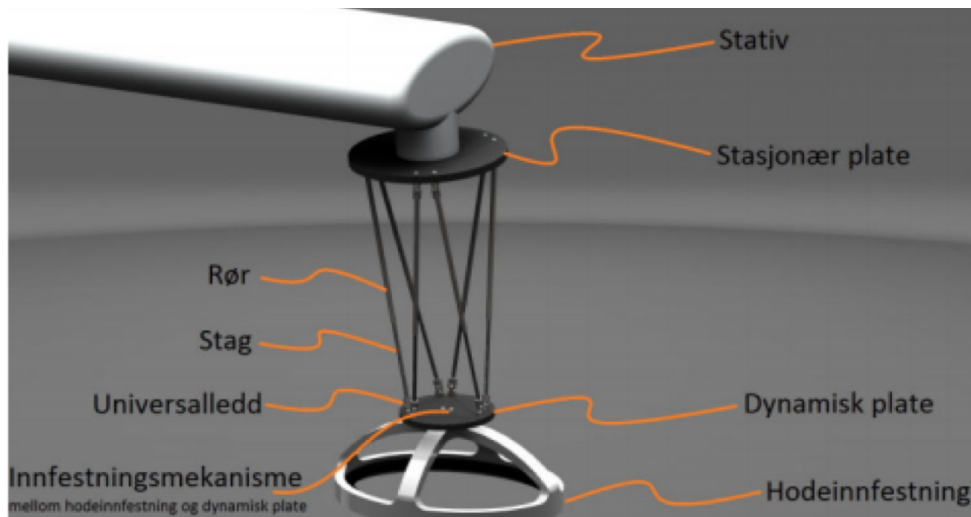
Det er tidligere gjennomført to prosjekt- og masteroppgaver på utviklingen av opptreningsapparatet. Slåttsveen og Tolo var først ut med sin masteroppgave våren 2015 [29]. Berg og Sunde overtok prosjektet, og leverte sin masteroppgave [30] våren 2016. De tidligere prosjektene har delt inn opptreningsapparatet i tre deler: En hodeinnfestning, et mellomfeste og en bevegelsesplattform. Hodeinnfestningen er delen av apparatet som blir festet til pasientens hode, mens mellomfestet er forbindelsen mellom hodeinnfestningen og bevegelsesplattformen. Bevegelsesplattformen, eller bevegelsesmekanismen, er delen av apparatet som har mulighet til å gi motstand mot pasientens bevegelser. Det har blitt foreslått ulike konsepter for alle de tre delene av apparatet. I forslagene til konseptene for bevegelsesplattformen er det typisk brukt *aktuatorer* for å yte motstand og for å måle *end-effektoren* sin posisjon. Gjennom prosjektoppgaven høsten 2016, vedlagt i appendiks C, ble det utviklet nye konsepter for bevegelsesplattformen.

I dette kapittelet er de viktigste konseptene og lærdommen fra de tidligere oppgavene oppsummert, både for bevegelsesplattformen og hodeinnfestningen. Mellomfestet må skreddersys valget av bevegelsesplattform og hodeinnfestning, og vil derfor ikke bli nevnt ytterligere i dette kapittelet siden disse konseptene enda ikke er fastsatt.

4.1 Bevegelsesplattform

Høst 2014 - Vår 2016

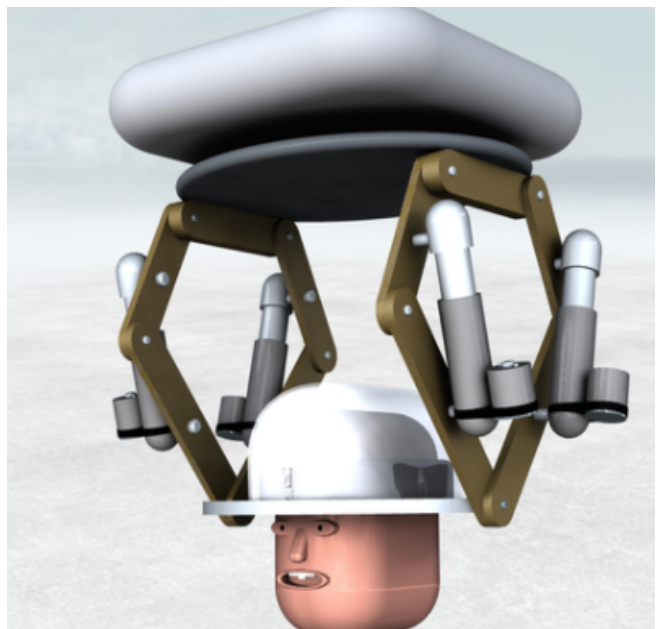
Konseptene for bevegelsesplattform er de som har skilt seg mest fra hverandre. I masteroppgaven til Slåttsveen og Tolo [29] fra 2015 ble det foreslått å bruke en Stewart-plattform. Stewart-plattformen er en av de mest kjente og utprøvde variantene av *parallele roboter*. Den består av en stasjonær baseplate og en mobil endeplate med seks lineære *aktuatorer* mellom seg (se figur). Endeplatens bevegelse kan defineres ved å styre lengden av hver aktuator via et kontrollsystem. En slik *aktiv styring* av aktuatorene er det vanligste innen robotikk. Idéen til Slåttsveen og Tolo var imidlertid at aktuatorene skulle jobbe *passivt*, som vil si at de bare yter motstand mot bevegelser initiert av pasienten. På denne måten vil pasienten ha kontroll over bevegelsene, noe som er et helt avgjørende aspekt for å ivareta sikkerheten under opptreningen.



Figur 5 Stewart som opptreningsapparatet [29]

Da Berg og Sunde[30] tok over prosjektet høsten 2015 kjørte de simuleringer av Stewart-plattformen, og fant ut at den ikke tilfredsstilte alle kravene til opptreningsapparatet. Simuleringer i MATLAB og analyser i NX viste at Stewart-plattformen kollapset katastrofalt ved 30 grader. Som definert i kravspesifikasjonene, kapittel 6, kreves det et bevegelsesutslag på minimum 45 grader. Siden Stewart-konseptet ikke var tilfredsstillende ble det besluttet å gjennomføre en ny konseptutvikling for bevegelsesplattformen. Resultatet av den nye konseptutviklingen ble MASNAK, et nytt og egendesignet robotkonsept.

MASNAK består av to parallelle femstagsmekanismer, som vist i figur 6. Mekanismen tillater *fri bevegelse* i ett plan. Det er totalt fire lineære aktuatorer på de to femstagsmekanismene som skal yte motstand mot pasientens bevegelse. For å endre mellom foroverbøy og sidebøy må enten apparatet eller pasienten roteres 90 grader i det horisontale planet. MASNAK lot seg inspirere av Stewart-idéens bruk av aktuatorer som motstand, men reduserte antall frihetsgrader for å oppnå ønsket vinkelutslag i utvalgte bevegelser. Konseptet ble ikke ferdig utviklet, og dermed var det tenkt at årets prosjekt skulle ferdigstille opptreningsapparatet med MASNAK som bevegelsesplattform.



Figur 6 MASNAK som opptreningsapparat [30]

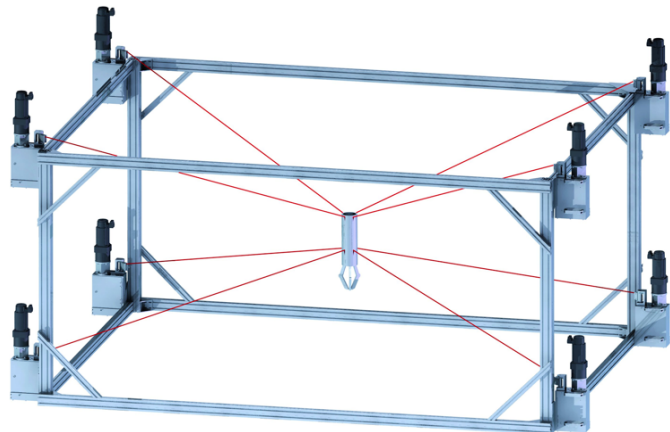
Prosjektoppgaven 2016

Som nevnt ovenfor var utgangspunktet for prosjektoppgaven 2016[31] å videreutvikle MASNAK. Det er imidlertid sterkt begrenset hvilke øvelser som kan gjennomføres i dette apparatet, da bevegelsene er låst til ett plan. Gjennom samtaler med Morten Leirgul fra FFMS kom det frem at seks frihetsgrader ble sett på som nødvendig for et godt produkt, slik at det er mulighet for frie bevegelser i alle retninger. Dermed ble det besluttet å utforske løsningsrommet ytterligere for å se etter alternative løsninger som de tidligere studentene ikke hadde avdekket.

Hovedfokuset i prosjektoppgaven 2016 lå i å finne et konsept for bevegelsesplattformen som tilfredsstillte samtlige av FFMS sine krav. Utviklingen av hodeinnfestningen ble satt på vent, da det ble ansett mer hensiktsmessig å utvikle en hodeinnfestning tilpasset bevegelsesplattformen enn omvendt. Det ble funnet to lovende konsepter som ivaretar ønsket om seks frihetsgrader og i tillegg tilfredsstillte de andre kravene for bevegelsesplattformen. Det ene er en kabelstyrt parallell robot, mens det andre er en robotarm. Konseptene er kortfattet forklart nedenfor. En lengre utgreiing ble gjort under arbeidet med masteroppgaven, og kan leses i kapittel 7, *Konseptutvikling av bevegelsesplattform*.

Kabelstyrt parallell robot

Som illustrert i figur 7 består en kabelstyrt parallell robot av kabler som strekker seg fra en immobil base, bestående av en ytre ramme, til en mobil del, kalt *end-effektoren*. På den immobile basen er kablene festet til elektriske vinsjer som styrer forlengelsen og forkortelsen av kablene. Roboten er programmert til å manipulere kablene på en koordinert måte, slik at det påføres kraft i ønsket retning på *end-effektoren*. I opptreningsapparatet vil *end-effektoren* være hodeinnfestningen.



Figur 7 Kabelstyrt parallell robot [32]

Antallet kabler, og til dels deres plassering, bestemmer hvor mange frihetsgrader en kabelstyrt parallell robot har. Forholdet mellom antall frihetsgrader, x , og antall kabler, y , kan beskrives som

$$x = y - 1$$

Denne formelen forutsetter at man plasserer kablene riktig. Fester man åtte kabler i samme plan vil man likevel ikke kunne ha mer enn tre frihetsgrader (to translasjon og en rotasjon). Grunnen til at man trenger en ekstra kabel i forhold til frihetsgrader er at kabler kun tar strekk, og ikke trykk. Dersom man for eksempel ønsker en robot med én frihetsgrad ville man kun trenge ett stag, mens det trengs to kabler. Om man ønsker å dra et objekt frem og tilbake langs den ene

dimensjonen trenger man en kabel for å dra den ene veien og en annen kabel for å dra den tilbake.

Utregningen av workspace for en kabelstyrt parallell robot er forskjellig fra andre manipulatorer da den benytter kabler i stedet for stive elementer[33]. Det finnes flere definisjoner av *workspace* til en kabelstyrt parallell robot, og valget av workspace påvirker analysen som skal gjennomføres. “Wrench closure workspace” er en av definisjonene som er interessant for opptreningsapparatet, og defineres som “alle posisjoner der en manipulator kan holde ethvert eksternt moment uten en øvre grense for kabelkreftene” (Lau et al, 2011, s.1, egen oversettelse)[34]. Pasienten skal ha mulighet til å påføre krefter i hvilken som helst retning hvor som helst i workspacen.

Umiddelbare fordeler ved å benytte en kabelstyrt parallell robot som bevegelsesplattform er den lave treggheten i systemet. De bevegelige delene av roboten er vesentlige lettere enn ved andre roboter, og det er derfor ikke nødvendig med like kraftige *aktuatorer*. Mindre kraft i aktuatorene anses som tryggere, og favoriseres i menneske-robot interaksjon[35]. I tillegg vil det være mulig å implementere sikkerhetsmekanismer i kablene. En svakhet i kablene kan legges til slik at de ryker om kraften er for stor.

Robotarm

En robotarm består av flere ledd med stive segmenter mellom seg. Hvor mange og hva slags type ledd robotarmen består av er det som avgjør antall frihetsgrader. Robotarmen som er vist i figur 8 er en UR10 robot, med seks frihetsgrader[36]. Figuren illustrerer de forskjellige frihetsgradene, og det er her seks rotasjonsledd som kan rotere uavhengig av hverandre.



Figur 8 UR robotarm [36]

Robotarmen er en svært utbredt robot, spesielt i industrien. Det finnes derfor en rekke produsenter av robotarmer, og det vil nesten alltid lønne seg å kjøpe ett av de tilgjengelige produktene fremfor å utvikle en på egenhånd. Med hvert produkt følger tekniske spesifikasjoner som blant annet workspace, payload, frihetsgrader og andre faktorer som må tas hensyn til ved valg av robotarm. En dypere forståelse av teorien og matematikken bak spesifikasjonene er ikke like nødvendig som om man skulle utviklet noe selv.

I opptreningsapparatet vil enden av robotarmen festes til hodeinnfestningen, og robotarmen vil yte motstand mot pasientens bevegelser.

Konseptet med bruk av robotarm har blitt overfladisk undersøkt i de tidligere prosjekt- og masteroppgavene, men falt gjennom grunnet usikkerheter rundt sikkerhetsaspektet. En

grundigere undersøkning ble gjennomført i prosjektoppgaven 2016, da det var grunn til å tro at et trygt og godt konsept med en robotarm burde være mulig å oppnå. Tidlige litteratursøk antydte at konseptet er svært lovende. Samtaler med Olav Egeland, Terje Lien og Morten Lind fra NTNU, samt Aksel Transeth fra SINTEF forsterket troen på at et slikt konsept er gjennomførbart. Det ble i tillegg gjort et dagsbesøk til firmaet *Rocketfarm* i Sogndal som er distributør av UR-robotarmer i Norge, og spesialiserer seg på utvikling av nye applikasjoner for robotarmer.

Møtene og samtalene berettiget en optimisme overfor konseptet. Noen av styrkene som ble identifisert ved denne løsningen var at det er en mye brukt robot med teknologi som er utprøvd og testet i mange sammenhenger. I tillegg er det høy kompetanse både internt på instituttet og hos kontakter i *Rocketfarm*. Roboten fås kjøpt som et ferdig produkt, og utenom programvaren er det ikke behov for å utvikle noe videre. Dette gjør at prosessen til ferdig produkt mest sannsynlig vil ta kortere tid og være mindre usikker.

Konklusjon

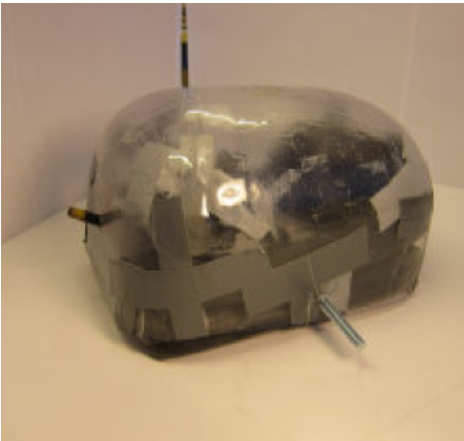
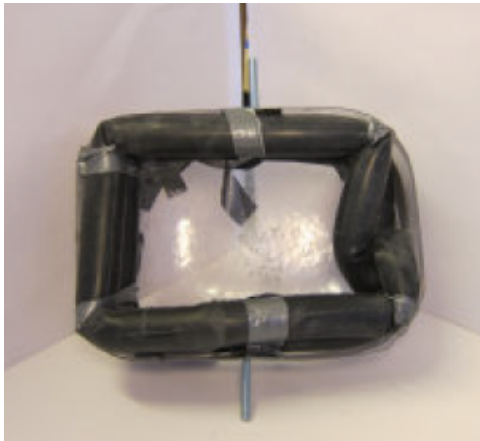
FFMS ønsker roboten som egner seg aller best for apparatet, og det anses å være den kabelstyrte parallelle roboten. Begge konseptene er svært gode alternativer, men den kabelstyrte parallelle roboten er mer tilpasset denne applikasjonen, i hovedsak grunnet den lave tregheten i systemet. Selv om det er en lite utviklet robot, er dens egenskaper så gode at videre forskning og utvikling de neste årene anses å bli stor. Robotarmen ble sett på som et meget godt alternativ å falle tilbake på dersom noe skulle skjære seg eller ny informasjon dukke opp. I neste steg var det tenkt å lage en “proof of concept”-prototype av den kabelstyrte parallelle roboten.

4.2 Hodeinnfestning

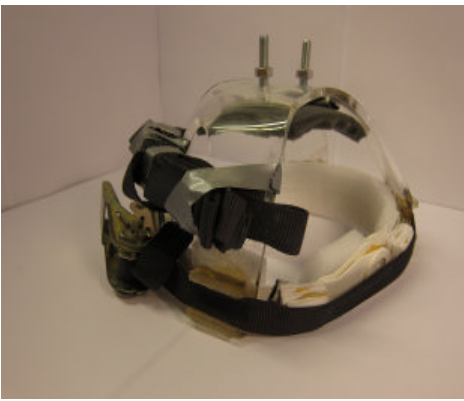
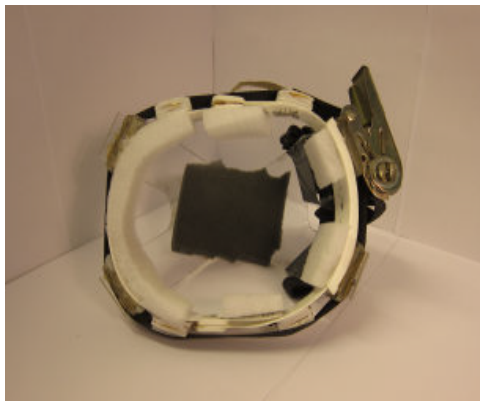
Høst 2014 - Vår 2016

Slåttsveen og Tolo[29] undersøkte og prototypet flere ulike mekaniske konsepter for en hodeinnfestning i sine prosjekt- og masteroppgave. De endte opp med to mulige løsninger, en mer fleksibel og en mer rigid. Konklusjonen deres var derimot at ingen av konseptene passet til alle bevegelsene som skulle utføres i opptreningsapparatet, og anbefalte derfor studentene som tok over oppgaven å arbeide videre for å finne et bedre konsept.

Berg og Sunde[30] kom opp med et nytt konsept som går ut på å bruke en oppblåsbar hodeinnfestning. De laget en prototype ved å vakumtrekke et stivt, ytre skall og deretter feste en sykkelslange på innsiden. Sykkelslangen pumpes opp etter at hjelmen er plassert på hodet. Konklusjonen deres var at det oppblåsbare konseptet tilfredsstillte alle kravene til hodeinnfestningen. I tillegg til den oppblåsbare løsningen kom de opp med en mekanisk hodeinnfestning som ville være en god back-up om det oppblåsbare ikke lot seg gjennomføre. Bilder av deres prototyper for både den oppblåsbare løsningen og den mekaniske løsningen er vist henholdsvis i figur 9 og figur 10.



Figur 9 Oppblåsbar hodeinnfestning [30]



Figur 10 Mekanisk hodeinnfestning [30]

5 Metode

Noen prosjekter er enklere å planlegge enn andre. Ved produktutviklingsprosjekter er det generelt svært vanskelig å lage en presis plan da man ofte ikke vet hvordan sluttproduktet vil bli. Det er lite som kan planlegges, og det er mange viktige valg som må tas underveis, som hvilke konsepter som skal utforskes videre og hva som det skal fokuseres på. I tillegg må det stadig vurderes om retningen det jobbes i egentlig fører til et godt produkt eller om det er en blindvei. Med en blindvei menes å jobbe med et konsept som det ikke er mulig å realisere, enten på grunn av tid, kostnader eller manglende teknologi. For å unngå slike blindveier har det blitt utformet en rekke produktutviklingsmetoder som, dersom de blir fulgt, øker sjansen for å utvikle innovative og attraktive produkter.

Uansett hvilke produktutviklingsmetodikk som følges gjennom utviklingen er det noen elementer som alltid er viktige. Det er viktig å ha nok kunnskap rundt det man skal utvikle. For opptreningsapparatet har det vært nødvendig med kunnskap om nakkens anatomi og nakkeskader. Uten kunnskap på dette området ville det vært vanskelig å forstå brukerens behov, og dermed vanskelig å utvikle et godt produkt. Generell kunnskap om roboter har også vist seg å være nødvendig, da en del av opptreningsapparatet vil bestå av en robot. Mye tid har gått med på opparbeiding av denne nødvendige kunnskapen. Kunnskapsgapet har blant annet blitt fylt av litteraturstudier, kontakt med fysioterapeutene hos FFMS og deltagelse tre dager på konferansen “European Robotics Forum 2017”.

Gjennom arbeidet med oppgaven har det blitt brukt elementer fra anerkjente produktutviklingsmetodikk som Lean Product Development og Sett-basert design i tillegg til teorier angående prototyping. De påfølgende delkapitlene gir en kort innføring i metodene, samt hvordan de er brukt i gjennomføringen av dette prosjektet.

5.1 Lean Product Development

Lean Product Development (Lean PD) er en produktutviklingsmetodikk utviklet av Toyota. Målet med metoden er å gjøre organisasjoner i stand til å takle endringer i «de tre haiene»; *teknologi, marked* og *konkurrenter* [37]. Dårlig håndtering av de tre haiene anses som de viktigste grunnene til at prosjekter mislykkes. I de neste avsnittene presenteres noen av de mest sentrale ideene innen Lean PD, som også har vært relevante i arbeidet med dette prosjektet.

Kunnskap

Kunnskap betraktes som selve nøkkelen til suksess, og helt nødvendig for å overvinne de tre haiene. Toyota legger vekt på hvor viktig det er med kontinuerlig læring på arbeidsplassen for å ha ansatte med den nødvendige kunnskapen. Jeffrey Liker underbygger dette i sitatet fra boken ”Toyota talent”,

“Toyota doesn't just produce cars; it produces talented people” (Liker og Meier, 2007, s.3)[38]

Å holde tritt med ny teknologi er en forutsetning for å skape biler av høy kvalitet. I de aller fleste bransjer skjer det hyppige endringer, og da vil kunnskap være den eneste permanente ressursen som gjør bedriften konkurransedyktig. Å oppnå kunnskap og kollektiv læring er derfor blant de mest sentrale elementene av Lean PD. Viktigheten av kunnskap gjennomsyrrer også de andre ideene innen Lean PD.

Kunde verdi

Målet med det store fokuset på kunnskap er å øke evnen til å kontinuerlig levere produkter med høy kunde verdi. Kunde verdi defineres gjennom følgende formel[39]:

$$\text{Customer value} = \frac{\text{Customer benefit}}{\text{price}}$$

Å minimere kostnadene til et produkt betraktes altså ikke som den eneste muligheten til å øke kunde verdien. Ofte vil det være et så stort potensiale for økning i kundenytt (customer benefit) gjennom innovasjon, at det foretrekkes fremfor en eventuell reduksjon i kostnader.

Fysioterapeutene i Sandane har uttrykt at det er betydelig viktigere med kundenytt til opptreningsapparatet, enn prisen på produktet. Dersom en større kundenytt var innenfor rekkevidde, skulle dette prioriteres på alle mål for å oppnå et innovativt og godt produkt.

Informasjonsverdistrøm

God forståelse av kundens behov er en forutsetning for at utviklere kan skape løsninger som kunden ønsker og drar nytte av. *Informasjonsverdistrømmen* betegner hvordan informasjon om behovet overføres fra kunden til utvikleren. Det oppfordres å ha en sterk bevissthet rundt denne kommunikasjonen for å minimere sjansen for misforståelser eller at informasjon går tapt.

I dette prosjektet er det to kunde grupper, FFMS som innkjøper og operatør, og pasientene som primærbruker. Disse har ulike behov som det har vært nødvendig å kartlegge. Informasjon om behovene til kunde gruppene har blitt overført gjennom møter, samtaler, mail, samt observasjon av en behandling ved FFMS. FFMS har hatt daglig kontakt og stor omsorg for nakkeslengskadde pasienter i mange år. Tilliten har derfor vært stor til at deres informasjon om pasientenes behov er korrekt og av god kvalitet.

Waste

En av måtene man kan karakterisere “waste” innen Lean PD er alle aktiviteter som hverken bidrar til økt kunde verdi eller ny kunnskap til organisasjonen [39]. Avgjørelser tatt på bakgrunn av ufullstendig informasjon, altså mangel på kunnskap, hevdes å være den fremste grunnen til at slike aktiviteter finner sted. Gjennom hele prosjektet har det vært et tett samarbeid med hyppige diskusjoner, samt blitt benyttet en felles kunnskapsdatabase for å notere ned viktige poeng fra diskusjoner og litteratursøk. Dette har vært et bevisst valg for å øke sannsynligheten

for å ta gode avgjørelser og unngå slike aktiviteter. Det har også være daglige refleksjoner for å vurdere om prosjektet var på rett spor. Å ta gode avgjørelser var viktig for å spare på den mest begrensede ressursen vi hadde, nemlig tid.

Gjenbruk

Gjenbruk regnes i Lean PD som en viktig faktor for å frigjøre tid. Gjenbruken kan omfatte alt fra kunnskap, design praksis, deler og komponenter, systemer, produkter, plattformer og moduler. For å sikre gjenbruk av kunnskap ble viktig lærdom, tanker og notater fra arbeidet dokumentert skriftlig gjennom prosjektet, både på papir og en felles elektronisk plattform. Gjenbruk av komponenter ved prototyping og testing av prototypene ble også benyttet.

5.2 Sett-basert design

Sett-basert design kan betraktes som en av ideene innen Lean PD [40], men omfatter en såpass stor del av produktutviklingsprosessen at det ofte blir sett på som en egen produktutviklingsmetodikk. Denne kan ses på som løsning på et kjent paradoks innen produktutvikling. Paradokset går ut på at man bør vite at aktiviteten man starter på er den riktige før man setter i gang, mens ofte er det vanskelig å vite dette før man er et godt stykke inn i aktiviteten.

Å gjøre en feil aktivitet kan lede til mye unødvendig omarbeid. Å benytte sett-basert design betyr ikke at det aldri blir gjort feil, men mengden omarbeid vil sannsynligvis reduseres. Fremgangsmåten i sett-basert design går ut på å jobbe parallelt med flere ulike kategorier av løsninger, kalt «sett» [41]. Dersom en av løsningene viser seg å ikke være gjennomførbar, har man alltid alternative konsepter som allerede er utviklet et stykke på veien.

Fremgangsmåten i Sett-basert design starter med en brainstorming der man finner et stort spekter av mulige løsninger. Konseptene fra brainstormingen deles deretter opp i sett. Utover i prosjektet elimineres de svakeste løsningene innenfor hvert sett. Ideer og innsikter kan trekkes fra hvert konsept, både innenfor og på tvers av settene, og integreres i videreutviklede konsepter etter hvert som produktkravene defineres mer presist og løsningsrommet derav konvergerer. Denne måten å jobbe på står i kontrast med de tradisjonelle metodene, der det i startfasen identifiseres ett foretrukket konsept som utvikles inkrementelt uten å se tilbake på alternative konsepter.

Kabelstyrte parallelle roboter og robotarmer var to av settene som ble jobbet med innenfor modulen «bevegelsesplattform»[31], som begge ble sett på som gode konsepter. Det startet med flere sett av løsninger, men resten ble eliminert underveis i prosessen. Den kabelstyrte parallelle roboten ble ansett som beste alternativ i slutten av prosjektoppgaven, og planen var å bygge en funksjonell prototype av denne i løpet av masteroppgaven. Med økt kunnskap viste det seg å være alt for krevende å realisere konseptet. Dermed var det beleilig at det hadde blitt funnet to nærmest likeverdige alternativer for bevegelsesplattform, slik at prosjektet kunne fortsette smidig med robotarm som nytt foretrukket konsept.

Etter god erfaring med sett-basert design i utviklingen av bevegelsesplattformen ble denne metoden også valgt for utviklingen av hodeinnfestningen. Det ble jobbet med to sett av konsepter av hodeinnfestningen; «stive elementer» og «oppblåsbare». Hvert av settene inneholdt ulike løsninger som ble utforsket og bidro til lærdom. Resultatet ble to konsepter, et innenfor hvert sett, som begge hadde mange modifikasjoner fra de opprinnelige konseptene.

5.3 Prototyping

Prototyping hadde en meget sentral del gjennom prosjektet. Mange spørsmål dukket opp og det ble gjort antagelser i brainstormingen og tidlig konseptutvikling av hodeinnfestningen. Prototyping er ifølge Otto & Wood en måte å verifisere og validere antagelser og forventninger til et konsept, som da vil være en måte å få svar på spørsmålene fra tidlig konseptutvikling [42]. Ulrich og Eppinger utvider dette perspektivet ved å understreke at prototyper kan bidra til både læring, kommunikasjon, milepæler og integrering innen ny produktutvikling [43]. Prototypene bør testes for å oppnå læring. Læring fra testingen av prototypene brukes i den videre utviklingen og i sluttdesignet.

Houde og Hill fremhever viktigheten av å fokusere på hensikten ved prototypen for å kunne gjøre gode valg angående hvilke prototyper som bør utvikles [44]. Å reflektere over hensikten ved hver prototype er essensielt for å unngå å bruke mye ressurser uten å få et verdifull læring i utbytte. Av den grunn hadde hver eneste prototype som ble laget i prosjektet en bestemt hensikt. Etter testingen av prototypen ble det gjennomført en refleksjon for å finne ut av og notere all lærdom.

Bryan-Kinns og Hamilton beskriver *fidelity* som den ene av tre dimensjoner som påvirker bruken av prototyper [45]. Low-fidelity betegner prototyper med mindre grad av detalj og uten full funksjonalitet, og brukes til å utforske spesifikke deler av løsningsrommet. Uinteressante aspekter ved designet filtreres bort, slik at prototypen utforsker de aspektene som er mest nyttig der og da. Fremgangsmåten kan ses i lys av “det økonomiske prototypingsprinsippet”[46] som sier at “den beste prototypen er en som på den enkleste og mest effektive måten gjør mulighetene og begrensningene ved et design synlige og målbare.” (Lim et al. s. 3, egen oversettelse)[46].

I utviklingen og prototypingen av hodeinnfestningen ble ulike aspekter som utseende, innstramming og link til bevegelsesplattformen filtrert bort i første omgang, da aspekter som slark og komfort ble betraktet som viktigere å utforske. Low-fidelity prototyper ble brukt siden de ble ansett som den beste måten å få raske svar på antagelsene våre med ressursene som var tilgjengelig, sterkt inspirert av den anerkjente og stadig voksende metodikken “Design Thinking” [47].

6 Kravspesifikasjoner

Kravspesifikasjonene for bevegelsesplattformen ble godt utarbeidet i samarbeid med FFMS i prosjektoppgaven. Det ble holdt jevnlig kontakt med fysioterapeutene gjennom høsten, både for å finjustere kravene og for å unngå eventuelle misforståelser. Det har derfor ikke vært nødvendig å gjøre videre justeringer på disse i masteroppgaven.

For hodeinnfestningen ble det utviklet kravspesifikasjoner av Berg og Sunde i forbindelse med deres masteroppgave, våren 2016. Disse ble brukt som grunnlag ved det tidlige arbeidet med hodeinnfestningen. Mer detaljerte kravspesifikasjoner ble utviklet etter at robotarm ble bestemt som konsept for bevegelsesplattformen. I dette kapittelet presenteres først kravspesifikasjonene til bevegelsesplattformen, hentet fra prosjektoppgaven 2016[31], og deretter følger kravspesifikasjonene til hodeinnfestningen.

6.1 Bevegelsesplattform

“6 Kravspesifikasjoner

I en utviklingsprosess er det viktig å ikke forhaste seg i de initiale fasene, da dårlige avgjørelser kan lede i retninger som ikke tilfredsstillende de essensielle kravene til produktet. Noe av det viktigste innen produktutvikling er å være fullt klar over kravspesifikasjonene til produktet fra starten av arbeidet. Derfor gikk mesteparten av det tidlige arbeidet ut på å definere disse kravene. Om ikke alle kravene er i hovedfokus til enhver tid vil det være viktig å ha dem i bakhodet, slik at man vet at det vil være mulig å implementere de i senere tid. Kravene er ikke satt som “punktkrav” uten slingringsmonn, da slike krav kan sette unødvendige begrensninger. For å bedre kunne vurdere brukbarheten til forskjellige konsepter var det viktig å kartlegge hvilke krav som er strengt nødt til å oppfylles, og hvilke som betraktes mindre viktige.

6.1 Bevegelsesplattform

Bevegelsesplattformen er den mest komplekse delen av apparatet. Kravspesifikasjonene for denne delen er listet opp i Tabell 1. Spesifikasjonene er delt inn i to kolonner, “krav” og “ønsker”. En lengre forklaring av de ulike spesifikasjonene følger i avsnittene nedenfor tabellen.

BEVEGELSESPLOTTFORM		
	<i>Krav</i>	<i>Ønske</i>
Funksjonalitet		
<i>Bevegelsesrom</i>	<i>Terapeutisk bruk, nakkeskadde 45-50 grader i alle retninger 70-80 grader i rotasjon</i>	<i>Generell opptrening av friske personer Framoverbøy: 70+ grader Bakoverbøy: 60+ grader Sidebøy: 50+ grader Rotasjon: 90- grader</i>
<i>Bevegelsesbane</i>	<i>Naturlige bevegelser, Seks frihetsgrader</i>	
<i>Motstand</i>	<i>~6 kg Justerbar Jevn</i>	<i>~15 kg Gradvis økning første 5 grader, Jevn motstand etter 5 grader</i>
<i>Styring av apparatet</i>	<i>Kraftstyrt Bevegelser initiert av pasient</i>	
<i>Låsing av bevegelse til ulike plan</i>	<i>Ja</i>	
<i>Posisjonskontroll</i>	<i>Høy presisjon, høy frekvens på oppdatering av posisjonsmålinger</i>	<i>Presisjon < 5 mm Frekvens > 100 Hz</i>
<i>Krefter direkte på nakkevirvler</i>		<i>Ja</i>
Programvare/software		
<i>Enkelt å lage treningsprogram i programvaren og lagre dette</i>	<i>Ja</i>	
<i>Gjenkjenning av bevegelsesmønster</i>	<i>Lagre prestasjon, forbedring og bevegelsesmønster i grafer og modeller</i>	<i>Mulighet for å se og lagre bevegelser i 3 dimensjoner. For eksempel film/animasjon i 3D</i>
<i>Grafikk og design</i>	<i>Oppblåsbare grafer, ekstremalverdier, moderne</i>	
<i>Brukergransnitt</i>	<i>Enkelt å bruke og forstå</i>	

Sikkerhet		
<i>Sikkerhet</i>	<i>Minimal risiko</i>	
<i>Strømbrudd</i>	<i>Fryse posisjon eller gi uendret motstand.</i>	
Pris		
<i>Pris, ferdig produkt</i>		<i>~100 000 NOK, <u>men</u> funksjonalitet viktigere enn pris. Avhengig av type løsning.</i>

Tabell 1 Kravspesifikasjoner for bevegelsesplattformen

Bevegelsesrom

Ulike mennesker har ulikt bevegelsesrom. Kravene for bevegelsesrommet er i denne sammenhengen formulert ut fra hvor stort vinkelutslag som oppnås ved bøyning av hodet i de ulike retningene. Translasjonen som oppstår når hodet bøyes påvirker også størrelsen til bevegelsesrommet, men det er ikke sett på som nødvendig å formulere formelle krav for translasjon grunnet den sterke sammenhengen med vinkelutslaget. For at apparatet skal kunne brukes til opptrening av nakkeskadde kreves det et visst bevegelsesrom. FFMS har i tillegg et ønske om at apparatet skal kunne brukes i forbindelse med forebygging og opptrening av personer med risiko for nakkeskader i sitt daglige virke, som for eksempel F1-sjåfører og rugbyspillere. Disse har ofte et større bevegelsesrom enn nakkeskadde og ville dratt fordel av et apparat som tillot maksimalt utslag.

Bevegelsesbane

Som demonstrert ved tidligere oppgaver, vil ikke bevegelsesbanen til hodet ved bøyning skje i en sirkelbane rundt et fast rotasjonspunkt. I tillegg har alle personer en ulik naturlig bevegelsesbane, og det er et krav at apparatet skal tillate pasientens bevegelsesbaner. Nakkevirlene er bygd opp på en måte som gjør det mulig å bevege hodet i seks frihetsgrader. Dermed vil apparatet trenge seks frihetsgrader for å tillate alle typer naturlig bevegelse.

Motstand

For opptrening av nakken skal det kunne settes på forskjellig motstand mot bevegelser. Nakkeskadde trenger generelt mye lavere motstand enn friske personer. Det kreves at motstanden skal kunne justeres før hver øvelse, og deretter gi jevn belastning gjennom bevegelsen. Et ønske er at motstanden skal være lavest mulig ved initiering av bevegelsen og øke jevnt til ønsket motstand i løpet av de 5 første gradene.

Styring av apparatet

Apparatet skal styres av pasienten. Pasienten skal oppleve at apparatet gir motstand og at den eneste måten å bevege det er ved å påføre kraft selv. Aktiv styring av apparatet fra en ekstern kraftkilde kan være ubehagelig for pasienten, øker sikkerhetsrisikoen og bør derfor unngås.

Det kan oppstå svært uheldige hendelser dersom en slik aktiv styring for eksempel ikke stopper når pasienten ønsker det.

Låsing av bevegelse til ulike plan

For å teste pasientens evne til bevegelse og maks-utslag skal apparatet tillate bevegelse i seks frihetsgrader. Samtidig skal det være mulig å begrense bevegelsesbanen til ulike plan for utvalgte øvelser. På denne måten kan pasienten trene i spesifikke plan som krever aktivering av nettopp de musklene som bør styrkes.

Posisjonskontroll

Det skal defineres et koordinatsystem der apparatet skal kjenne hodeinnfestningens koordinater "til enhver tid", slik at presise målinger av pasientens bevegelser kan utføres. I praksis bør koordinatene oppdateres opp mot 100 ganger i sekundet. Koordinatene skal lagres i et datasystem. God posisjonskontroll er essensielt både for sikkerheten og funksjonaliteten til apparatet.

Treningsprogram

FFMS tilbyr en sjelden ekspertkompetanse og har derfor mange pasienter som reiser langveisfra for å få opptrening hos dem. De ønsker å kunne lage et personlig treningsprogram i digitalt format som kan overføres til tilsvarende apparat hos pasientens lokale fysioterapeut, enten på minnepinne eller andre måter. Tanken er at programmet kan lastes opp til apparatet og slik definere hvilke øvelser og laster som skal benyttes ved rehabiliteringen av en spesifikk pasient. Fysioterapeuter som har mindre kunnskap om nakke og rehabilitering trenger derfor ikke å ha kompetanse til å lage treningsprogram og programmere inn øvelser, men kun assistere pasienten med gjennomføring av programmet de har fått fra ekspertene ved FFMS.

Gjenkjenning av bevegelsesmønster

Det kan ta lang tid mellom opptreningene i Sandane, og det er ikke mulig å for fysioterapeutene å huske alle bevegelsesmønstrene til de ulike pasientene. Bevegelsesmønstre skal derfor kunne fremstilles visuelt på bakgrunn av data fra posisjonskontroll og eventuelle visuelle hjelpemidler, slik at det kan sammenlignes med tidligere mønster og ses om det skjer en utvikling.

Grafikk og design av brukergrensesnitt

Det skal hentes ut informasjon om bevegelsesmønster til pasienten. Grafer skal kunne forstørres og ekstremalverdier skal kunne markeres. Det skal være enkel å bruke og lett å forstå. Dataen skal fremstilles på en oversiktlig måte og kunne visualiseres slik at det er lett for både pasient og fysioterapeut å se prestasjon og fremgang i opptreningen.

Sikkerhet

Signifikant risiko for ytterligere skade hos pasienten grunnet apparatet aksepteres ikke. Relevant bruk av apparatet skal være 100% trygt.

Strømbrudd

Om strømmen går skal apparatet enten oppføre seg som det gjorde før strømmen gikk eller forbli i posisjonen sin.

Pris

Å komme frem til et apparat som oppfyller kravspesifikasjonene er mye viktigere enn prisen på produktet, og det har derfor ikke blitt definert en maksimal pris. Likevel er prisen et viktig aspekt - om apparatet kan anskaffes til en rimelig pris vil flere fysikalske sentre være villige til å kjøpe det og dermed flere pasienter kunne få behandling.” [31]

6.2 Hodeinnfestning

Minimal slark

Målinger fra de ulike leddene i robotarmen blir sendt til en programvare. Programvaren regner så ut posisjonen til hodet ut ifra denne inputen. Avvik fra programmets utregning av hodets posisjon og hodets faktiske posisjon kalles slark. For å unngå slark må hodet være stivt festet til robotarmen. En stiv innfestning krever et stabilt og stivt mellomfeste og at hodet festes på en måte som hindrer det fra å bevege seg relativt til hodeinnfestningen, og dermed robotarmen.

Med et ønske om mindre enn 5 mm feil i posisjonsmålinger må slarken minimeres så mye som overhode mulig.

Komfort

Om hodeinnfestningen er for stram, ubehagelig, klam eller klemmer på vonde områder ødelegger dette brukeropplevelsen av apparatet. Pasienter med nakkeslengskader har ofte mye hodeverk, og er derfor ekstra ømfintlig for dette. En komfortabel hodeinnfestning er derfor viktig for at pasientene ønsker å komme tilbake regelmessig for å trene opp nakken.

Passe alle hodeformer

Hoder varierer i både størrelse og form. Hodeinnfestningen må kunne tilpasses slik at den sitter godt på alle pasienters hode.

Symmetrisk innstramming

En symmetrisk innstramming av pasienten er viktig for at hodet ikke skal ende opp skjevt i hodeinnfestningen, noe som kan være uheldig med tanke på fordelingen av krefter.

En hodeinnfestning til hele treningsøkten

I MCU brukes ulike hodeinnfestninger for rotasjon, fremover/bakoverbøy, og sidebøy. Fysioterapeuten er dermed nødt til å gjøre tidkrevende justeringer ved bytter mellom de ulike bøyebevegelsene og rotasjoner. Et av kravene til den nye bevegelsesplattformen er at det skal

være mulig med fri bevegelse i seks frihetsgrader, slik at opptreningen kan bestå av flere ulike bevegelser samtidig. Derfor må hodeinnfestningen være i stand til å håndtere bevegelser i alle retninger.

Enkel å feste

Fysioterapeuten skal feste flere pasienter i hodeinnfestningen daglig, og det bør derfor kunne gjøres på en effektiv måte. Det er også et viktig krav med tanke på pasientens brukeropplevelse, da det kan virke uproft og gå utover både tålmodighet og humør dersom innfestningen er klønete og tar mye tid.

Skal ikke være for tung

Et av kravene til hodeinnfestningen er at den ikke skal være for tung. Hodeinnfestningen ønskes som en separat modul, da det i enkelte tilfeller kan være greit å feste den på pasienten før den festes til bevegelsesplattformen. En lett hodeinnfestning er også positivt med tanke på tregheten til apparatet. Som nevnt i kapittelet ”Teori om roboter” er en robot med lavere treghet ansett som tryggere.

Enkel å rengjøre

Renhold er viktig ved alle medisinske institusjoner og er essensielt for å sikre en hyggelig brukeropplevelse for pasientene. Det er derfor viktig å ha en hodeinnfestning som er enkel å rengjøre.

Pasientens synsfelt skal ikke innskrenkes

Det er krav om at pasientene skal ha 180 graders synsvinkel. Bakgrunnen for kravet er menneskers tendens til å bli forsiktig og ansent i bevegelsene dersom synsfeltet forstyrres. I tillegg kan hodeinnfestningen oppleves som klaustrofobisk om den dekker til mye av synet.

7 Bevegelsesplattform - konseptutvikling

Bevegelsesplattformen skal yte motstand mot pasientens bevegelser og tracke posisjonen til hodet. Som nevnt i kapittel 4 *Tidligere arbeid*, ble det jobbet mye med utviklingen av bevegelsesplattformen i prosjektoppgaven. Resultatet fra arbeidet var to konsepter, en robotarm og en kabelstyrt parallell robot, som begge har potensiale til å oppfylle alle krav til opptreningsapparatet. I prosjektoppgaven ble også fordeler og ulemper ved begge konseptene avdekket, og det ble konkludert med at en kabelstyrt parallell robot er det ideelle. Hovedgrunnen til dette var sikkerhetsaspektet, da det både er lav tregghet i systemet og enkelt å legge til en sikkerhetsmekanisme i kablene. Dersom det viste seg å være vanskelig å ferdigstille den kabelstyrte parallele roboten ville robotarmen være et svært godt alternativ å falle tilbake på.

Det var nødvendig med mye litteratursøk før selve utviklingen av den kabelstyrte parallele roboten kunne starte. For det første var det behov for å gjennomgå forskning angående bruksområder ved roboten for å bli tryggere i antagelsen om at det var mulig å realisere konseptet. Dernest var det behov for å sette seg dypere inn i teorien bak roboten, deriblant kontrollsystemer og workspace-analyser, for å optimalisere utformingen for å nå de ønskede egenskapene.

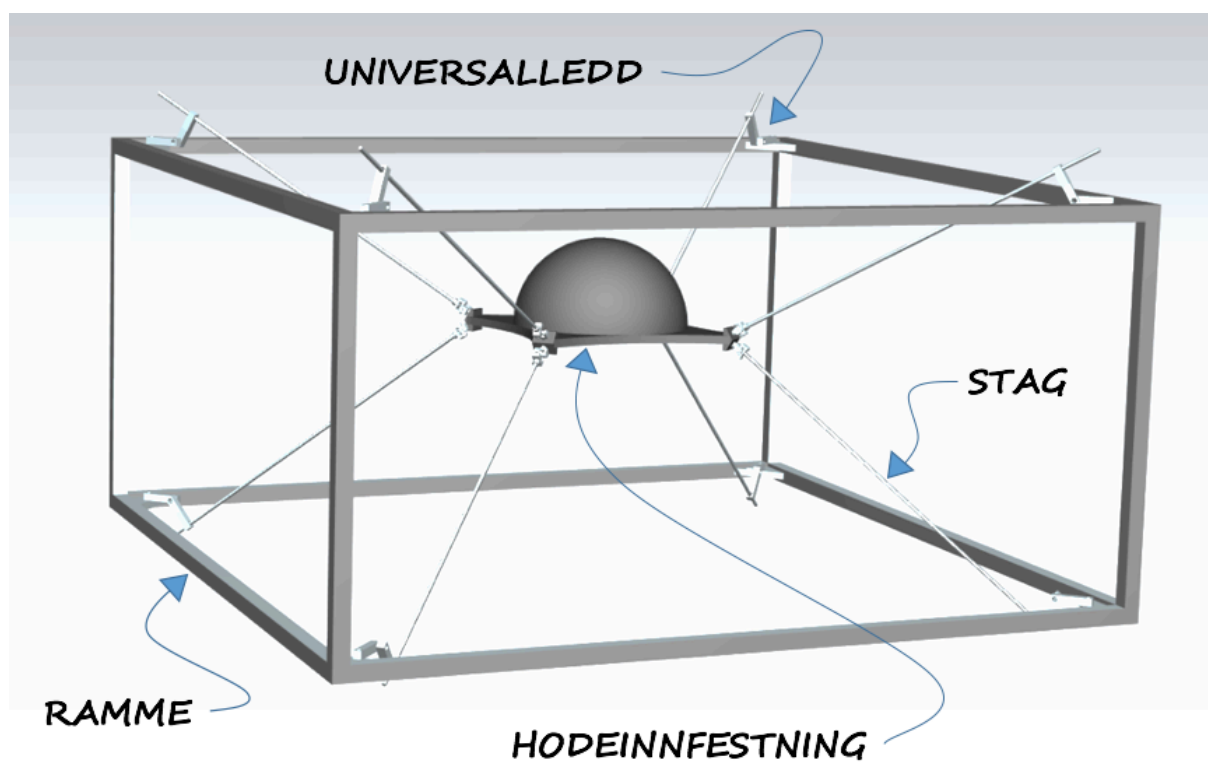
Etter grundig gjennomgang av teorien bak den kabelstyrte parallele roboten ble det konkludert med at det både ville være vanskelig, usikkert og svært tidkrevende å få et slikt produkt på markedet. Flere utfordringer ble også avdekket etter rådgivning fra en verdensledende ekspert på området, Andreas Pott. Av disse grunnene, samt en betydelig utvikling i markedet for robotarmer, ble det besluttet å falle tilbake på konseptet med bruk av en robotarm.

I dette kapitlet beskrives arbeidet som ble gjort i forbindelse med den kabelstyrte parallele roboten og hvordan dette førte til en beslutning om å falle tilbake på robotarm-konseptet. Deretter presenteres relevant forskning på robotarmer, de viktigste kravene til en robotarm som skal brukes i opptreningsapparatet og en diskusjon rundt aktuelle robotarmer som finnes på markedet i dag.

7.1 Kabelstyrt parallell robot

7.1.1 Konseptet

Tidlig i utviklingen ble den kabelstyrte parallelle roboten tegnet i CAx-programvaren NX, med mål om å danne et bilde av hvordan konseptet ville se ut og fungere. Modellen er vist i figur 11. Den er ikke en korrekt gjenspeiling av et eventuelt ferdig produkt, men viser hovedprinsippet bak konseptet.



Figur 11 NX-simulering av en kabelstyrt parallell robot brukt i opptreningsapparatet

Hodet til pasienten blir festet i hodeinnfestningen som er posisjonert i midten av den immobile rammen. Hodeinnfestningen er i denne illustrasjonen, for enkelhets skyld, vist som en simpel hjelm. Modellen viser åtte stag som går fra hodeinnfestningen til hvert sitt hjørne av rammen og gjennom et universalledd. Dette gjør at stagene kan simulere kabler som endrer vinkel, forlenges og forkortes ut ifra hodeinnfestningens posisjon. Ved et ferdig produkt er det mulig å ha en talje i hvert hjørne av rammen. Kablene går da via taljen i det aktuelle hjørnet og videre til en elektriske vinsj. Vinsjene styres av en kontrollenhet som sørger for at forlengelsen og forkortelsen av kablene skjer på en koordinert måte, slik at hodeinnfestningen forflytter seg i den ønskede retningen.

Sikkerhetsaspektet var blant faktorene som gjorde at den kabelstyrte parallelle roboten ble valgt som det fremste konseptet. Tregheten til roboten er nesten neglisjerbar, noe som gjør at det ikke trengs sterke *aktuatorer*. Som nevnt under teori av roboter er dette en fordel med tanke på

sikkerheten, og dermed foretrukket i human-robot interactions[35]. I tillegg kan det implementeres en sikkerhetsmekanisme i kablene. Kablene vil alltid være i strekk, og da kan det lages en mekanisme som gjør at kabelen ryker om belastningen er for stor. For eksempel kan hver kabel bestå av to seksjoner føyd sammen av magneter som kun holder 50 N. Om kabelen blir strukket med mer enn 50 N vil den ryke. Dette er selvfølgelig noe som forhåpentligvis aldri vil skje, men mekanismen er en potensiell måte å unngå alvorlige ulykker om samtlige andre sikkerhetsmekanismer skulle streike samtidig.

7.1.2 Forskning på området

Selv om det ikke finnes mange kabelstyrte roboter i bruk i verden i dag er det mange som har forsket på områder der denne type robot kan være aktuelle. Mye av forskningen er gjort på områder der det trengs roboter med stor rekkevidde. Det finnes også en god del forskning om bruken av kabelstyrte parallelle roboter innen rehabilitering. Noe tidligere forskning angående kabelstyrte parallelle roboter oppsummeres her for å gi oversikt over identifiserte fordeler og ulemper.

STRING-MAN

STRING-MAN[48][49] er en kabelstyrt parallell robot utviklet på Fraunhofer IPK. I denne roboten kan personer med redusert motorikk trene opp gangen, ved blant annet å få hjelp med balansen eller redusert belastningen. Som illustrert i figur 12 og 13 får pasienten festet en rekke kabler til forskjellige deler av kroppen. Figur 13 viser en person som kun får hjelp med balansen. I figur 12 er kablene festet på en måte som både hjelper pasienten med å holde balansen, i tillegg til at han får hjelp med motorikken i beina. Kablene kan dra ulike deler av kroppen i bestemte retninger for å skape bevegelser pasienten ikke evner å gjøre på egen hånd. For en pasient med stor funksjonshemming kan apparatet gi den nødvendige støtten og skape bevegelsen uten særlig hjelp fra pasienten. Etter hvert som pasienten behersker bevegelsene kan han/hun ta over mer og mer av kontrollen.

Bruken av roboter innen enkelte typer rehabilitering av motoriske funksjonshemninger har i mange studier vist seg å gi bedre og raskere resultater enn tradisjonelle metoder. Det vil også i mange tilfeller være et rimeligere alternativ. Utviklerne av STRING-MAN mener apparatet har alle disse fordelene[48].



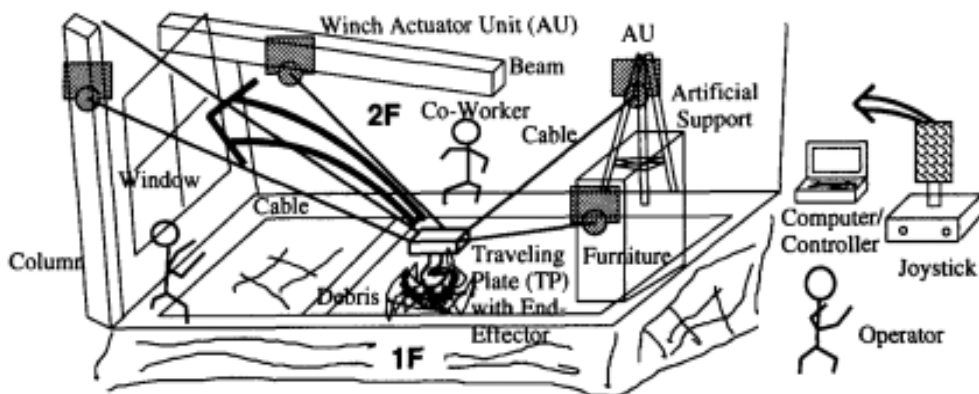
Figur 12 STRING-man [49]



Figur 13 STRING-man [49]

Mobil kabelstyrt robot for søk og redning etter jordskjelv

S. Tadokoro et. al. har utnyttet et konsept som bruker en kabelstyrt parallelle roboter i redning og opprydning etter jordskjelv[50]. Konseptet demonstrerer to av de store fordelene med kabelstyrte parallelle roboter: Lang rekkevidde samt en høy ratio mellom last og egenvekt [4]. Roboten består av mindre og vesentlig lettere deler enn andre roboter med tilsvarende løfteevne, og kan dermed enkelt kan transporteres av mennesker til området den skal jobbe i. Dette er viktig da det kan være problematisk for andre kjøretøy å ta seg frem i jordskjelvrammede områder, og mye av redningsarbeidet foregår inne i delvis kollapsede hus. Roboten kan settes opp med ulik avstand mellom komponentene avhengig av oppgaven, og hvor det er best å plassere de immobile delene. Maksimalt *worskpace* er gitt av kablernes lengde. En prinsipp tegning av konseptet er vist i figur 14.



Figur 14 Kabelstyrt robot brukt i opprydning etter jordskjelv

Mini cable robot IPAnema

IPA Fraunhofer, et universitetet i Tyskland, har utviklet den kabelstyrte roboten *Mini cable robot IPAnema*[51]. Denne roboten har integrert mange av funksjonene som ønskes ved opptreningsapparatet for nakkesleng. Den kan bevege seg i seks frihetsgrader og bruker såkalt “haptic interaction using admittance control”. Dette gjør at roboten kan ha en *passiv styring*. Det er også lagt til en funksjon for å sette opp *virtuelle vegger* som *end-effektoren* ikke kan bevege seg gjennom. Setter man opp to virtuelle vegger parallelt med hverandre kan man låse pasientens bevegelse i hvilket som helst plan, noe som vil være aktuelt under opptreningen. Et videoklipp[52] viser flere av dens funksjoner på en overbevisende måte. Bilde i figur 15 er tatt under demonstrasjonen av passiv styring i videoklippet.



Figur 15 ”Mini cable robot IPAnema”, passiv styring av roboten[52]

7.1.3 Utvikling og design

Det er mange aspekter å ta hensyn til i utviklingen av en kabelstyrt parallell robot. Etter en del litteratursøk ble det klart at det ville være behov for å tilegne mye ny kunnskap for å utvikle et opptreningsapparat basert på en kabelstyrt parallell robot. Det var hverken lett å finne ut eksakt hvilken kunnskap som trengtes eller å finne god litteratur for en nybegynner på feltet. Grunnen er at det hverken har blitt jobbet eller forsket mye på kabelstyrte parallell roboter. Av tilgjengelig litteratur var det mye fra det tyske universitetet IPA Fraunhofer. En av professorene, Andreas Pott, har samlet mange av de viktigste forskningsartiklene om roboten i boken “Cable parallell robots” [53]. Han er, som nevnt tidligere, en av de ledende i verden på denne type robot og ble dermed kontaktet for å komme videre med oppgaven.

Mange uklarheter ble løst etter et møte over Skype med Pott. Det viktigste å vite på dette tidspunktet var om konseptet faktisk er mulig å realisere, eller om det er en blindvei. Pott var

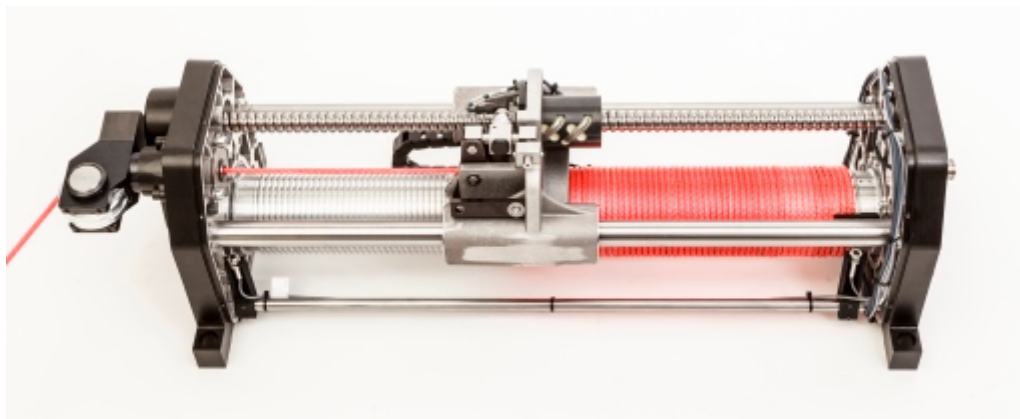
positiv til konseptet og mente det er en god idé som burde la seg gjennomføre. Likevel pekte han på mulige utfordringer i utviklingen. Hans erfaring er at det trengs et større team av folk med doktorgrader og erfaring innenfor mange ulike fagfelt, og som jobber sammen i flere år for å ferdigstille lignende prosjekt.

En av de viktigste grunnene til at den kabelstyrte parallelle roboten er vanskeligere å utvikle enn mange andre roboter er, som nevnt, at det kun har blitt gjort få ganger tidligere. For mer utbredte roboter, som Stewart-plattform og robotarm, finnes et stort utvalg produsenter som tilbyr ferdige produkt. Om man ønsker å lage en modifisert versjon av disse finnes det mengder med litteratur, som beskriver akkurat hvordan det gjøres. Det eksisterer også MATLAB-koder og andre verktøy der en kan putte inn verdier og få simulert sin personlige robot, utført workspace-analyse og lignende. På denne måten er det mulig å bygge slike roboter uten avansert matematikk- og datakunnskap.

Det var klart at det ikke ville være mulig å ferdigstille en kabelstyrt robot som et opptreningsapparat allerede i denne masteren. Konseptet ble likevel sett på som lovende at det var ønsket å jobbe videre med. Tanken var at det kunne utføres et grunnarbeid som fremtidige studenter ville bygge videre på etter å ha overtatt prosjektet. Første oppgave ble å få en oversikt over de ulike delkomponentene som måtte utvikles. Deretter ble det tatt et valg på hvilke som var mest egnet til å utvikles i dette prosjektet. I de påfølgende avsnittene beskrives disse nærmere.

Vinsj

I skype-samtalen med Andreas Pott ble det lagt mye vekt på utviklingen av vinsjene i roboten. Vinsjene sitter i hvert sitt hjørne av den immobile platen, og sørger for endringer i kablens lengdeutslag. Potts team brukte 18 måneder på utviklingen av vinsjene brukt i IPAnema. De hadde med en dyktig doktorgradsstudent med flere års erfaring i mekanisk konstruksjon, noe Pott mente hadde stor betydning for kvaliteten til det endelige resultatet, vist i figur 16.



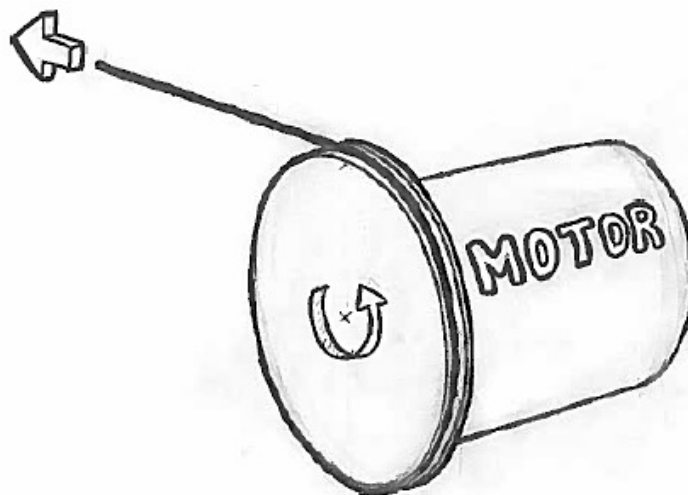
Figur 16 Vinsj brukt i IPAnema

En av grunnene til at de utviklet egne vinsjer var posisjonskontrollen. Kablene i billige standard-vinsjer legger seg usystematisk rundt akslingen. Kablene danner dermed et ukjent antall lag og legger seg i en ukjent vinkel, noe som fører til at den effektive diameteren også

blir ukjent. Siden endringen i kabellengden regnes ut ved hjelp av diameteren og antall grader vinsjen roterer, vil posisjonskontrollen bli feil dersom diameteren er feil. IPAnema trengte altså en vinsj som kontrollerer kabelen systematisk og presist gjennom hele bevegelsen for å ivareta kontrollen. Vinsjen er også utviklet slik at det er mulig å legge til en kraftsensor og en “redundant brake” [54] for å øke sikkerheten. Med eksakt posisjonskontroll og muligheten for å legge inn ekstra sikkerhetsmekanismer og kraftsensor, ville vinsjen utviklet av IPA Fraunhofer vært en svært god kandidat for opptreningsapparatet, hvis det ikke hadde vært for prisen.

Det er mulig å kjøpe en av vinsjene fra IPAnema-prosjektet til rundt €10 000, og det er nødvendig med 8 av disse i roboten. Andreas Pott hevder imidlertid at det bør være mulig å utvikle og produsere en simplere versjon til en gunstigere pris, men påpeker at deres egne vinsjer selges uten overskudd. Prisen for vinsjene var høyere enn hva som var tiltenkt opptreningsapparatet, og derfor var det klart at det burde utvikles egne. I opptreningsapparatet er det snakk om betraktelig kortere kabler og lavere motstand enn hva IPAnema vinsjene er designet til å håndtere, så det antas at det er mulig å utvikle betydelig rimeligere vinsjer.

Det ble satt i gang en rask konseptutvikling, der resultatet var å bruke en vinsj med en stor diameter, som vist i figur 17. Siden arbeidsrommet ved opptreningen har en avrundet form vil hodet aldri være helt i hjørnet av rammen, og derfor begrenses kablens nødvendige lengdeutslag. Dette åpner for at én omdreining vil være nok til å kveile opp kablene uten at trommelen må være for stor. Ved å bare ha ett spor kabelen har mulighet til å legge seg i vil diameteren være kjent. Dermed trengs ikke mekanismen som dytter kabelen systematisk bortover for å oppnå nøyaktig posisjonskontroll, som brukt i Fraunhofer sine vinsjer. Vinsjene vil altså bare bestå av en elektrisk *aktuator* koblet på en smal trommel i tillegg til eventuelle sikkerhetsmekanismer, og burde derfor bli betraktelig billigere enn IPAnema-vinsjene.



Figur 17 Konsept for ny vinsj

Kabler

En av faktorene som gjør den kabelstyrte parallelle roboten annerledes å utvikle, er at den består av kabler, og ikke stive segmenter som de fleste andre roboter gjør. Man må passe på at kablene, til alle tider, er under strekk. I tillegg vil det være mange kabler som hverken skal støte bort i hverandre eller omgivelsene.

Formen på hodeinnfestningen, samt hvor man plasserer festepunktene fra kablene til den, er avgjørende for hva slags *workspace* man får. Ved å la festepunktene for kablene være et stykke unna senter av hodeinnfestningen vil man få en større mulighet for rotasjon. Av den grunn har en 3D-formet stjernefigur vist seg å være effektiv med tanke på rotasjon, da festepunktene kan være på de spisse endene. Richard Verhoeven viser dette i sin doktorgradsavhandling[55]. Også IPA Fraunhofer har latt seg inspirere ved å designe en flysimulator med stjernelignende form [56]. En slik form medfører at kablene krysser hverandre i større grad, noe som kan gi problemer ved translasjon. For opptreningsapparatet vil det være mye rotasjon i forhold til translasjon, og en stjerneformet hodeform vil derfor være passende.

Elastisitet i kablene er en kjent utfordring for kabelstyrte parallelle roboter. Hovedgrunnen til det er nok at mange av de brukes til å løfte store masser over lange avstander, slik som jordskjelvroboten beskrevet på side 29. Lange kabler med mye strekk vil gi betydelige forlengelser i kablene, noe som vil gi en dårlig posisjonskontroll om det ikke blir justert for i programvaren. Elastisitet i kablene blir derimot ikke sett på som et stort problem i opptreningsapparatet, da kablene hverken er veldig lange eller lastene særlig store. Tykke og lite elastiske kabler er anbefalt for å minimere en eventuell forlengelse.

Materialvalget er viktig for å oppnå de ønskede egenskapene for kablene. Både elastisitet, utmattingsegenskaper, densitet og slitasje på vinsjene er blant egenskapene som må tas i vurderingen før valg av materiale. De fleste syntetiske fibre er gode materialer som kan brukes i kablene. De er relativt myke og ryker ikke så lett, og de har vanskelig for å skjære gjennom huden om man kommer borti dem. Dyneema[57][58] og kevlar[59] er to syntetiske fibre som passer godt til opptreningsapparatet.

Workspace, singulariteter og frihetsgrader

Et av kravene fra FFMS er at opptreningsapparatet skal kunne bevege seg i 6 frihetsgrader. Som nærmere forklart i kapittel 4 *Tidligere arbeid*, trengs det minimum 7 kabler for at en kabelstyrt parallell robot skal kunne oppnå dette. Man kan unngå en del *singulariteter* ved å legge til en frihetsgrad. Av den grunn vil det være bedre å bruke 8 kabler i opptreningsapparatet.

For å opprettholde 6 frihetsgrader må man passe på at kablene alltid er i strekk. Er det en kabel som blir slakk er det som at den ikke eksisterer, da den ikke vil ha mulighet til å yte krefter på hodeinnfestningen. For hver inaktive kabel vil antall frihetsgrader kunne reduseres med én, og workspacen vil som en konsekvens bli mindre.

Det finnes ikke noe ferdig program som regner ut workspace for kabelstyrte parallelle roboter, slik det ofte gjør for de vanligste robotene. Workspace-analysen er et stort og avansert problem som inneholder svært komplisert matematikk. Etter mye litteratursøk ble det konkludert med at det i dette prosjektet ville være ineffektivt å jobbe noe mer med workspace da det gjerne kreves matematikkkompetanse på doktorgradsnivå. Doktoringeniøren Richard Verhoeven, som jobbet flere år med disse robotene, er matematiker[55]. Pott og teamet hans hadde også med seg folk med doktorgrad innen matematikk for å løse slike problemer.

Som nevnt, henger Workspace-analysen sammen med hvordan man utvikler hodeinnfestningen. Denne omhandler blant annet hvordan formen på hodeinnfestningen skal være og beliggenheten til kablenes festepunkter. Hodeinnfestningen bør bygges slik at workspacen bli optimalisert. En ferdig utvikling av hodeinnfestningen vil derfor ikke være mulig uten å kunne regne ut workspacen.

7.1.4 Revurdering av hovedkonsept

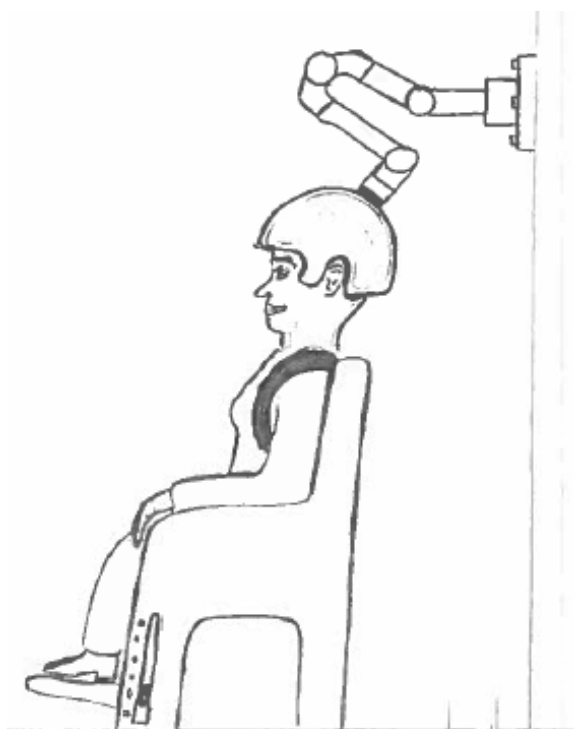
Å utvikle en kabelstyrt parallell robot er vanskelig i seg selv, spesielt uten å ha noen på teamet med erfaring på området. I tillegg så skal roboten utvikles til å ha spesielle egenskaper tilpasset opptreningsapparatet. Apparatet skal også gjennom flere sertifiseringer før det kan tas i bruk på klinikken. Ifølge Rocketfarm[60] vil det å utvikle en robot fra scratch være et tidkrevende prosjekt som vil ta flere år, inneholder betydelig risiko. Det kan også ta vesentlig lenger tid om det oppstår problemer under utviklingen eller sertifiseringen. Rocketfarm er selv distributører av UR-roboter i Norge, og mener det er et sikrere valg å benytte eksisterende produkter enn å utvikle noe selv. En annen negativ faktor ved å bruke en kabelstyrt parallell robot, er at de ulike aspektene er veldig nært knyttet sammen, slik at det er vanskelig å utvikle enkeltkomponenter uten å ta hensyn til roboten i sin helhet. Også prisnivået på det ferdige produktet ser ut til å bli høyere enn forventet. Oppsummert er det å utvikle en kabelstyrt parallell robot betraktelig mer utfordrende og tidkrevende enn først antatt.

Samtidig som de ovenstående utfordringene ble avdekket kom det ut ny og viktig informasjon angående Franka, robotarmen som sto som alternativ til den kabelstyrte roboten. Det ble naturlig å gjøre en revurdering av prosjektets retning, noe som resulterte i at fokus ble rettet over på robotarmen som hovedkonsept fremfor den kabelstyrte parallelle roboten.

7.2 Robotarm

7.2.1 Konseptet

Konseptet med robotarmen er illustrert i figur 18. Pasientens hode er innspent i en hodeinnfestning, som igjen er festet til enden av en robotarm. Normalt sett jobber robotarmer *aktivt*, som vil si at roboten utfører forhåndsprogrammerte bevegelser. I opptreningsapparatet vil robotarmen jobbe *passivt*, altså yte motstand mot pasientens bevegelse. Robotarmen kan stilles inn til å for eksempel gi 2 kg motstand i alle retninger når den jobber passivt.



Figur 18 Robotarm brukt i opptreningsapparatet

7.2.2 Forskning på området

Robotarmen er en mye brukt robot, særlig i industrien, men er også voksende innen blant annet i helsevesenet. Det har blitt forsket mye på robotarmer i medisinske apparater, både innen operasjoner, assistanse og rehabilitering[61]. Nedenfor presenteres både forskning og eksisterende produkter som viser at viktige funksjoner ved opptreningsapparatet er gjennomførbare.

InMotion ARM

InMotion ARM[26] er en robotarm med to frihetsgrader brukt for rehabilitering og opptrening av pasienter med redusert motorikk i armene. *End-effektoren* er en støtte til armen og et håndtak pasienten kan holde i, som vist i figur 19. Pasienten kan bruke håndtaket til å flytte på robotarmen slik at musepekeren beveger seg på pc-skjermen. Oppgaven er å flytte musepekeren til et blinkende punkt. Om pasienten stopper bevegelsen vil roboten assistere med å flytte armen videre. Gjennom treningsøkten blir det lagret data på hvor godt treningen ble gjennomført, blant annet om hvor mange ganger roboten måtte hjelpe til og om ulike mål på hvor nøyaktig bevegelsen var.

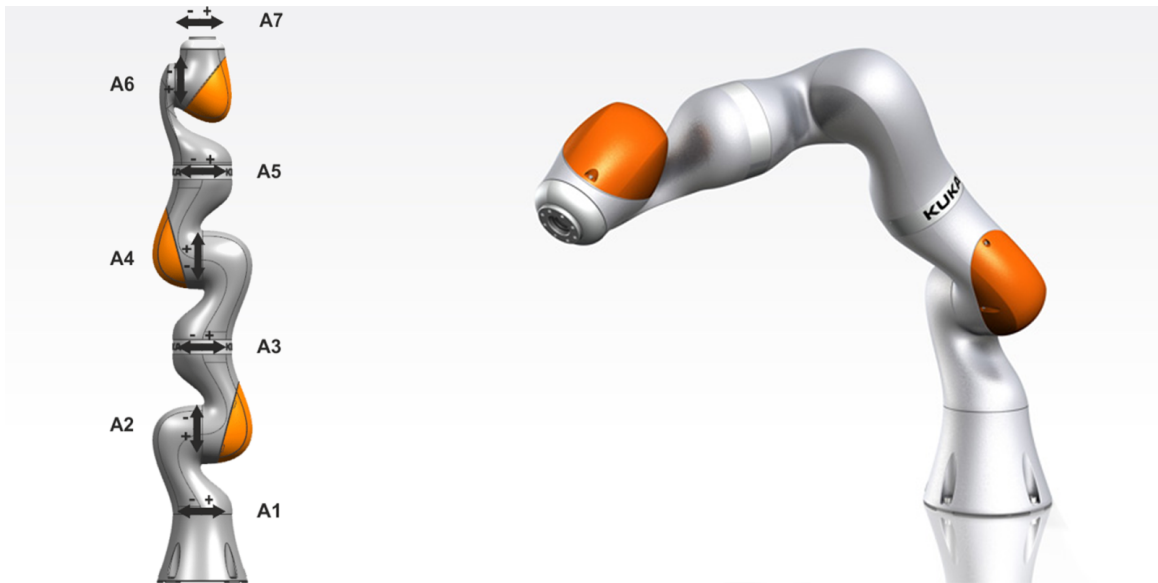


Figur 19 InMotion rehabiliteringsapparat [26]

The KUKA-DLR Lightweight Robot arm – a new reference platform for robotics research and manufacturing [62]

KUKA-DLR Lightweight Robotarm har 7 frihetsgrader. Dermed kan den bevege i seks frihetsgrader, i tillegg til å ha en “kinematic redundancy”. At den har kinematic redundancy, altså en ekstra frihetsgrad, gjør at den unngår en del *singulariteter* som finnes i robotarmer med 6 frihetsgrader[63]. Som navnet tilsier er dette en relativt lett robot, noe som gjør at motorene ikke trenger å være like sterke for å utføre de samme operasjonene som en tyngre robot, og vil være tryggere i interaksjoner mellom mennesker og roboter.

En av de fremste fordelene er at den har moment/kraft-sensorer integrert i hvert ledd, som gjør det enkelt å *guide roboten manuelt* i rommet. Roboten er svært sensitiv, og har derfor mulighet til å guides med minimal motstand. Programvaren til KUKA Lightweight åpner også for funksjoner som *virtuelle vegger*.



Figur 20 KUKA-DLR Lightweight Robot arm [63]

7.2.3 Valg av robotarm

Det finnes en rekke ulike robotarmer på markedet i dag, med ulik kvalitet, pris og funksjonalitet. Det er viktig å sette seg godt inn i hva man trenger før man velger hvilken man skal bruke. Sannsynligheten for å finne en robotarm som passer helt perfekt til alle spektrere av opptreningsapparatet er liten, men å finne en som kan brukes bør være mulig. Programvarefunksjoner som ikke allerede er innebygd kan legges til i ettertid. For å finne den best egnede ble det satt opp en oversikt over de viktigste kravene.

Frihetsgrader

Et av kravene fra er at opptreningsapparatet må ha seks frihetsgrader, og robotarmen må derfor ha minimum 6 roterende ledd. Enkelte roboter har et ekstra roterende ledd som gir dem en overflødig frihetsgrad, og kalles derfor en robotarm med syv frihetsgrader. Som nevnt under KUKA sin robotarm DLR lightweight, vil en robotarm med 7 frihetsgrader unngå enkelte singulariteter som finnes i robotarmer med 6 frihetsgrader. Derfor ses det helst at robotarmen har 7 frihetsgrader.

Payload

I spesifikasjonene til robotarmer står det oppgitt en *payload*. Dette er vekten robotarmen klarer å håndtere i enhver posisjon innenfor den gitte *workspacen*, og samtidig bevarer den oppgitte posisjonsnøyaktigheten (se neste punkt).

Selv om payloaden er oppgitt i vekt, er det momentet som oppstår i robotarmens ledd som begrenser hva den er i stand til å håndtere. Det største momentet i leddene, om robotarmen utsettes for sin payload, skjer om den er fullt utstrakt og kraften kommer vinkelrett på end-

effectoren. Om denne posisjonen aldri oppstår, vil momentet i leddene ikke være så høyt, og robotarmen vil håndtere en høyere kraft enn payloaden som er oppgitt.

FFMS krever at opptreningsapparatet skal kunne yte en motstand på minimum 6 kg. Om mulig ønsker de en motstand opp mot 15 kg, men dette er ikke et krav. Robotarmen vil være ganske langt unna utstrakt posisjon gjennom opptreningen, og det vil derfor ikke være behov for en payload som er like stor som den ønskede motstanden.

Posisjonsnøyaktighet

Posisjonsnøyaktigheten er oppgitt som det maksimale avviket fra robotens faktiske posisjon og posisjonen programvaren mener den har. Posisjonsnøyaktigheten ivaretas ved alle posisjoner roboten kan ha i sitt workspace, så lenge payloaden ikke overskrides.

FFMS krever en høy presisjon, med et maksimalt avvik på 5 mm eller mindre. Denne presisjonen er viktigst i måling av A-rom, der apparatet ikke vil yte særlig motstand. Posisjonsnøyaktigheten til de aller fleste robotarmer vil derfor tilfredsstillende dette kravet.

Kraft/moment-sensor

Noen robotarmer har kraft/moment-sensor i hvert ledd, mens i andre robotarmer må det installeres en ekstern kraftsensor i enden av robotarmen dersom kraftmålinger ønskes. Om robotarmen har sensorer i hvert ledd vil den være mer sensitiv og nøyaktig.

Workspace

Workspacen til robotarmer er definert som alle punkter dens end-effector kan nå, og samtidig ha posisjonsmålinger innenfor det oppgitte intervallet om den utsettes for krefter tilsvarende payloaden.

Software

De fleste robotarmer kommer med en innebygd software. For opptreningsapparatet må det kunne lages egne applikasjoner tilknyttet denne softwaren. Grunnen er at det skal lages et enkelt brukergrensesnitt for fysioterapeutene. Applikasjonen som utvikles skal ha få, bestemte funksjoner, som blant annet en resultatside med grafer som viser prestasjoner fra treningsøkten.

Sertifisering

Mange produkter som skal selges innenfor EU trenger en CE-sertifisering, og dette gjelder også medisinske produkter og roboter. Om robotarmen allerede er sertifisert for medisinsk bruk innenfor EU vil det gjøre den videre utviklingen enklere. Om robotarmen ikke er sertifisert må man gjøre det selv, og dette kan være tidkrevende, spesielt om ekstra sikkerhetsfunksjoner må implementeres for å den skal tilfredsstillende kravene.

Oppdateringsfrekvens

Det ønskes en høy frekvens på oppdatering av posisjonsmålinger, minimum 100 Hz. En høy frekvens gir en jevnere bevegelse ved at roboten ofte kan justere posisjonen. I tillegg er det viktig med høy frekvens for at roboten skal stoppe med én gang pasienten stopper å bevege hodet.

7.2.4 UR

Da konseptet med bruk av en robotarm ble utforsket i prosjektoppgaven var det UR-roboter det var størst fokus på. UR er en kjent og utbredt produsent av robotarmer, og har tre ulike typer med seks frihetsgrader. I opptreningsapparatet hadde deres mellomstore robotarm, UR5, vært den mest aktuelle. Payloaden er på 5kg[65], og antas å kunne håndtere mer enn 6 kg i opptreningsapparatet. En av fordelene ved å bruke en UR-robot i utviklingen er at det finnes flere av denne på laben ved tidligere IPK, og derfor også flere professorer og ansatte som hadde mye erfaring med disse. I tillegg ble det gjort et besøk til Rocketfarm, som er distributører av UR-roboten til Norge for å få innspill fra flere folk med god kunnskap om UR sine muligheter og begrensninger.

På besøket hos Rocketfarm ble det testet å kjøre UR i såkalt “free-drive”. I free-drive er robotarmen programmert til å kunne *guides manuelt* uten å gi noe motstand. Likevel opplevdes det som tungt å guide roboten i enkelte retninger. UR har ikke kraftsensorer i alle ledd og det er derfor free-drive-funksjonen ikke fungerer optimalt. Det kan installeres en ekstern kraftsensor ytterst på robotarmen for å redusere dette problemet.

Rocketfarm hevder at nye roboter som lanseres ofte har det de kaller “barnesykdommer”, som kan være små, uoppdagede feil i softwaren eller fysiske deler som er for svake og dermed har fare for å ryke. Slike feil kan potensielt føre til farlige situasjoner ved interaksjoner mellom menneske og robot. En av fordelene ved UR-roboter er at de har vært lenge på markedet, noe som gjør at de har fått løst problemene med “barnesykdommene”. Likevel påpeker Rocketfarm at det vil være tidkrevende å få dagens UR-roboter godkjent til medisinsk bruk. De har forhåpninger om at UR vil lansere en ny robot, sertifisert for kommersiell bruk innen medisin, om ikke så alt for lenge. Grunnen til antagelsen er den enorme etterspørselen for akkurat denne typen produkt, samt at konkurrenten KUKA har lansert roboten LBR Med. Denne oppfyller allerede kravene i IEC 60601-1 [66], en standard for medisinsk-elektriske produkter som har til hensikt å sørge for at disse er sikre og effektive.

7.2.5 KUKA

KUKA er kjent for å produsere robotarmer av høy kvalitet. LBR Med [67] er, som nevnt, en av deres roboter som er tilrettelagt for medisinsk behandling. Den er basert på modellen LBR iiwa, som er lettvektroboten beskrevet tidligere i dette kapittelet (side 36), og har de samme fordelaktige funksjonene for opptreningsapparatet. Roboten har kraft/moment-sensorer i alle dens syv ledd, og er derfor veldig sensitiv og kan programmeres til å yte tilnærmet ingen kraft ved *manuell guiding*. *Virtuelle vegger* er også en funksjon som allerede finnes i deres programvare. De har to ulike størrelser på denne robotarmen. Den minste roboten har en payload på 7kg, posisjonsnøyaktighet på ± 0.1 mm, og oppfyller kravene for opptreningsapparatet med god margin [68]. Dessuten er den produsert til å anvendes innen helse, og har allerede fått godkjent enkelte viktige sertifiseringer[65]. Å få LBR Med godkjent for bruk i opptreningsapparatet vil dermed ikke være tidkrevende, og det vil ikke er behov for å legge inn flere sikkerhetsmekanismer.

Den store ulempen med KUKA-roboter generelt er prisen. KUKA LBR Med ligger på mellom 600 000 - 1 000 000 NOK [69][70], noe som er vesentlig høyere enn ønsket for opptreningsapparatet. Til sammenligning er prisen på UR5 rundt 200 000 NOK[60].

7.2.6 Franka Emika

Franka Emika er en ny robotarm som ble ansett som et lovende alternativ allerede i prosjektoppgaven. Det eksisterte imidlertid begrenset informasjon inntil de tekniske spesifikasjonene[71][72] ble publisert sent i november. Roboten kan ved nåværende tidspunkt kjøpes via nettbutikken av universiteter og non-profit forskningsorganisasjoner i en såkalt “research package”. Denne inkluderer en programvare for å hjelpe brukere å lage egne algoritmer. For kommersielle aktører kan roboten nå bare forhåndsbestilles.

Franka har, på lik linje med KUKA LBR Med, 7 frihetsgrader i sin robotarm, og med kraft/moment-sensor i hvert ledd. Den har god posisjonsnøyaktighet, på $\pm 0,1$ mm. Programvaren som er tilgjengelig i “research package” står oppført med en oppdateringsfrekvens opp mot 1 kHz, avhengig av utstyr og nettverkskonfigurasjon. Franka har de samme egenskapene som KUKA LBR Med har, men til en betydelig lavere pris, noe som gjør denne roboten svært interessant for prosjektet.

På hjemmesiden til Franka, www.franka.de, er det lagt ut videoer som viser at roboten kan tilfredsstillende mange av de ønskede funksjonene til opptreningsapparatet. Deriblant demonstreres videoene dens høye sensitivitet, virtuelle vegger, og at den kan bli manuelt guidet. Videoene ga en god indikasjon på at Franka har potensiale til å være et svært godt valg for bevegelsesplattform i opptreningsapparatet. Likevel gjensto noen ytterligere spørsmål knyttet til funksjonaliteten, og det ble utvekslet mail med Franka for å få svar på disse.

Et aspekt som trengte oppklaring var om det ville være mulig å *manuelt guide* roboten med tilnærmet null motstand. Det virket som dette var mulig å få til med tanke på robotens sensitivitet og videoer som ligger ute på deres hjemmeside, men det trengtes en oppklaring om dette stemte. Grunnen var erfaringen med UR-roboten som opplevdes tung å guide. Over mail svarte Dr. Simon Haddadin, medgrunnlegger og daglig leder i Franka:

“ Based on FRANKA EMIKA's cartesian impedance control the weight compensation can even be overcompensated leading to almost no resistance, especially compared to other robotic systems e.g. UR.” [73]

Dette er et svar som var svært tilfredsstillende.

I mailutvekslingen kom det også fram at det allerede jobbes med å sertifisere roboten for ulike medisinske applikasjoner. Om en slik sertifisering finner sted før den kommer på markedet vil det være vesentlig lettere og mindre tidkrevende å ferdigstille opptreningsapparatet.

Franka virker som en ideell robotarm for opptreningsapparatet på mange måter, men det er ikke nødvendigvis denne som burde velges. Grunnen er at Franka har en payload på kun 3 kg. Dr Simon Haddadin anslo at det kan være mulig å yte 6 kg i opptreningsapparatet, men det er ingen garanti for dette. Før et håndfast svar må det utføres fysiske tester med robotarmen.

7.3 Diskusjon

Mye tyder for at prisene på robotarmer er på vei ned, og kvaliteten på vei opp. Franka Emika har lansert en robotarm som viser seg å inneha meget attraktive egenskaper til en langt lavere pris enn lignende produkter på markedet. Dette har ført til stor medieoppmerksomhet og har ikke gått upåaktet hen hos konkurrentene. Dermed ventes økt konkurranse i markedet, noe som med stor sannsynlighet vil lede til flere gode, rimelige roboter i nær fremtid.

Franka virker funksjonelt god nok til å benyttes i opptreningsapparatet, men det er noe usikkert hvor mye motstand den kan yte. Selv om det viser seg at roboten er for svak, kan det forventes at det kommer ut en nyere modell med større payload. Det er naturlig at Franka Emika kun lanserer én i første omgang for å komme inn på markedet. Men ser man på konkurrentene legger man merke til at de nettopp har flere modeller av den samme type robotarm med ulik payload. Eksempelvis har UR tre modeller av samme arm: UR3, UR5 og UR10, der nummeret representerer payloaden i antall kg.

Dersom en får utført tester og det viser seg at Franka klarer å yte stor nok motstand for opptreningsapparatet, bør denne velges som bevegelsesplattform. Det er gode grunner til å tro at Franka tilfredsstiller forventningene på alle områder. Blant annet har KUKA investert i robotarmen[74], noe som er et stort kvalitetsstempel. I tillegg understreket Aksel Transeth ved SINTEF, under en telefonsamtale i prosjektoppgaven[31], at teamet som har utviklet Franka Emika består av svært dyktige folk med mye erfaring. Representanter for Rocketfarm ble også imponert da de ble introdusert for denne roboten og mente at den har stort potensiale til å ta markedet med storm[60].

8 Hodeinnfestning - konseptutvikling

8.1 Introduksjon

Hodeinnfestningen er delen av opptreningsapparatet som skal festes til pasientens hode. Kravspesifikasjonene til hodeinnfestningen finnes i kapittel 6. Blant de viktigste kravene er at den skal passe alle og sitte komfortabelt, at slark minimeres, og at den skal være enkel å feste.

I gjennomgangen av kapittel 4 *Tidligere arbeid* er det beskrevet hva de foregående prosjekt- og masteroppgaven har kommet frem til angående hodeinnfestningen. Berg og Sunde[30] konkluderer med at en oppblåsbar innfestning er det mest lovende konseptet. De laget en prototype som ble beskrevet som fleksibel, komfortabel og god nok til å oppfylle alle krav. Ved prosjektoppgaven høsten 2016 ble det utført nye tester av denne prototypen som avklarte at den ga for mye slark. Det ble konkludert med at det var behov for å ta et steg tilbake og utforske løsningsrommet nærmere.

Det ble gjennomført en Sett-basert utvikling av nye konsepter for hodeinnfestningen. Resultatet var to lovende konsepter, der et av konseptene er en forbedring av fjorårets oppblåsbare konsept, mens den andre er en mer mekanisk løsning med stivere elementer som strammes inn rundt hodet. Et endelig valg av beste konsept er ikke tatt, da det har blitt gjort antagelser rundt den oppblåsbare konseptet som ikke har latt seg etterprøve i denne masteren.

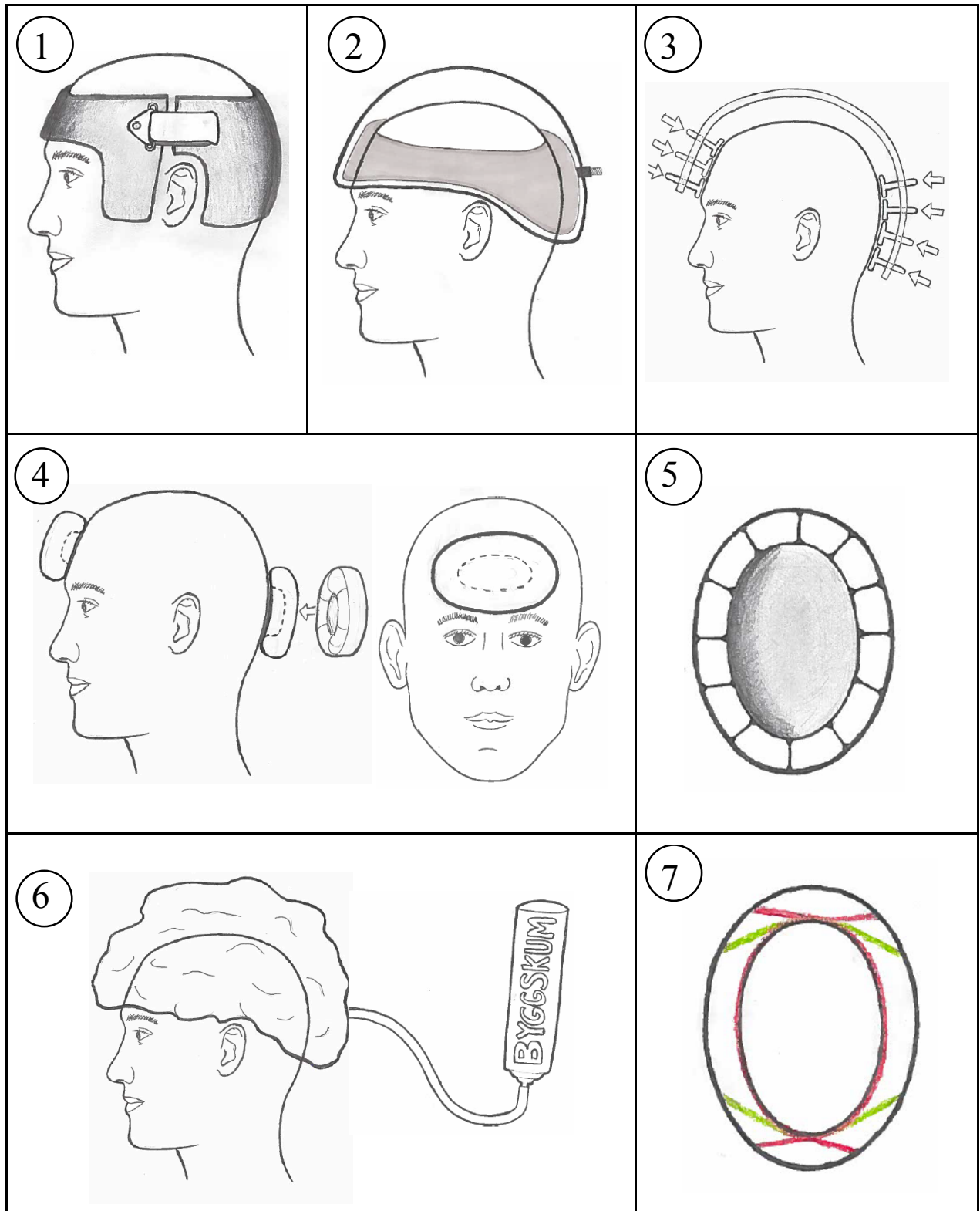
Kapittelet starter med å presentere konseptene fra brainstormingen av nye konsepter. Deretter følger en kartlegging av de viktigste aspektene ved hodeinnfestningen, som ga grunnlaget for å eliminere enkelte av konseptene fra brainstormingen. Videre utvikling av de gjenstående konseptene er beskrevet, først fra de initielle konseptene innenfor hver sett, så til prototyping og deretter refleksjoner rundt forbedringer av disse. Til slutt følger en oversikt over mulige metoder for å effektivisere innstrammingen av hodeinnfestningen.

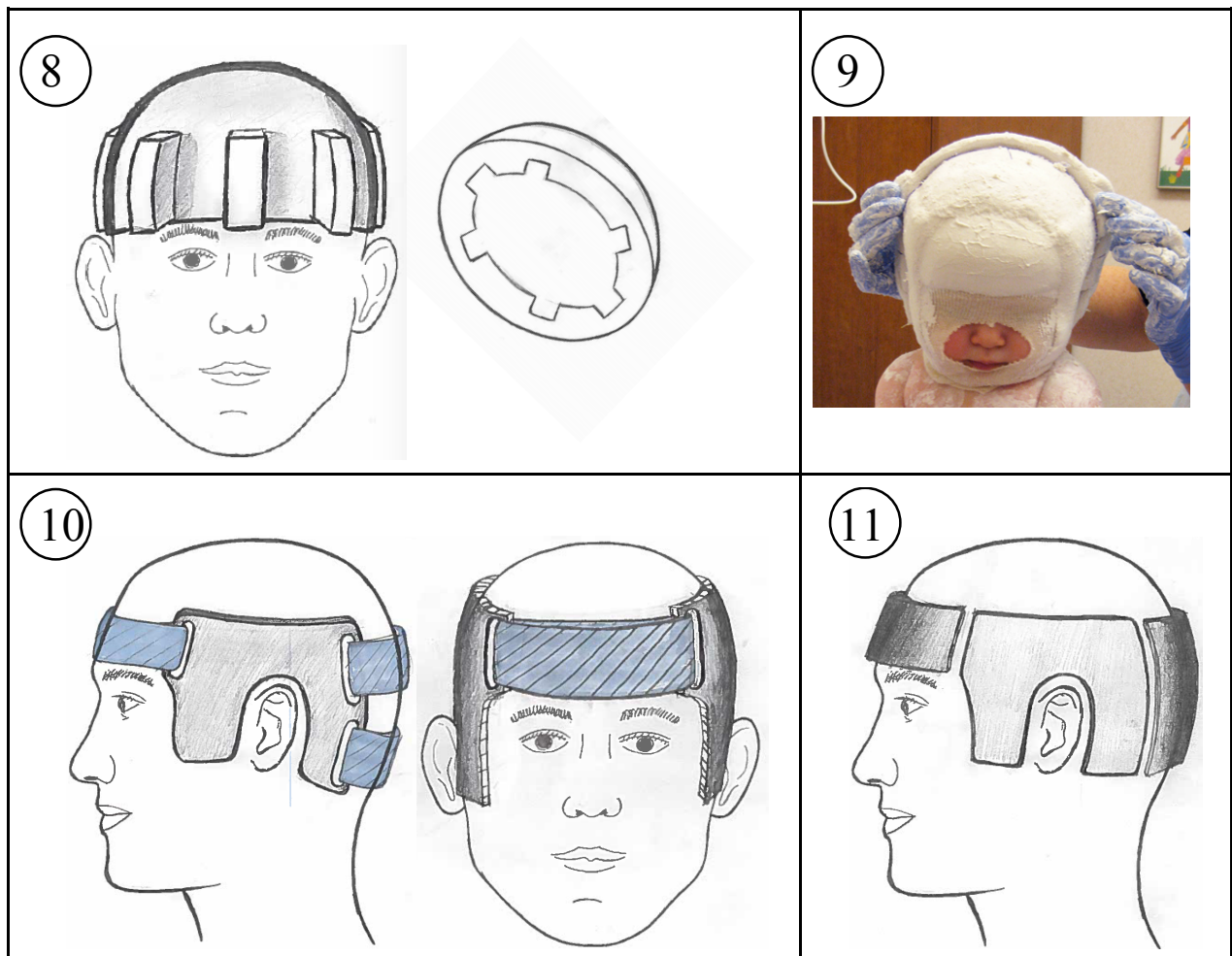
8.2 Brainstorming

Som første del av konseptutviklingen ble det utført en brainstorming av ideer for hodeinnfestningen, med brukerkravene i bakhodet. Det var viktig at kravspesifikasjonene ikke la for store begrensninger under brainstormingen, da dette kan hemme åpenheten for radikale og sprø ideer. Disse ideene kan stimulere til et kreativt miljø og kan noen ganger videreutvikles til gode, innovative og realistiske konsepter siden. Åpenheten for alle mulige løsninger var også et trekk for å unngå såkalt “design fixation” [75], der man bare ser løsninger lignende det man har blitt eksponert for før.

Konseptene fra brainstormingen er presentert i tabell 1, og en forklaring finnes i de påfølgende avsnittene. Ikke alle konseptene er fullgode løsninger, men de kan bidra til nytenkning og

belyse ulike aspekter. I neste fase av konseptutviklingen at ideene blir vurdert med kritiske øyne for å se om det faktisk er en realistisk løsning.





Tabell 1 Første konsepter for hodeinnfestning

1 Doc-band

Hjelmen er inspirert av “doc-bands” som brukes på babyer med plagiocephaly, mer kjent som “flat head syndrom”[76]. Et doc-band består av to stive elementer, et foran og et bak på hodet. Den spesial-lages for å passe babyens hodeform. Når hodet vokser er det en justeringsmulighet ved ørene, slik at hjelmen gjøres lenger. I hodeinnfestningen er tanken at hjelmen ikke nødvendigvis er personlig tilpasset hver pasient, men at det finnes noen ulike størrelser. Da lengden kan justeres er det i hovedsak bredden og hodeformen som må varieres i størrelsene.

2 Oppblåsbar

Konseptet består av en ytre hjelm med en oppblåsbar pute på innsiden. I masteroppgaven til Berg og Sunde ble det konkludert med at en oppblåsbar innfestning er det beste. I denne masteroppgaven blir påstanden satt på prøve.

3 Pin art

Konseptet er inspirert av såkalt “pin art”, som består av mange pinner som beveger seg fritt gjennom et hull i en stiv plate. I hodeinnfestningen er tanken at pinnene går gjennom hull i en stiv hjelm, der hjelmen er noe større enn hodet. I enden av pinnene er det små elementer som presses mot hodet, og deretter låses i sin posisjon. På denne måten kan det oppnås en form som er tilnærmet perfekt tilpasset pasientens hodeform og alle små ujevnheter.



Figur 21 Pin-art [76]

4 Hørselvern-utforming

Hørselsvern er laget for å passe alle hodeformer og sitte behagelig rundt ørene. Konseptet er inspirert av dette og fremhever muligheten til å bruke runde elementer med puter som ligner på det som er brukt i hørselsvern. Tanken er at de enklere tilpasses ulike hodeformer, slik at det unngås at elementet bare trykker på ett punkt.

5 Hyssing festes til lue og ytre ring

Skissen illustrerer konseptet sett i fugleperspektiv. Den innerste ellipsen illustrerer en stram lue tredd på hodet. Hyssingen forbinder flere punkter på luen og en ytre stiv ring. Den ytre ringen er festet i bevegelsesplattformen.

6 Ekspanderende stoff

Ideen er inspirert av byggsaum da dette er et stoff som ekspanderer når det blir sprayet på, og deretter stivner. Stoffet vil ha ubegrenset mulighet til å ekspandere vekk fra hodet. For at stoffet ikke skal sette seg fast i hud og hår vil pasienten ha på seg et beskyttende lag, som en hette som dekker hodet og skuldre. På denne måten vil man kunne få en hodeinnfestning som passer perfekt til hver pasient.

7 Reimer

Skissen illustrerer et hode sett ovenfra. Fire reimer er dratt rundt ulike deler av hodet og festet i en stiv, ytre ramme. Det er en reim for pannen, en for bakhodet og en for hver side. Hypotesen er at reimer oppleves mer behagelig å dytte mot enn plater.

8 Lue med spor

En lue i noe elastisk materiale dras over hodet. Luen har flere utstikkere i et stivere materiale, som for eksempel isopor, festet til seg. En stiv hjelm, med spor som er tilpasset utstikkerne på luen, tas på til slutt. Sporene i luen og den stive hjelmen hindrer de to delene å bevege seg relativt til hverandre.

9 Støpeform

Bildet[78] viser en baby som er i prosessen av å få lagd en støpeform av hodet. Ved støping kan enhver pasient få en hjelm som er perfekt tilpasset nettopp deres hode. Hjelmen må bestå av flere deler som spennes sammen etter at de er plassert på hodet for at det skal være mulig å ta den av og på.

10 Reimer og plater

Dette konseptet består av to sideplater av et relativt stivt materiale, med en reim foran og to reimer bak. Reimene i for- og bakkant vil ta opp brorparten av kreftene i forover- og bakoverbøy, og bidrar til innstramming av sideplatene. I sidebøy og rotasjon er det sideelementene som vil ta opp mesteparten av kreftene.

11 Stive elementer

Stive elementer presses mot hodet. Tanken bak oppdelingen i flere elementer er å sørge for at det kan tilpasses mange ulike hodeformer. Forskjellen fra konseptet "Pin-art"-konseptet med veldig mange små elementer er at elementene denne gangen har en større og mer bøyelig flate, noe som antas gjøre det enklere å få en mer smidig innstrammingsmetode.

8.3 Kartlegging

Brainstormingen ga mange ideer, og det var nødvendig å eliminere de svakeste alternativene. Det ble gjennomført en kartlegging av viktige aspekter relatert til hodeinnfestningen for å få et bedre beslutningsgrunnlag. Grunnen til at kartleggingen kom etter brainstormingen var for å ikke legge for å gi spillerom til kreativiteten ved idégenereringen.

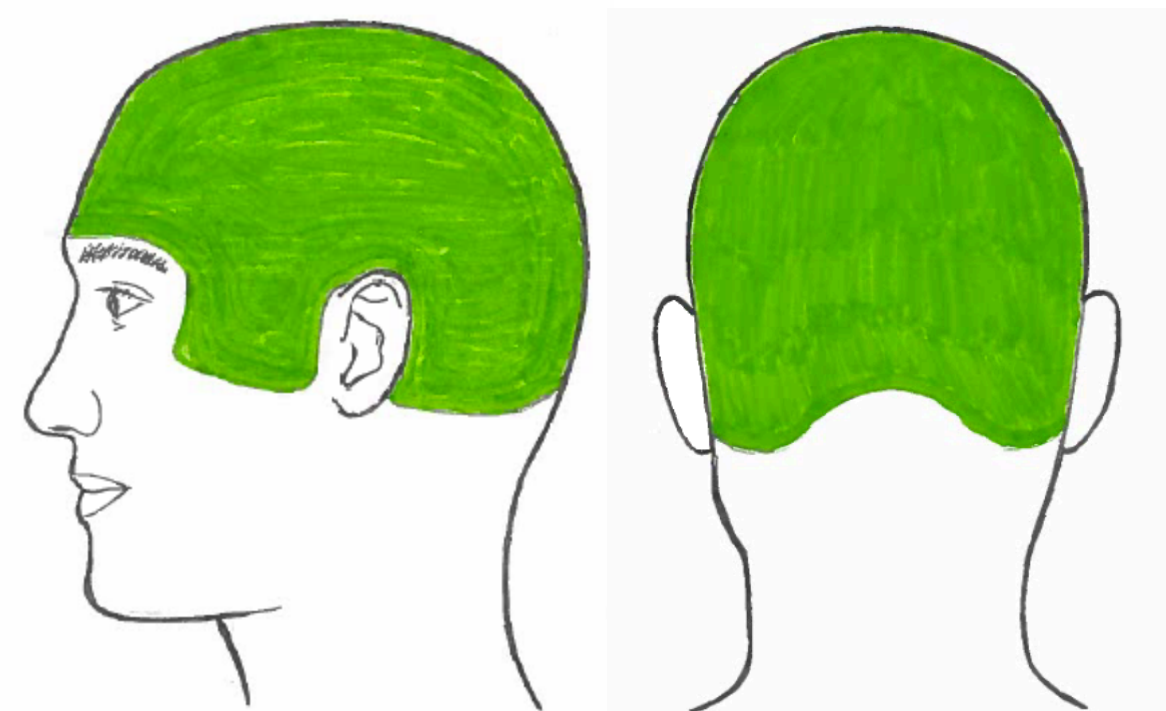
FFMS har vært tydelig på at minimering av slark er utrolig viktig for opptreningsapparatet, og dette har hatt mye fokus i kartleggingen. Med slark menes feil i målinger av hodets posisjon, slik at apparatet ikke vil gi troverdige resultater fra opptreningen. Slarken i de fleste robotarmer er veldig liten, og vil ikke være et problem. Slarken i hodeinnfestningen kan derimot være vesentlig større, og er et av kravene tidligere prosjekter har slitt med å tilfredsstille. En åpenbar grunn til slark i hodeinnfestninger er om hodet sklir på grunn av lite friksjon. En annen grunn er om huden beveger seg relativt til hodeskallen. Det er også mulig at selve hodeinnfestningen endrer form under bevegelsen om den ikke er stiv nok. I kartleggingen ble det gjort en nærmere analyse av hodet og aspekter relatert til friksjon for å undersøke og finne løsninger for å minimere slark.

8.3.1 Hodet

Oppgaven til hodeinnfestningen er å feste seg så godt i pasientens hode at den klarer å følge alle bevegelser uten slark. For å oppnå dette er det nødvendig å se på de ulike aspektene av hodet som kan påvirke innfestningen. Først må det kartlegges hvilke deler av hodet som kan brukes til å overføre krefter. Så bør den anatomiske utformingen av hodet analyseres slik at den kan utnyttes på best mulig måte, samtidig som det tas hensyn til det faktum at mennesker kan ha en veldig varierende hodeform. Nedenfor følger en analyse av disse aspektene.

Tillatte soner

Ikke alle områdene av hodet kan benyttes som kraftoverføringsflate for hodeinnfestningen. Enkelte soner er ubehagelige å stramme på og andre kan ikke benyttes siden de påvirker funksjonen til nakkemusklene. I samarbeid med Morten Leirgul ble de tillatte sonene markert på en skisse av en hodeform. Skissen kan ses i figur 22. Grønn farge symboliserer tillatte soner for kraftoverføring.



Figur 22 Mulige områder for kraftoverføring

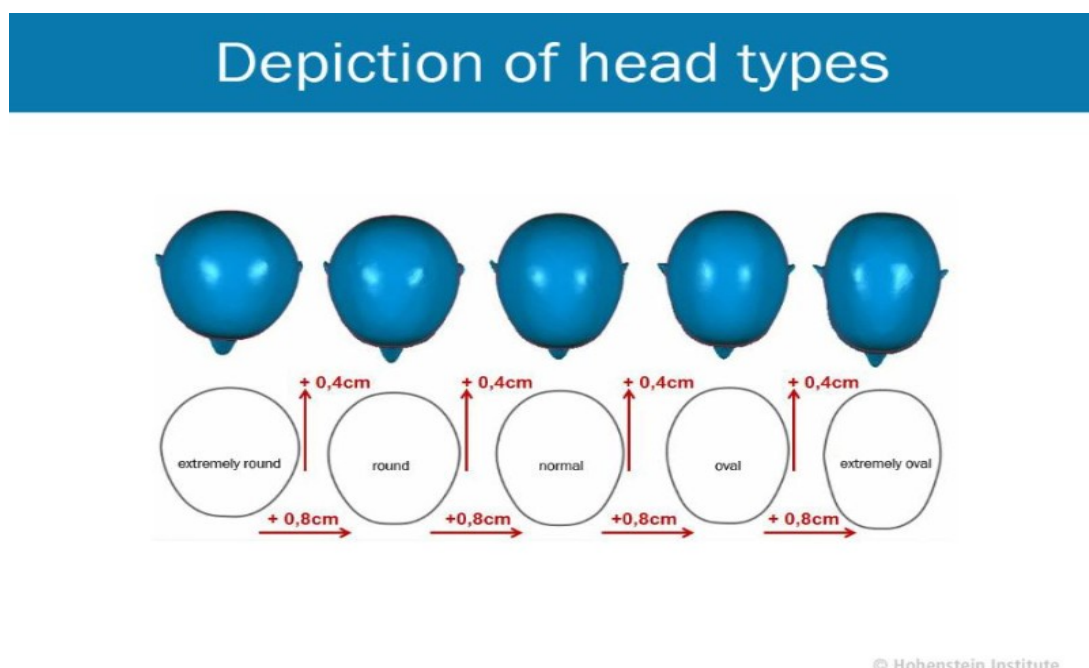
Fra skissen kommer det frem at haken/underkjeven ikke burde benyttes, og heller ingen del av nakken på høyde med eller lavere enn nakkevirvel C1. Begrunnelsen fra Morten var at nakkemusklene ikke skal forstyrres under opptreningen. I tillegg ble det utelukket å trykke på øret siden det ikke er særlig behagelig, og det kan hindre kommunikasjon mellom pasient og terapeut.

Av de tillatte sonene er tinningen et punkt som kan være ømt, og man bør derfor være forsiktig med for høyt trykk rundt dette området. Noen punkter kan også oppleves ømme for enkelte

pasienter, men ikke for andre. Det vil dermed være viktig at hodeinnfestningen ikke presser veldig hardt mot enkelte punkter, men fordeler kreftene jevnt over en større overflate.

Hodeformer

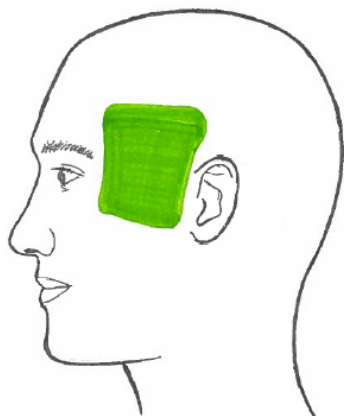
Mennesker kan ha en veldig varierende hodeform, som illustrert i figur 23. Dette gjør det komplisert å finne en hodeinnfestning som passer alle. Ideelt sett skulle hver pasient fått en skreddersydd hodeinnfestning som passet perfekt. På den måten hadde den fungert som en fastnøkkel som passer til mutteren, noe som ville gitt null slark. Å skreddersy hodeinnfestninger til hver pasient vil imidlertid være tidkrevende og dyrt, og anses derfor ikke aktuelt i opptreningsapparatet. Målet er i stedet å skape en hodeinnfestning som kan tilpasses alle hodeformer, og sørge for at den i hvert fall overfører krefter ved de viktigste områdene av hodet.



Figur 23 Ulike hodeformer [78]

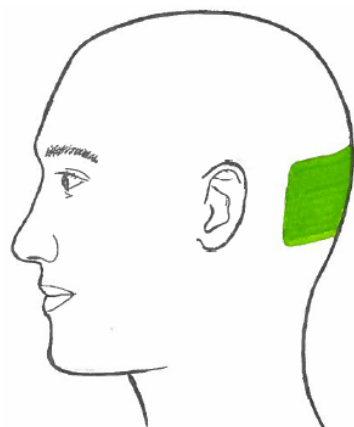
Viktige soner

Det ble sett nærmere på den anatomiske utformingen av hodet for å identifisere strategisk viktige soner for kraftoverføring ved rotasjon, bakoverbøy, foroverbøy og sidebøy. Det ble tatt utgangspunkt i hodeformen betegnet som "normal" i figur 23. Selv om hodeformene varierer vil analysen være relevant i de aller fleste tilfeller.



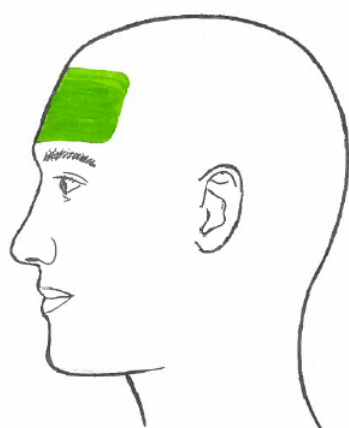
Figur 24 Viktig sone ved rotasjon

Rotasjon har tidligere blitt identifisert som en utfordrende bevegelse å gjennomføre uten slark. Å påføre trykk foran på siden av hodet, som illustrert i figur 24, ble sett på som en mulighet til å utnytte hodeskallens form for å minimere slark i denne bevegelsen. Når man roterer hodet er rotasjonspunktet ved de øvre nakkevirvlene, altså langt bak på hodet. Punktene langt foran på siden har derfor lengst momentarm og burde utnyttes. Selv om tinningen kan være øm ved høyt trykk akkurat der muskelen ligger, er det solid bein både over og under som kan underlette trykket.



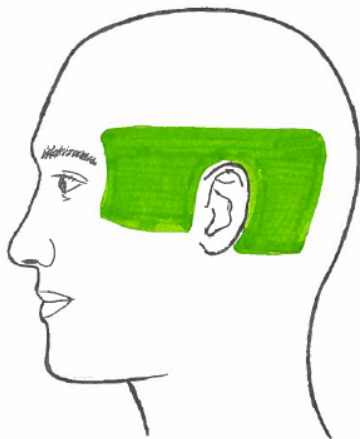
Figur 25 Viktig sone ved bakoverbøy

Ved *bakoverbøy* ble sonen i figur 25 identifisert som den viktigste. Sonen ender like over første nakkevirvel. Å la kreftene overføres såpass lavt på hodet vil redusere slarken ved *høyaksebevegelser*, da kraften vil overføres ganske normalt på kraftoverføringsflaten. En normal kraftoverføring vil hindre at både huden skrir mot hodet og at hodet sklir inni hodeinnfestningen, og dermed minimeres slarken



Figur 26 Viktig sone ved foroverbøy

Ved *foroverbøy* ble naturligvis pannen identifisert som enormt viktig, som illustrert i figur 26. Pannen er den eneste sonen som vil gi en relativt normal kraftoverføring i foroverbøy.



Figur 27 Viktig sone ved sidebøy

Sonen illustrert på figur 27 ble identifisert som den viktigste ved *sidebøy*. Nedre del av sonen foran på hodet ender ved kinnbeinet. Området bak øret er også viktig for å unngå stort moment om nakkens rotasjonsakse. Områdene gir en god momentarm og en kraftoverføring relativt normalt på hodet. Uten områdene lavt på hodet kan hodeinnfestningen ha lett for å skli av under sidebøy.

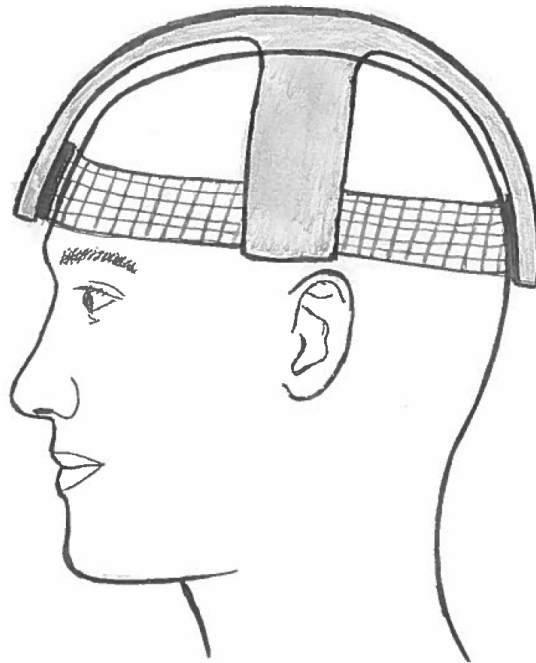
8.3.2 Friksjon

Friksjon var det neste aspektet som ble analysert for å oppnå minst mulig slark. Hodet skal ikke ha noe mulighet til å skli inne i hodeinnfestningen, så friksjonskraften bør være stor. For å øke friksjonskraften har man to valg: Øke friksjonskoeffisienten eller øke normalkraften. Dette kan ses ut ifra formelen for friksjonskraft; $F = \mu * N$, der F er friksjonskraften, μ er friksjonskoeffisienten og N er normalkraften.

Normalkraften er kraften som står normalt mot hodebunnen. Om denne kraften øker uten at kraftoverflaten endres vil trykket mot hodet øke, og det vil kunne oppleves ubehagelig for pasienten. Dersom man øker arealet kan også normalkraften økes noe uten at trykket øker. En stor kraftoverflate er derfor ønskelig med tanke på å kunne øke friksjonen.

Om friksjonskoeffisienten er veldig lav vil ikke en stor normalkraft være nok for å unngå at innfestningen sklir i forhold til hodet. Friksjonskoeffisienten er vel så viktig, og bør økes i størst mulig grad for å oppnå en stor friksjonskraft. Jo høyere friksjonskoeffisient man får mellom hodet og hodeinnfestning, jo mindre kraft trenger man å stramme inn hodeinnfestningen med, og det vil bli mer behagelig for pasienten.

En idé som dukket opp for å øke friksjonskoeffisienten var å benytte et pannebånd av en antislip-duk. Stoffet i duken fører til en høy friksjonskoeffisient som er med på å øke friksjonen mellom hodet og hodeinnfestningen. Da pannebåndet strammer rundt håret vil dette også minimere hårets mulighet for å bevege seg. Spesielt i bakre del av tidligere prototyper sklei hodeinnfestningen mye langs bakhodet, da dette er et område med mye hår.



Figur 28 Antislip-pannebånd mellom hodeinnfestning og hode

For å undersøke ideen ble den prototypet og testet sammen med en av de eksisterende hodeinnfestningene. Konseptet er illustrert i figur 28, der det rutete området er antislip-båndet. Båndet ble festet med borrelås rundt hodet slik at det kan strammes rundt alle hodeformer. I testen opplevdes det en betydelig økning av friksjon mellom hodet og hodeinnfestningen. Hypotesen om mindre mulighet for slark grunnet håret stemte også, og den bakre delen av hodeinnfestningen satt vesentlig bedre.

Antislip-stoffet kan også brukes på de andre viktige sonene for hodeinnfestningen som er funnet kartleggingen.

8.4 Videre arbeid av beste konsepter

Kartleggingen ga en økt innsikt i problemstillingen, og gjorde det mulig å se kritisk på ideene generert ved brainstormingen. Konsept 4, inspirert av hørselsvern, ble eliminert da det etter kartleggingen ble ansett viktigere å utnytte en større overflate for kraftoverføring. Andre konsepter, som 9 (støping) og 6 (byggskum), ble eliminert henholdsvis grunnet tidsbruk og miljømessige årsaker[80]. Konseptene med reimer ble forkastet på grunn av manglende

posisjonskontroll, siden reimene fort kan bøyes relativt til den stive ytre innfestningen og det reelle vinkelutslaget vil være ukjent. Konsept 3, bestående av veldig mange små elementer, ble forkastet da det er vanskelig og tidkrevende å få til en symmetrisk og jevn innstramming når så mange elementer må koordineres. Til slutt ble konsept 8 (badehette) forkastet da den ytre hjelmen må tilpasses sporene, noe som vil være knotete grunnet mange forskjellige hodeformer og størrelser.

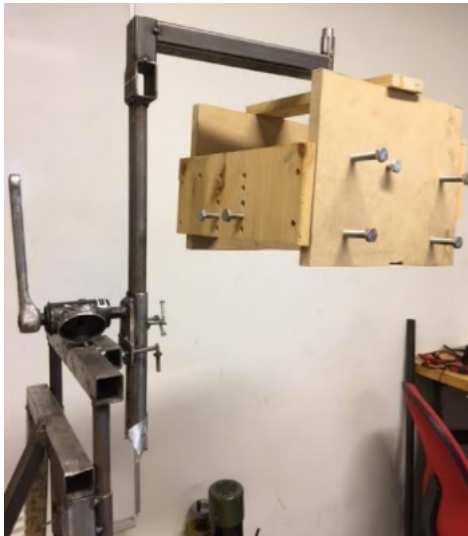
De gjenværende konseptene ble delt inn i to sett, jf. sett-basert design som det kan leses om i kapittel 5 *Metode*. Det ene settet består av stive elementer som dyttes mot hodet, mens det andre består av oppblåsbare slanger eller puter som pumpes opp ved innstrammingen av hodet. En videre utvikling ble utført innenfor begge settene, med prototyping, testing og diskusjoner rundt forbedringer av konseptene. I delkapitlene 8.5 og 8.6 er prosessen nøyere beskrevet.

I utviklingen av hodeinnfestningen ble det ikke fokusert på hvordan platene skal strammes inn mot hodet. I riggen ble flere punkter strammet inn individuelt, noe som ses på som den beste metoden å stramme inn bøyelige plater for å få en passende hodeinnfestning til alle. Dog trengs det en mer effektiv metode i et ferdig produkt. Det ble utført en egen konseptutvikling for innstrammingsmetoder, beskrevet i et eget delkapittel etter konseptutviklingen av hodeinnfestningen.

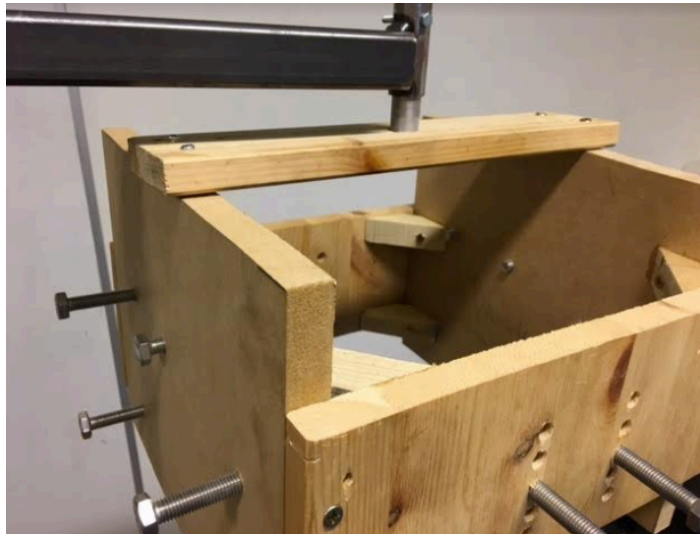
Testene og testriggen

Testene av prototypene ble utført i en testrigg. Deler av riggen ble bygget av Slåttsveen og Tolo i forbindelse med deres masteroppgave i 2015[29], men det ble gjort enkelte justeringer for å tilpasse den til konseptene i denne masteren. Riggen som ble bygget av Slåttsveen og Tolo tillater rotasjon om en horisontal akse, altså det som karakteriserer som bøyebøvegelser. Selv om det bøyes om en fast akse, som dermed leder til en litt *unaturlig bøyebøvegelse*, er dette en grei måte å teste prototypene. Riggens totale høyde og høyden på aksene er justerbare, slik at rotasjonsaksene kan tilpasses mest mulig til testpersonens naturlige bøyingsakse.

Det ble laget et påbygg bestående av en stålsylinder og en trekonstruksjon, noe som ga to nye funksjoner til testriggen. For det første var tillot den når rotasjonsbevegelser. For det andre hadde den en stiv ytre ramme rundt hodet som gjorde det mulig å stramme inn elementer av hodeinnfestningen fra siden.



Figur 29 Testrigger med påbygg



Figur 30 Påbygget på testrigger

Prototypene som ble testet i testriggeren besto av flere elementer som skulle strammes inn på de ulike delene av hodet. Innstrammingsmekanismen var bolter som ble skrudd gjennom oppgjengede hull. Hullene ble boret ved posisjoner for å kunne stramme inn platene på hjørnene av formen for å kunne krumme de bøyelige elementene. Et hull ble også boret på midten av flaten, slik at man kunne presse inn dette punktet også. Dette ga en funksjonell innstrammingsmekanisme som var rask å lage, om enn litt tidkrevende ved innfestning av testpersonen.


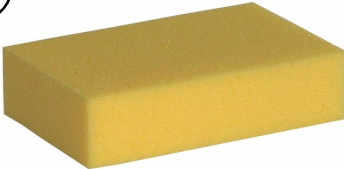



Testpersonen ble spent inn i testriggeren, og både rotasjon og sidebøy ble utført - først med motstand som førte til at testpersonen klarte å bevege hodet i lav hastighet og deretter en så stor motstand at personen ikke klarte å skape bevegelse i det hele tatt. For at riggen skulle fremstille kraftoverføringene fra en robotarm var det en som holdt igjen bevegelsen utført av testpersonen. Testriggeren ville ellers, på grunn av tyngden, dratt hodet nedover. Å dytte imot innfestningen opplevdes mye annerledes enn å holde igjen tyngden av riggen.

8.5 Stive elementer

Innenfor dette settet finnes ulike variasjoner av løsninger der elementer presses mot hodet. Hovedtanken er at den faste strukturen skal ligge tett på hodet for å minimere slark. Konseptets navn, *stive elementer*, kan være noe misvisende, da graden av bøyelighet kan variere. Elementene kan også variere i antall og form. For mer behag og bedre passform vil det bli brukt en padding mellom hodet og de stive elementene.

8.5.1 Padding

Harde plater rett mot hodet er både ubehagelig og vil gi en dårlig kraftoverføring. En dårlig kraftoverføring kommer av at de stive platene ikke vil treffe hele hodeflaten, både på grunn av ujevnheter og at den ikke vil være passe alle hodeformer. Flaten for kraftoverføring blir derfor liten, og trykket dermed større. Av den grunn vil det være naturlig å legge padding mellom hodet og de stive platene. Siden det gjelder alle konseptene innenfor dette settet ble det gjort en brainstorming rundt ulike paddinger før videre konseptutvikling. I tabell 2 er mulige paddinger presentert, og en nærmere beskrivelse finnes i de påfølgende avsnittene.

① 	② 
③ 	④ 
⑤ 	

Tabell 2 Padding brukt mellom stive elementer og hodet

Luftputer[81]

Tanken bak å bruke luftputer som padding er at den gir relativt likt trykk over hele kontaktflaten mellom elementet og hodet, noe som gjør innfestningen komfortabel. En mulig utfordring er at luften har lett for å bevege seg inne i elementet slik at putene omformes under pasientens bevegelser, og dermed fører til slark. Det er mulig å ha flere oppblåsbare puter for å redusere

muligheten for flytting av luft og dermed omforming under bevegelsene. Om man gjør dette vil også noen av fordelene ved konseptet forsvinne, da innstrammingen må skje presist og kontrollert for at det skal bli likt trykk rundt hele hodet.

Skumgummi[82]

Skumgummi er mykt, porøst og mye brukt som padding, for eksempel i stoler. Kjøkkensvamper er et annet vanlig produkt av skumgummi, og har som kjent en god evne til deformasjon selv ved små krefter. Skumgummi kan gi god komfort dersom det benyttes et tykt lag, men det er mulig det gir for mye slark.

Gelpute[83]

Gelputer er en type padding som brukes i for eksempel skosåler og i flere medisinske apparater[84]. Materialet deformeres ved trykk, slik at det vil formes noe etter hodeformen. Gelputer er fastere enn skumgummien brukt i svamper, og vil derfor ikke deformere like mye.

Skumplast [85]

En myk type skumplast, likt det som benyttes i mange sitteunderlag, er en mulig padding. Paddingen kan være i samme tykkelse som et tynt sitteunderlag, og den stive delen av hodeinnfestningen vil derfor sitte tett på hodet. Tanken med en slik polstring er at den vil være stabil og minimere slark. Ulempen med et såpass tynt lag med polstring er at elementene må være mye mer tilpasset hodeformen enn om det er et tykt lag med polstring som har mye større mulighet for å forme seg.

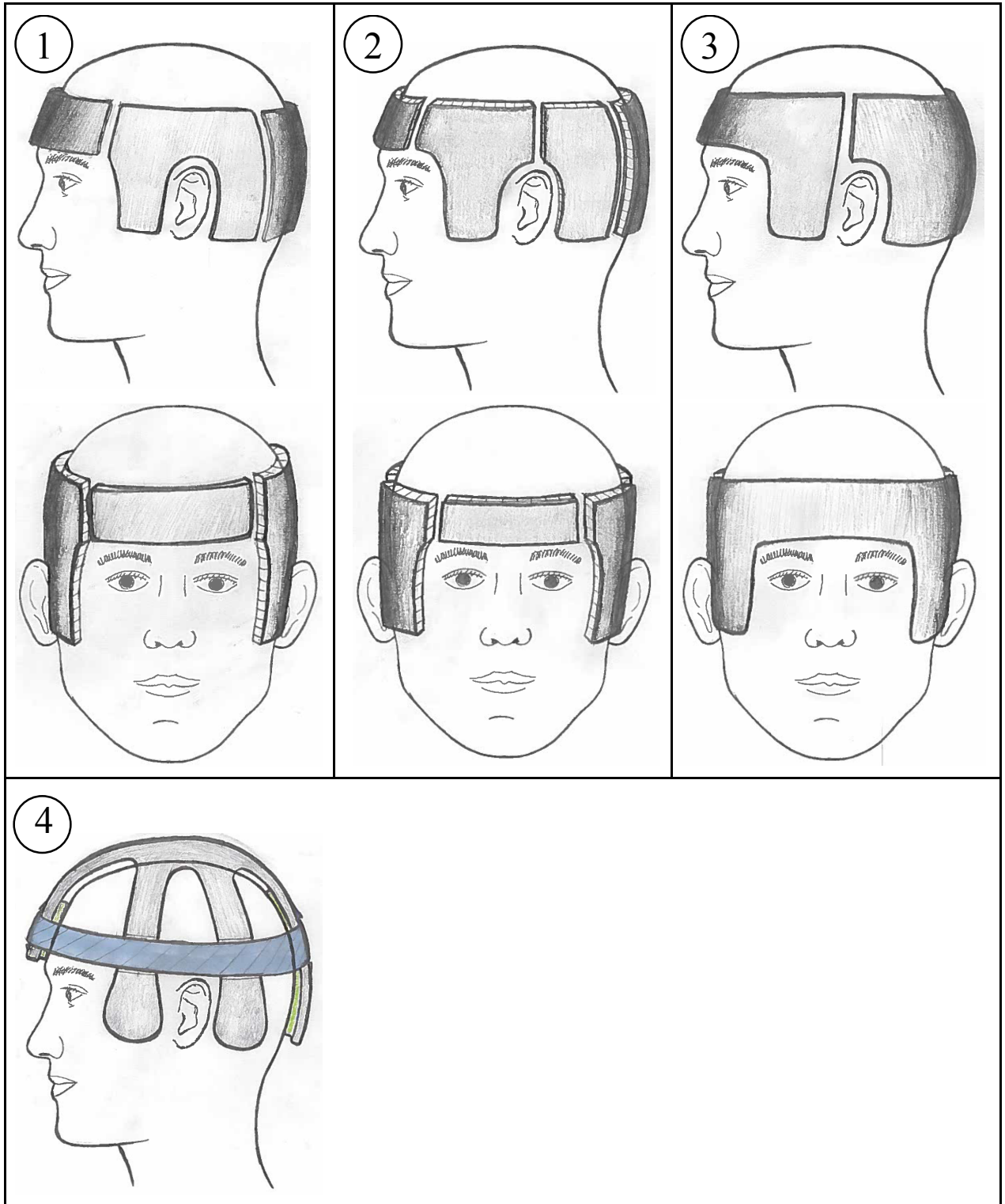
Plastelina [86]

Alle paddingene som er nevnt til nå har en fast form. Ved påføring av krefter vil formen endres, men den vil gå tilbake til sin opprinnelige form når kreftene fjernes. Plastelina vil derimot ha ingen original form, men beholder formen den får etter deformering. Når plastelinaen er formet etter hodet, og hodet presser mot den, er hypotesen at den ikke vil omforme seg noe betydelig under bevegelsene. Dette vil da gi en mer stabil hodeform og lite slark.

Konseptet med bruk av plastelina som padding kom ikke frem før ved den femte prototypen. Under denne prototypen står det nærmere beskrevet hvorfor plastelina ble ansett som så lovende.

8.5.2 Konsepter

Ulike konsepter for hodeinnfestning med stive elementer er vist i tabell 3, mens en nærmere forklaringen kan leses i de påfølgende avsnittene. Tegningene viser hovedprinsippet som utforskes ved konseptet. Bare de relevante delene av hodeinnfestningen er tegnet, for å få fram de viktigste aspektene. En følge av dette er at tegningene ikke viser et eventuelt ytre skall. De viser heller ikke hvordan den fullstendige innstrammingen mot hodet vil foregå.



Tabell 3 Konsepter innenfor settet "Stive elementer"

1 Hele sideelementer

Dette konseptet har to noe bøyelige sideelementer med svak initiell krumning. Da elementene er noe bøyelige kan krumningen økes ved innstramming for å tilpasses ulike hodeformer. Elementene foran og bak baseres på samme prinsipp.

2 Oppdelte sideelementer

Dette konseptet har store likheter med det første konseptet, men består av flere separate elementer på hver side (her tegnet som to sideelementer på hver side). Tanken bak å fordele sideflaten på flere elementer er at de kan justeres uavhengig av hverandre, og på denne måten tilpasses bedre ulike hodeformer. En utfordring er at det kreves flere innstrammingspunkter, noe som kan gi en mer komplisert innfestning av pasienten.

3 Ett element foran og ett bak

Dette konseptet dekker det samme arealet som konsept 1 og 2, men består i stedet av bare to elementer - et foran og et bak. Konseptet var blant de initielle konseptene fra brainstormingen, der kalt *DOC-band*. Elementet strammes ved å dra det fremre og det bakre elementet mot hverandre. Konseptet krever færre innstrammingspunkter, og vil kunne gi veldig god støtte dersom formen passer godt. Et mulig problem er å oppnå en god passform i bredden av hodet, da det ikke er noen justeringsmuligheter der.

4 Forbedring av eksisterende prototype

En mekanisk prototype fra masteroppgaven til Berg og Sunde består av fire smale "armer", en foran, en bak og en på hver side. Det nye konseptet er en inkrementell forbedring der antallet armer er økt til seks, med to armer på hver side, og der alle armene unntatt den foran er forlenget. Den nye utformingen har til hensikt å gi kraftoverføring ved de essensielle sonene identifisert i den initielle kartleggingen. En del av innstrammingen er illustrert i blått, og består av en reim som kan strammes, identisk med løsningen på eksisterende prototype. Det kan være aktuelt å legge til ekstra innstramming av armenes nederste del dersom det er nødvendig.

Diskusjon

De to første konseptene anses som mest lovende, da de kombinerer stort overflateareal med bedre fleksibilitet enn konsept 3. Konsept 4 benytter et betydelig mindre areal, men fremhever en fin måte å stramme elementene. Konseptet illustrerer også muligheten for å ha smale elementer som lettere kan bøyes innover mot hodet. Dette er en måte å øke fleksibiliteten på som kan være et aktuelt grep dersom det viser seg nødvendig.

8.5.3 Prototyping

Det ble laget prototyper både med ulike paddinger, forskjellige utforminger og ulikt antall elementer. Det refereres til kapittel 5 *Metode* for en mer overordnet beskrivelse av filosofien bak prototypingen.

To rette sideplater med skumgummi

I denne første prototypen var hensikten å sjekke, på en rask og enkel måte, hvordan konseptet med sideplater opplevdes. Det var også ønskelig å teste hvordan skumgummi fungerte som padding.

Utførelse

To parkettplater ble saget til en form som passer til hodets sideflate med utskjæringer for ørene. Sideplatene er rette og lite bøyelige. Et tykt lag med skumgummi ble festet på innsiden for at de skal kunne tilpasses ulike hodeformer og hodets ujevnheter.

Da testriggeren ikke enda var justert til å passe denne prototypen foregikk testingen på enn litt annen måte enn det som er forklart under ”Tester og testrigg”, på side 52. Platene ble plassert inntil hodet og strammet inn med tvinger. Rotasjon- og sidebøysbevegelser ble forsøkt med motstand påført av en person som holder igjen bevegelsen.



Figur 31 To sideplater med skumgummi brukt som padding

Konklusjon

Det opplevdes mye slark under testingen. Slarken oppsto ved at hodet komprimerte skumgummien i rotasjon, og hadde altså mulighet for å rotere relativt til hodeinnfestningen. Skumgummien var en alt for myk polstring, da den komprimerte seg alt for lett ved utførelsen av bevegelsene.

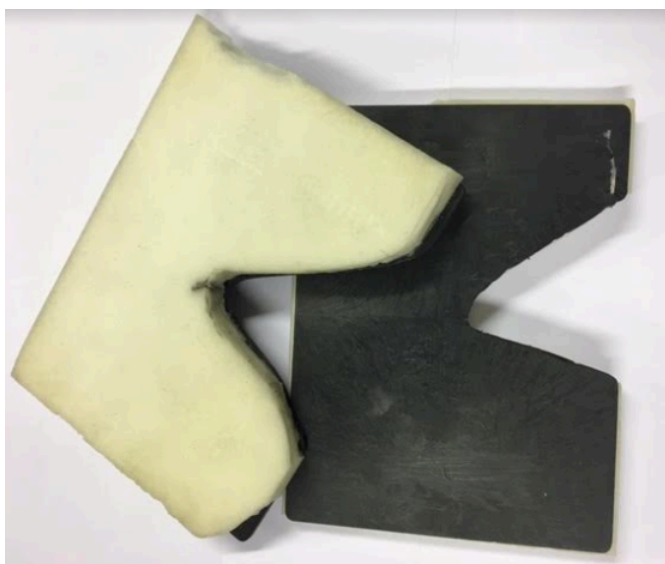
Konseptet med stive elementer ble, til tross for en prototype med mye slark, fortsatt vurdert som lovende. En forbedring til prototypen er om sideplatene kan tilpasses noe etter hodets krumning, da dette potensielt kan redusert muligheten for bevegelse av hodet relativt til hodeinnfestningen.

To litt bøyelige sideplater med skumplast

Den andre prototypen som ble laget består av noe bøyelige sideelementer med skumplast plassert på hver sin side av hodet. Hensikten var å få en opplevelse av krummede sideplater, og samtidig teste en fastere padding. Det var forventet at den nye prototypen skulle føre til mindre slark enn hva som ble opplevd ved den første prototypen.

Utførelse

Et finpussebrett fra Biltema ble utskåret på samme måte som ved den første prototypen. Finpussebrettet består av en noe bøyelig plastplate med skumplast på innsiden, som vist i figur 32. Konseptet ble testet på standard måte i testtriggen, som beskrevet under ”Tester og testtrigg”. Elementet ble krummet noe etter hodeformen ved hjelp av innstrammingsboltene. Figur 33 viser en pågående test av prototypen.



Figur 32 To sideplater med skumplast



Figur 33 Prototype under testing

Konklusjon

Skumplasten var mer kompakt og hard enn skumgummien, og opplevdes mye mer komfortabel. Den formet seg godt etter hodets ujevnheter, uten å bli særlig sammentrykt. Hodeinnfestningen ga en vesentlig bedre støtte enn den forrige prototypen, både på grunn av sideelementene som kunne formes noe etter hodet og at paddingen var fastere. Selv om slarken ble redusert var det fortsatt et stort rom for forbedring.

Områdene lavt på siden av hodet ble bekreftet å ha en stor positiv innvirkning for reduksjon av slark i sidebøy.

Fire stive elementer med sitteunderlag

Med flere og mindre kraftoverflater er det lettere å tilpasse innfestningen til alle hodeformer, enn ved å kun bruke ett stort element på siden av hodet. Det var derfor ønskelig å teste hvordan to sideplater på hver side av hodet opplevdes. Usikkerheten ved konseptet, og dermed også hensikten ved denne prototypen, var å sjekke om fire kontaktsoner med begrenset areal er nok til å gi tilstrekkelig støtte i rotasjon og sidebøy, samtidig som det er komfortabelt.

Utførelse

Fire treklosser ble saget ut, og overflaten formet til å passe hodet. Skumplast fra et sitteunderlag ble limt på den aktuelle flaten. For at hodeinnfestningen skulle sitte godt til en generell hodeform, ble klossene festet til innstrammingsmekanismen med en liten vinkel. Hver kloss hadde to bolter for innstramming, en øverst og en nederst. Figur 34 og 35 viser oppsettet i testtriggen både med og uten testperson.



Figur 35 Fire stive elementer



Figur 34 Prototype under testing

Konklusjon

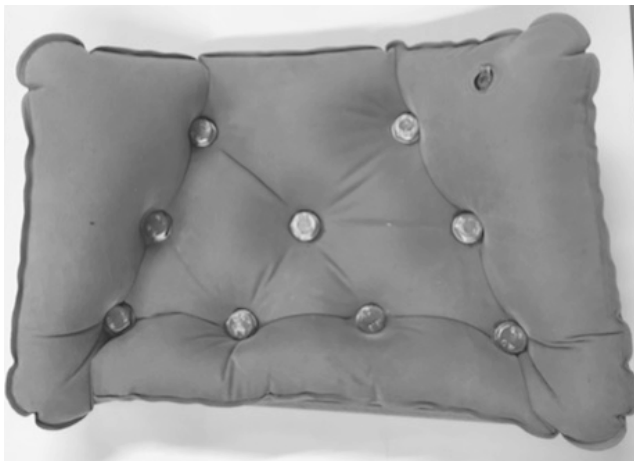
Konseptet fungerte greit med tanke på slark, men var vesentlig mindre komfortabel enn tidligere prototyper. For det første var det et mye større trykk på hodet, på grunn av den lille kraftoverflaten. For det andre var ikke avstanden mellom klossene og vinklene mot hodet optimal. Ved et slikt konsept, hvor ikke-bøyerlige elementer strammes inn mot hodet, må både vinkel og avstand kunne justeres for at det skal sitte godt og behagelig på forskjellige hodeformer. En slik innstramming vil være komplisert og tidkrevende innfestningsmetode, og gevinsten av det er ikke stor nok til at dette er et godt nok konsept for hodeinnfestningen. I tillegg til en komplisert innfestning ble det brukt en hardere padding enn tidligere, noe som heller ikke hjalp på komforten.

Sideplater med luftputer

Luftputer er et forslag til padding som var ønsket å prøve ut. Forskjellen på luftputer som padding og konseptene med oppblåsbare løsninger, er at som padding er luftputene oppblåst før innstramming. I dette konseptet er det brukt ferdig oppblåste puter på innsiden av hver sin stive plate, der platene ble strammet inn mot hodet ved hjelp av innstrammingsboltene.

Utførelse

En enkel prototype ble laget ved å feste ferdig oppblåste luftputer til sideplater ved hjelp av bolter og muttere, som vist i figur 37.



Figur 37 Luftfylt pute festet med bolter i en sideplate



Figur 36 Prototype under testing

Konklusjon

Putene krummet seg automatisk grunnet måten de ble festet til sideplatene på, noe som gjorde at de passet bra til hodeformen. Prototypen var veldig behagelig, men langt fra god nok på andre områder. For det første strammet luftputene over ørene, noe som førte til noen ubehagelige lydopplevelser og heller ikke føltes særlig komfortabelt. I tillegg hadde luften mulighet til å flytte seg rundt i et stort volum, noe som gjorde at putene omformet seg i stor grad gjennom bevegelsene, og dette førte til mye slark.

Alt i alt er konsept med oppblåsbare elementer sett på som en bedre løsning enn bruk av luft-elementer som padding, da man på denne måten for med de gode fordelene ved bruk av luft og at det samtidig gir en enkel innfestning.

Bøyelige sideplater og klosser foran og bak, med plastelina som padding

Etter erfaringer fra de fire første prototypene var oppfatningen at sideelementer burde utforskes ytterligere, men det er behov for enkelte justeringer for å oppnå en komfortabel innfestning med lite slark. Sideelementene var svært viktige i sidebøy, og ga en stor kraftoverflate. Å ha elementer fremfor å bruke en tilpasset hjelm er positivt, da det anses som lettere størrelsesmessig å få elementer til å passe en alle hodeformer, da en omkretsen på hjelmen trenger å passe hodeomkretsen mer nøyaktig. Om elementene er 1 cm for korte i forhold til hodet betyr det bare at det er 1 cm som ikke blir dekket av hodeinnfestningen, men elementene kan likevel strammes godt inn. Likevel var det en utfordringen å finne en padding som gjorde at formen på elementene passet alle hodeformer, var behagelig og minimerte slark. Det ble kommet opp med et nytt konsept for padding som muligens kunne løse dette: plastelina.

Plastelina ble ansett som et bedre padding-materiale enn de som har blitt utprøvd tidligere. Hypotesen er at man kan forme det etter hodeformen, men i motsetning til de andre paddingene vil ikke plastelinaen omforme seg like lett under opptreningen. Slarken i skumgummien og skumplasten kom på grunn av dens evne til å komprimere seg ved påføring av bare små krefter, noe som plastelinaen ikke vil gjøre. I luftputene var problemet at luften enkelt kan forflytte seg fritt rundt i luftrommet, avhengig av hvor man legger størst trykk. Plastelinaen vil ikke flytte seg rundt på samme måte. Former man plastelinaen rundt hodet, vil denne formen holde seg godt under bevegelsene, og slarken vil være minimal.

Det ble besluttet å lage en prototype for å teste antagelsene rundt plastelina som padding. Prototypen inkluderte mulighet for fremover og bakoverbøy i tillegg til sidebøy.

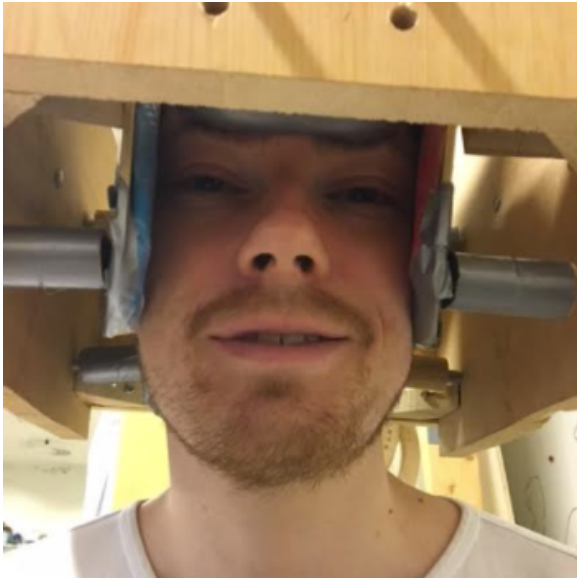
Utførelse

To treplater ble sagt ut fra et 3 mm tykt emne til å brukes som sideplater, med lignende form som tidligere prototyper. Fibrenes orientering ble tatt hensyn til ved utformingen slik at platene lett kunne bøyes rundt hodet. To treklosser ble formet for å passe omtrentlig til henholdsvis bakhodet og pannen. Plastelinaen ble fordelt over alle flatene som skal i kontakt med hodet. For å forhindre at plastelinaen klistret seg i hud og hår ble den lagt i små, tynne plastposer. Mellom hver test ble plastelinaen kjevlet flat.

Tre-konstruksjonen i testtriggen ble erstattet av en ny konstruksjon med mulighet for å påføre trykkrefter både foran og bak, i tillegg til sidene. For innstrammingen til testtriggen ble det brukt to bolter på hver kloss, og fem bolter på hver sideflate.



Figur 38 Sideplater med plastelina som padding



Figur 39 Prototype under testing



Figur 40 Sideplatene bøyes under innstramming

Konklusjon

Hypotesene om plastelinaen stemte. Prototypen ga veldig lite slark, var komfortabel, og opplevdes spesielt god i sidebøy. I forover- og bakoverbøy var prototypen lovende, men det ble slått fast at det bakre elementet i prototypen var for lite. Det bakre elementet burde dekke en større overflate av hodet for enda bedre kraftoverføring, i tillegg til at den burde vært konkav i vertikal retning for å passe bakhodets krumning. Totalinntrykket er at plastelina er et meget godt materiale for padding.

8.5.4 Forbedringer og videre utvikling

Den viktigste lærdommen fra prototypingen av stive-elementer konseptet var at bruken av ulike elementer har potensiale til å gi meget god støtte, og at de samtidig kan være komfortable dersom riktig padding benyttes. Prototypen med bruk av plastelina som padding skilte seg ut som det absolutt beste konseptet. Selv den enkle prototypen som ble laget i denne masteren ga minimalt med slark, samtidig som den satt godt og komfortabelt.

Etter prototypingen ble det diskutert rundt forbedringspotensialer. De mulige forbedringene, samt noe generell læring fra prototypingen, er summert opp i dette delkapittelet.

Padding

Som nevnt er det konkludert med at plastelina er det definitivt beste alternativet for padding. Skumgummi og skumplast viste seg å gi alt for mye slark, da det komprimeres og omformes for lett, og hodet fikk mulighet til å bevege seg inne i hodeformen. Skumplasten, som er litt fastere enn skumgummien, var vesentlig bedre og i tillegg veldig komfortabel, men kan på grunn av slarken ikke anbefales i et ferdig produkt. Luftputer satt bra, men ble lett omformet ved de ulike bevegelsene da luften flytter seg fritt inne i putene. Gel var en av konseptene som padding, men ble ikke testet ut da dette har trolig egenskaper nærmere skumplast enn plastelina. Ettersom plastelina er å foretrekke foran skumplast antas det at plastelina også yter bedre enn gel.

Plastelina er altså det beste materiale for padding så langt, men det er mulig det finnes andre lignende materialer som også kan brukes. Det viktigste er at det har de samme egenskapene som plastelina når det gjelder omforming og kompresjon. Det skal være mulig å forme materiale etter hodet, men når den er strammet til hodet skal det være vanskelig å omforme den igjen under opptreningen.

Elementer: antall, form og bøyelighet

I prototypingen ble det erfart at det funket bra med fire elementer, en på hver side av hodet. Ved oppdeling i flere elementer vil innfestningen enklere kunne tilpasses mange ulike hodeformer. Ulempen ved å benytte flere elementer er innstrammingen, da alle elementene må strammes inn individuelt for å sikre at de tilpasses hodeformen og holder seg stabil. Om mindre og stivere elementer blir brukt må man også kunne variere i vinkelen til elementene mot hodet for at det skal tilpasses den store variasjonen i hodeformer. Totalt sett finnes det en balanse mellom antall elementer og hvor komplisert innstramming man kan akseptere. I prototypingen opplevdes ett element på hver side som bra så lenge de var bøyelig nok.

Hodeinnfestningen burde ideelt sett være formet slik at den unngår ømme punkt på hodet. Som nevnt i kartleggingen er tinningen et slikt ubehagelig punkt for mange, og det bør unngås kraftige trykk i dette området. Siden det også var andre punkter som opplevdes ubehagelig, men varierte fra person til person, vil det være vanskelig å eliminere alle ømme punkter. Det viktigste vil derfor å ha en god padding som gir et jevnt trykk rundt hele hodet. For å minimere trykket bør kraftoverføringsflaten i formen være så stor som mulig.

Symmetrisk innfestning

For FFMS er det viktig at det er lett å stramme inn hodeinnfestningen symmetrisk på hodet. En måte å få til dette på er dersom hodeinnfestningen inkluderer et øvre parti, som i en heldekkende hjelm, slik at den kan plasseres på pasientens hode og sentreres før innstramming. I et slikt tilfelle vil de stive elementene være på innsiden av en ytre stiv hjelm som er en del større enn hodet. Elementene må kunne strammes mot hodet fra en innstrammingsmekanisme utsiden av hjelmen.

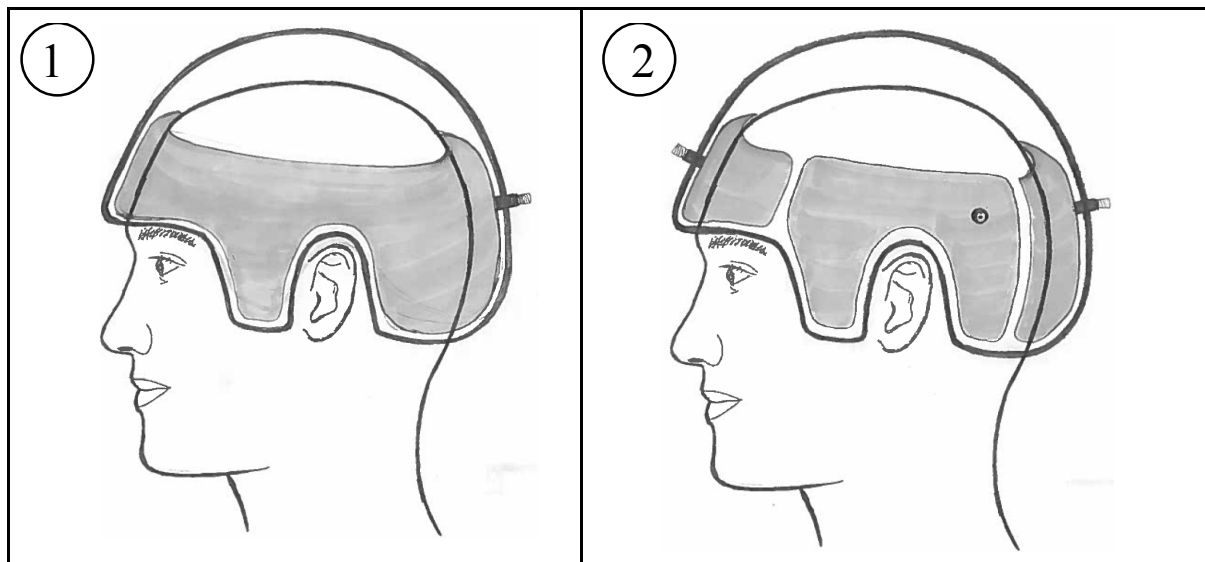
Ulike størrelser på hodeinnfestningen

Det finnes veldig mange ulike hodeformer og hodestørrelser, og for å kunne tilpasses alle disse er det derfor en idé å ha flere ulike hodeinnfestninger. Paddingen er der for å justere for de små forskjellene, mens ulike størrelser og former på hodeinnfestningen kan justere for de drastiske ulikhetene. Elementene er tenkt å være ganske bøyelige, men det skal likevel en del for at de kan tilpasses enhver hodeform. Ulik initiell krumning på elementene for å justere for store forskjeller i hodeform er derfor sett på som det viktigste å ha ulike hodeinnfestninger til. I tillegg bør det være to ulike størrelser på formene, et for store hoder og et små. Om elementet ikke strekker seg helt i hjørnet av hodet, men mangler et par cm, er ikke dette sett på som essensielt. Det er derfor ikke nødvendig med mange størrelser på formene.

8.6 Oppblåsbare konsepter

Oppblåsbare konsepter er det andre settet som ble vurdert som hodeinnfestning. Oppblåsbare elementer sitter på innsiden av en hard ytre hjelm, og fylles med luft etter at hjelmen er plassert på pasientens hode. Hovedstyrken til konseptene i dette settet er at de kan tilpasses enhver hodeform, samt oppnå en jevn fordeling av trykk. På denne måten unngås punktsmerter og ubehag.

8.6.1 Konsepter



Tabell 4 Konsepter innenfor settet "Oppblåsbare elementer"

1 Ett oppblåsbart element

Konseptet består av ett oppblåsbart element som dekker alle de viktigste sonene for hodeinnfestningen. Innfestningen vil være svært enkel da det bare er ett element som skal pumpes opp

2 Flere oppblåsbare elementer

Løsningen består av flere oppblåsbare elementer. Her er det benyttet ett element for hver av hovedsonene - foran, bak og hver av sidene. Tanken er at slark reduseres ved en slik oppdeling, da luften ikke har mulighet til å bevege seg like fritt som i det forrige konseptet. En mulig utfordring er å få en symmetrisk og jevn innfestning, siden flere elementer skal pumpes opp.

8.6.2 Prototyping

Det ble lagd to forskjellige prototyper med oppblåsbare elementer. En mer avansert prototype var ønsket produsert på sluttet av prosjektet, men tiden tillot det ikke. Hvilke forbedringer som ville vært gjort er beskrevet i kapittel 8.6.3 *Forbedringer og videre utvikling av oppblåsbare konsept*.

Oppblåsbare elementer på innsiden av en vernehjelm

Et oppblåsbart konsept for hodeinnfestning ble utviklet og anbefalt av Berg og Sunde[30] i fjorårets masteroppgave. De prototypet dette ved å vakuumentreke et skall, og deretter feste en sykkelsslange på innsiden av denne med gaffateip, vist i figur 9 i *Tidligere arbeid*. Konseptet var både godt og innovativt, men prototypen fungerte ikke optimalt. En av grunnene var at gaffateipen hindret slangen i å utvide seg ved enkelte seksjoner, slik at det ikke ble et jevnt trykket rundt hele hodet. I tillegg var det ytre skallet mye større enn normale hodeformer, noe som førte til at sykkelslangen som ble brukt måtte ha en relativt stor diameter. Under bøyebevegelsene kunne hodet bevege seg relativt til det ytre skallet ved at sykkelslangen forflyttet seg oppover hodet, og nedover på hjelmen.

Det var nødvendig å lage en bedre prototype for det oppblåsbare konseptet for å se om det kun var fjorårets prototype som ikke var optimal, eller om hele konseptet burde forkastes. For å minimere slarken og øke komforten skulle den nye prototypen ha en tynnere slange, et ytre skall som passet bedre til hodeformen og festes på en måte som ikke hindret utvidelsen av slangen på noen punkter.

Utførelse

Det ble utviklet en rask og simpel prototype som gjorde det mulig å teste de ønskede egenskapene. En vernehjelm ble brukt som den ytre hjelmen av hodeinnfestningen. Vernehjelmen har en form som minner om et oppskalert gjennomsnittshode, og på innsiden var det tynne plastelementer som kan strammes rundt hodet. Mellom plastelementene og det ytre stive skallet oppsto det en liten glippe, der en utblåst sykkelsslange ble plassert. Sykkelslangen

entret og forlot hjelmen ved bakhodet, som illustrert i figur 41 og 42. Hodeinnfestningen ble strammet ved at slangen ble pumpet opp av en sykkelpumpe.



Figur 42 Sykkelslange plassert mellom plastelement og vernehjelm



Figur 41 Oversiden av prototypen

Prototypen passet ikke inn i testtriggen, men ble testet ved at testpersonen forsøkte å utføre både rotasjon, sidebøy og forover/bakoverbøy mens en annen holdt igjen bevegelsene. Det ble eksperimentert med ulik mengde luft for å utforske komfort mot grad av innfestning.

Konklusjon

Konseptet var veldig komfortabelt og innfestningen gikk raskt og smidig for seg. Prototypen opplevdes vesentlig bedre enn fjorårets når det gjelder slark, og da spesielt i rotasjon. Det opplevdes fremdeles noe slark i både sidebøy, foroverbøy og bakoverbøy. Antageligvis kommer denne slarken av blant annet at slangen ligger relativt høyt på hodet og dekker et for lite areal. Slarken i bøybevegelsene kommer også antageligvis av at delen av slangen som sitter inn mot hodet beveger seg i forhold til delen av slangen som sitter inntil hjelmen. Konseptet ble vurdert som lovende, med mulighet for stor forbedring ved å ha elementer ved flere strategiske deler av hodet. Elementene bør også utformes og festes på en måte som minimerer muligheten for hodet å bevege seg relative til hjelmen

To oppblåsbare elementer festet til sideplater

I forrige prototype opplevdes en del slark i blant annet sidebøy. I kartleggingen ble områder nedover mot kinnbenet sett på som viktige for en stabil hodeinnfestning i denne bøybevegelsen. Det var derfor ønskelig å bygge en prototype som tok høyde for dette, og i tillegg trykket mot en større del av hodet.

Utførelse

To sykkelsslanger ble benyttet. Hver av de ble fylt halvveis med luft og festet på innsiden av en bøyelig treplate ved hjelp av gaffateip, som vist i figur 44. Gaffateipen ble brettet dobbelt for at den ikke skulle feste seg i slangen, og satt så løst at den ikke hindret utvidelse på noen punkter.

Sideelementene ble festet i riggen. Reimer ble brukt for å skape en ekstra krumning av sideelementene, som vist i figur 43. Dette var nødvendig for at slangene skulle treffe hele hodet uten at sideelementene presses mot hodet. Deretter ble slangene pumpet opp av hver sin sykkelpumpe. Testpersonen pumpet selv opp sykkelslangene for å ha kontroll over trykket mot hodet.



Figur 44 To sykkelsslanger festet til stive side-elementer



Figur 43 Prototype under testing. Sideplater bøyes mye ved hjelp av reimer

Konklusjon

Prototypen viste seg å gi mer slark enn den forrige prototypen. Luften hadde større tilgjengelig volum å flytte seg innenfor siden det ble benyttet to slanger i stedet for én, og da spesielt i deler av slangene som ikke var i kontakt med hodet. En annen utfordring var å få like høyt trykk i begge slangene, da slangene ble pumpet opp individuelt. Ellers opplevdes prototypen veldig komfortabel, og om luften ikke hadde hatt så stor mulighet til å flytte på seg ville det trolig vært vesentlig mindre slark.

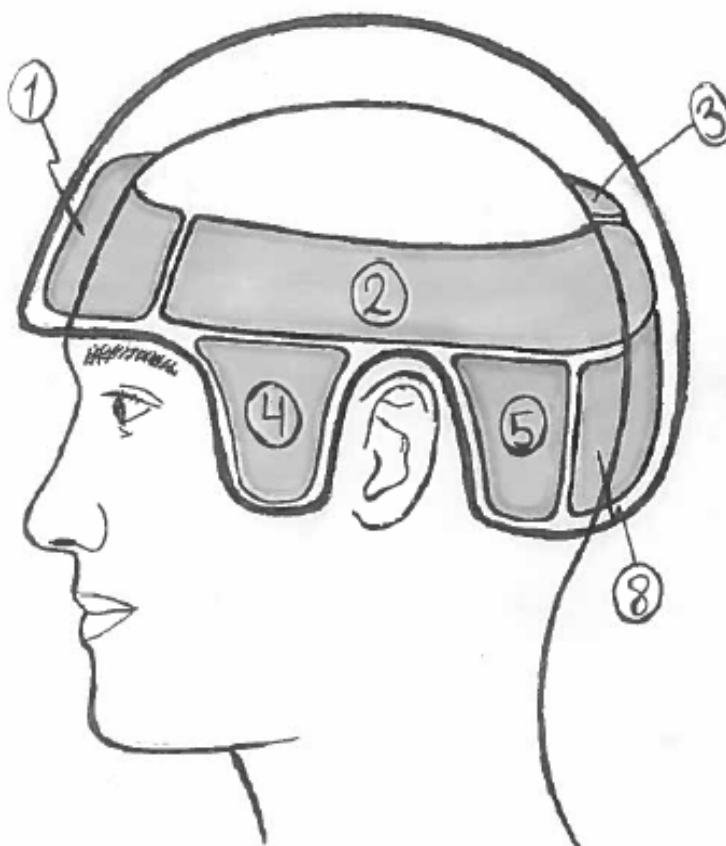
8.6.3 Forbedringer og videre utvikling

Prototypingen ga en pekepinn på at oppblåsbare elementer har et potensiale til å bli en veldig god løsning. Hovedgrunnen til at det er en så attraktiv konsept er at elementene kan tilpasses alle hodeformer og ujevnheter, og fordele kreftene jevnt. Dog må slarken reduseres om konseptet skal kunne være et reelt alternativ. Prototypene innenfor dette settet var svært simple, så forbedringspotensialet for å minimere slarken ble ansett som stort. Dermed ble det startet en videre utvikling for å optimalisere konseptet.

Oppdeling av det oppblåsbare elementet

Prototypingen understreket at bevegelse av luften, og dermed omforming av hodeinnfestningen under bevegelsene, er den største grunnen til slark. Å bruke flere oppblåsbare elementer er derfor aktuelt, slik at luften ikke kan flytte seg for mye.

Den første tanken var at i foroverbøy bli det mye trykk i pannen, og for å hindre at luftet forflytter seg bakover i hodeinnfestningen bør denne delen avgrensnes. En slik tankegang ble også gjennomført for alle andre hodebevegelser. Et viktig poeng er også at antallet elementer bør begrenses da det vil være mer komplisert å fylle opp og fjerne luften om det er mange elementer. Det ble benyttet flere iterasjoner på tegnebrettet for å komme frem til en optimal oppdeling som ikke krever for mange elementer. Inndelingen er vist i figur 45.



Figur 45 Optimal oppdeling av oppblåsbare elementer

Åtte forskjellige elementer har blitt formet og plassert på strategiske plasser, som vist i skissen ovenfor. Elementene har blitt nummerert i illustrasjonen for å enklere kunne refereres til.

Element nummer 1 er plassert i pannen og har som hovedoppgave å ta opp krefter i foroverbøy. Dette elementet bør ikke være bredere enn at det omtrentlig dekker den flate delen av pannen, for å minimere forflytting av luft bakover i hjelmen.

Element 2 og 3 går fra hver sin ende av element 1 til de møtes på midten av bakhodet. I prototypen med en sykkelslange inni en vernehjem opplevdes det godt å ha et sammenhengende element rundt hele hodet i rotasjonsbevegelser, og det ga lite slark. Element 2 og 3 er derfor tenkt å ta opp krefter fra rotasjon, i tillegg til å være en viktig ved sidebøy. Elementene vil også assistere ved bakoverbøy, men her er det element 8 som vil ta brorparten av kreftene. Et viktig poeng er at elementene ikke sitter for høyt på hodet, så det beste er om de ligger rett over ørene. Om de sitter for høyt på hodet, der hodet begynner å smale inn mye, kan hodeinnfestningen presses oppover når trykket i elementene øker.

Element 4 og 5 er forbundet via en liten slange for å minimere antall elementer som trengs å pumpes opp. Grunnen til at de er tegnet som forskjellige elementer er at de sitter såpass lavt at element 2 kan passere rett over øret. Det eksisterer tilsvarende elementer, 6 og 7, på andre siden av hodet. Elementene er tenkt å ta opp krefter ved sidebøy. Ved prototypingen av de stivere elementene ble det nemlig erfart at områdene lavt på hodet var veldig gunstige i så henseende.

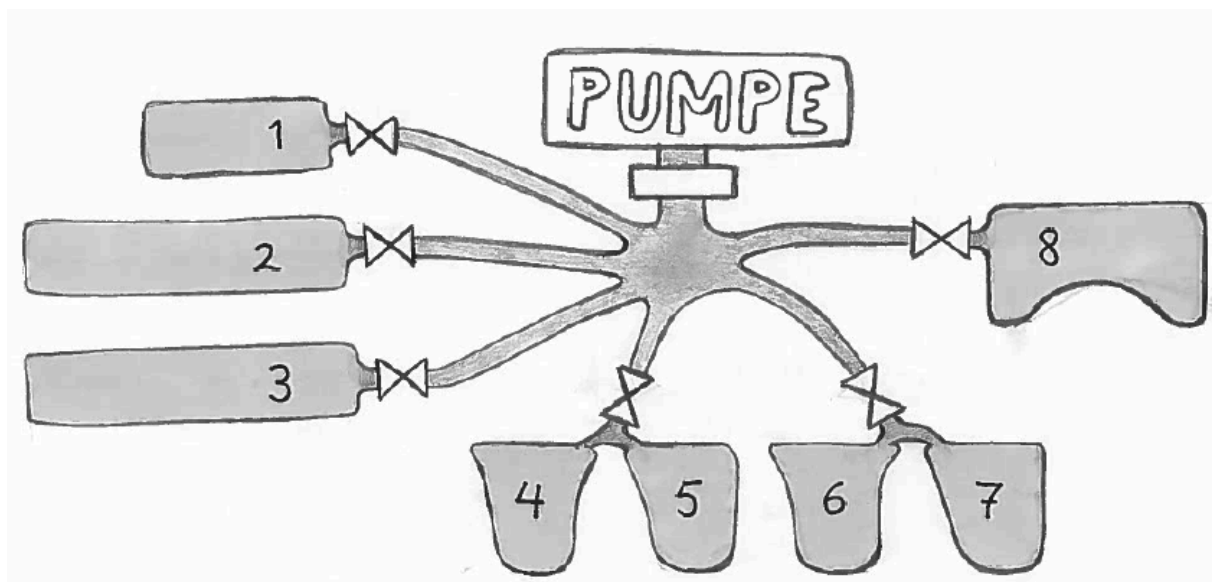
Element 8 er plassert ved bakhodet, i nedre kant av hodet. Denne har til hensikt å ta opp majoriteten av kreftene ved bakoverbøy.

Luftfylling av elementene

En ventil må være festet til hvert element for at luften skal holde seg der etter at man har pumpet dem opp. Da element 4 og 5 er tenkt sammenkoblet trenger disse bare 1 ventil, og det samme gjelder element 6 og 7 på andre siden av hodet. Til sammen gir konseptet 6 ventiler, noe det vil være meget upraktisk å pumpe opp individuelt. Ved prototypen med to ulike sykkelslanger på hver sin side av hodet ble det erfart hvor lite smidig det var å benytte to forskjellige pumper. Det var vanskelig å oppnå likt trykk i begge slangene og samtidig få en behagelig og symmetrisk innstramming. Ender den ene luftputen opp med å presse med et høyere trykk mot hodet enn en annen er en av de store fordelene med konseptet borte. Selvfølgelig vil det være mulig å måle trykket og på forhånd bestemme hvilket trykk det skal være i alle ventilene, men da kan man ende med en innfestning som er alt for stram eller alt for løs.

En løsning er å bruke kun én pumpe til å pumpe opp alle elementene samtidig. Dette vil gjøre innstrammingen raskere, og det vil også bli en naturlig symmetrisk innstramming som bidrar til å sentrere pasienten og ivareta posisjonskontrollen. Tanken er at pumpen kobles til ett rør, eller lignende, som forgreiner seg i seks ulike slanger. Slangene går videre til ventilene som er

festet i hvert oppblåsbare element, som illustrert i figur 46. Luften vil gå inn i elementet dersom trykket der er lavere enn trykket i røret utenfor. Ventilen tillater derimot ikke at luften slippes ut, og hindrer på denne måten at luften senere forflytter seg mellom elementene under opptreningen. Løsningen vil sørge for at det blir likt trykk i alle elementer. Forgreiningene er tenkt integrert i hjelmen, slik at pumpen bare kobles til ett punkt. Dette vil gi løsningen en ryddig og smidig løsning.



Figur 46 System som fordeler luften fra pumpen til alle de oppblåsbare elementene. Ventilene sørger for at luften ikke går ut av elementene etter de er pumpet opp

Selv om det er funnet en måte å enkelt pumpe opp alle elementene samtidig, vil det likevel være fordelaktig å begrense antall elementer og ventiler. Grunnen til dette er at etter treningsøkten vil ventilene åpnes manuelt for å tømme elementene for luft.

Utvidelse av elementene kun innover mot hodet

Under testingen av prototypene ble det lagt merke til at slangene noen ganger utvidet seg slik at de tøv ut av hjelmen. At elementene ekspanderer ut av hjelmen bør unngås for å begrense muligheten luften har til å forflytte seg. For å hindre elementene å utvide seg i andre retninger enn innover mot hodet er det tenkt å bruke et lite elastisk materiale i tynne tråder rundt veggene av elementet, som vist i figur 47. Veggene vil ha egenskapene til fiber, hvor de kan ekspandere mye innover mot hodet, men ikke i andre retninger.



Figur 47 Oppblåsbart element med fibre i "veggen"

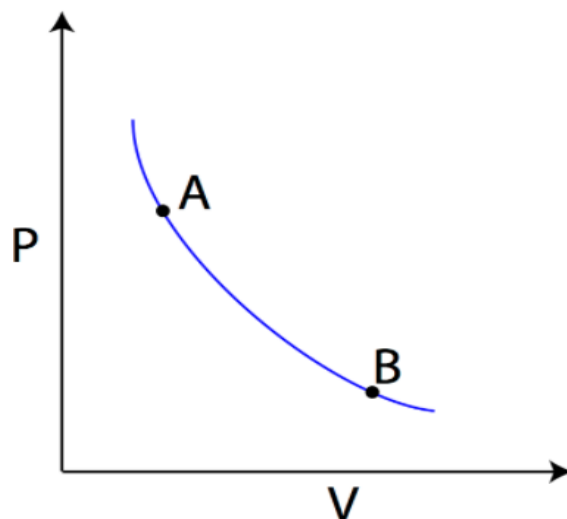
Kompresjon av luft

Ved konstant temperatur vil luft komprimeres om den utsettes for økning i trykk, så lenge luften er i en lukket kontainer[87]. I foroverbøy vil hodet presse mot fremparten av hodeinnfestningen, og dermed øke trykket i element 1. Element 1 vil komprimeres og det vil føre til slark. Slarken vil være på langt nær så stor som om luften kunne flyttet seg fritt rundt i hele elementene, men siden målet er å minimere slark så mye som overhode mulig er det også ønsket å redusere denne effekten.

Eventuelle temperaturendringer i de oppblåsbare elementene neglisjeres, og det antas dermed at eventuelle kompresjoner vil skje isotermisk. Ventilene stenger av elementene slik at luft hverken kan komme inn eller ut etter pumpingen er ferdig. Kompresjonen av elementene under opptreningen vil dermed følge Boyles lov [87];

$$P_1 * V_1 = P_2 * V_2$$

Der P_1 og P_2 er trykket før og etter kompresjonen, mens V_1 og V_2 er volumet før og etter kompresjonen. Isotherme prosesser som følger Boyles lov kan illustreres i følgende graf:



Figur 48 Isotermisk prosess

Den blå linjen beskriver mulige tilstander luften kan ha ved en gitt temperatur. Luftens tilstand endres fra ett punkt på linjen til et annet om arbeid utføres av eller tilføres systemet. Arbeidet for å utføre endingen er definert som det negative integralet mellom det første og andre punktet, og vil med andre ord være arealet under grafen. I elementene i hodeinnfestningen vil man ha et utgangspunkt ved posisjon B. Pasienten utfører et arbeid ved å trykke mot elementet slik at trykket øker og volumet reduseres til punkt A.

Da elementene kun skal ha mulighet for å utvide seg innover mot hodet neglisjeres alle andre endringer i volumet enn tykkelsen av elementet. Endringer i tykkelsen fører til slark, og denne bør derfor minimeres. For å minimere dette bør starten av prosessen, punkt B, forflyttes så langt som mulig til venstre i grafen. Grunnen til dette er at jo lenger til venstre man holder seg på grafen, jo mer arbeid og større trykkforskjell trengs for å endre volumet, og dermed tykkelsen.

For å flytte prosessen langt til venstre i grafen, og dermed minimere kompresjon av luften i elementene, er det dermed to muligheter: enten kan det initielle trykket være høyt eller det initielle volumet lite. Et stort trykk kan føre til ubehag for pasienten, og dette bør derfor holdes innenfor et komfortabelt intervall. For å minimere det initielle volumet er det foreslått å ha ulike størrelser på hjelmen. På denne måten vil ikke elementene måtte justere for veldig store forskjeller i form og størrelse av hodet. Det foreslås å ikke bruke mer enn seks ulike hjelmer, da det ikke anses nødvendig og flere hjelmer krever mer oppbevaringsplass. De seks hjelmene kan bestå av 2-3 ulike størrelser med 2-3 ulike former.

En løsning for å redusere volumet av de oppblåsbare elementene er å kombinere en oppblåsbar løsning med stive elementer-konseptet, der hodeformen tilpasses noe før oppblåsing av de oppblåsbare elementene. Denne kombinasjonen antas å være komfortabel og gi lite slark, men innstrammingsprosessen kan bli i overkant komplisert og tidkrevende.

8.7 Innfestning av hodet

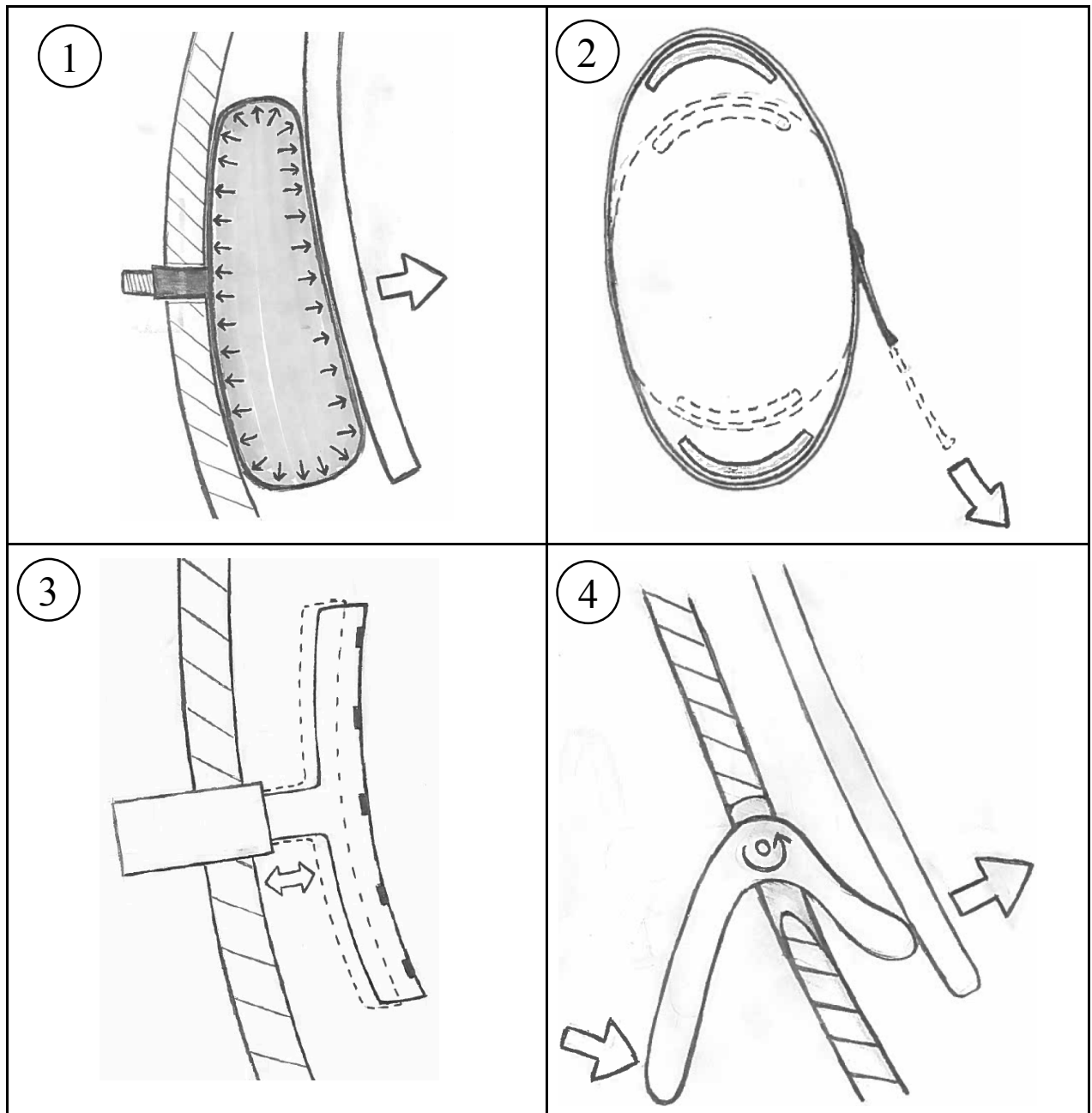
Mange av konseptene som ble prototypet består av stive elementer som skal strammes inn mot pasientens hode. Under testingen ble flere punkt strammet individuelt ved å skru bolter gjennom gjengede hull i testtriggen. Det var både tidkrevende og knotete, men ga en godt tilpasset form og veldig god støtte. Utfordringen med innstrammingen er å finne en metode som kan gi ulik innstramming på forskjellige punkter, men samtidig en metode som er rask, smidig og gir en symmetrisk og stabil innstramming.

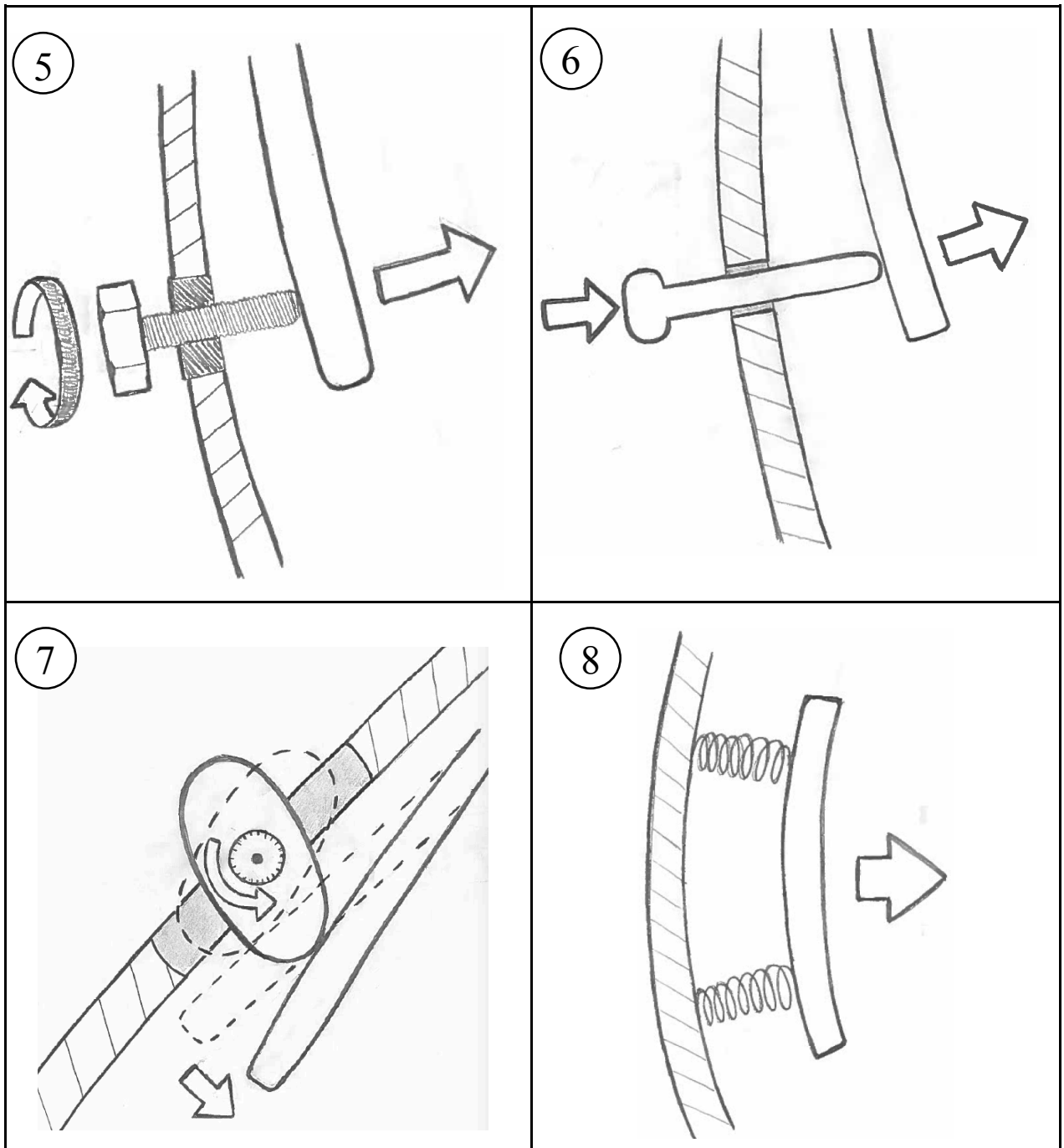
Som nevnt under forbedringer av begge settene er det fordelaktig å ha flere hodeinnfestninger. Det er foreslått seks ulike hjelmer som varierer i både form og størrelse. Grunnen til at det ikke blir foreslått enda flere, slik at de ville vært enda bedre tilpasset hver pasient, er at det er upraktisk for fysioterapeuten både på grunn av oppbevaringen og at det kan ta lang tid å finne den riktige formen for pasienten.

Ved å ha ulike størrelser og former på den ytre hjelmen vil ikke avstanden fra hjelmen til pasientens hodet være veldig stor. De oppblåsbare elementene vil kunne ta seg av resten av innfestningen, og en ytterligere justeringsmulighet for hodeinnfestningen er derfor ikke ansett som nødvendig. Innstrammingsmetodene i dette kapitlet er dermed i utgangspunktet tenkt brukt i konseptene med stive plater.

8.7.1 Innstrammingsmetoder

I tabell 5 er flere potensielle innstrammingsmetoder ført opp, og en nærmere forklaring finnes i de påfølgende avsnittene. De fleste konseptene baseres på at de er forankret i en stiv ytre hjelm, da dette er ønskelig fra FFMS. Skraverte plater illustrerer den stive ytre hjelmen, mens elementer uten skravering er det som skal presses inn mot hodet. Hvordan elementene låses fast etter de er strammet inn mot hodet er ikke tatt hensyn til i denne første delen, men kommer i en eget delkapittel under.

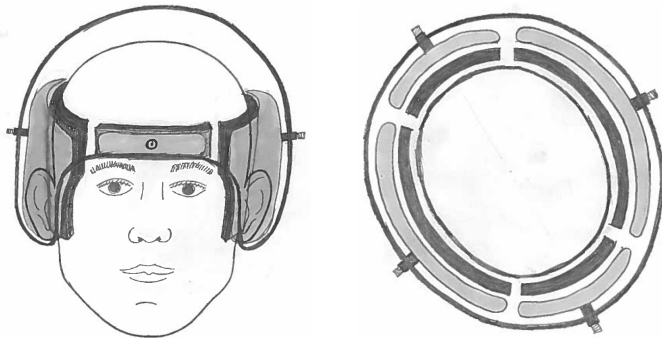




Tabell 5 Konsepter, innstrammingsmetoder

1 Oppblåsbar innfestning

Oppblåsbare elementer pumpes opp slik at de trykker mot de stive elementene som ligger mot hodet. Konseptet er vist gjennom to skisser i figur 49.



Figur 49 Oppblåsbare elementer bak stive plater

2 Reim

En eller flere reimer strammes inn, slik at de enten presser direkte mot hodet, eller trykker inn andre elementer som ligger inntil hodet.

3 Aktuatorer og kraftsensorer

Illustrasjonen viser en aktuator som er tilkoblet elementet som skal strammes inn mot hodet. De sorte prikkene på elementet illustrerer kraftsensorer. Sensorene gir signal om spenningene som oppstår og sender disse til kontrollenheten. Kontrollenheten tilpasser innstrammingen ut ifra inputen den får fra sensorene. Eventuelt kan aktuatorene styres av pasienten.

Aktuatoren har mulighet til å låse bevegelsen, og har derfor ikke behov for en låsemekanisme i tillegg.

4 Vektarmprinsipp

Terapeuten bruker en eller flere vektarmer til å presse inn elementene.

5 Bolter

Konseptet er det samme som prinsippet brukt i testriggen. Den ytre hjelmen er gjenget opp, og en bolter kan skrues innover og dytte de stive elementene mot hodet. En momentarm kan brukes for å stramme inn bolten på en rask og enkel måte.

6 Lineær mekanisme

Pinner dyttes inn gjennom hull i det ytre skallet og trykker elementene innover mot hodet.

7 Ellipseprinsipp

Illustrasjonen viser en ellipseformet struktur. Ellipsen roteres og dytter elementene inn mot hodet ved at kontaktpunktet flytter seg fra enden av den minste diameteren mot enden av største diameteren.

8 Fjær

Illustrasjonen viser en fjærmekanisme som dytter et element fra et stivt ytre skall og inn mot hodet. Mekanismen kan brukes i kombinasjon med en annen mekanisme ved å sørge for at elementene sitter godt inntil hodet før de spennes ytterligere ved hjelp av den andre mekanismen.

Diskusjon

Ved å bruke oppblåsbare elementer som innfestning bak stivere elementer kan innstrammingen gjøres raskt og enkelt, da det kun er trykket som skal justeres. Innstrammingen vil også fordele trykket jevnt mot elementene slik at innstrammingen skjer symmetrisk, og sørger dermed for å sentrere pasienten. Ulempen ved å ha de oppblåsbare elementene bak stivere elementer er imidlertid at man tar bort en av de mest attraktive egenskapene, nemlig at oppblåsbare elementer direkte mot hodet tilpasses alle slags hodeformer og ujevnheter. Luften vil også ha mulighet for å flytte seg rundt og skape en ustabilitet. Om man velger å bruke en oppblåsbar metode for innstramming ses det ingen grunn til å benytte stive plater på innsiden.

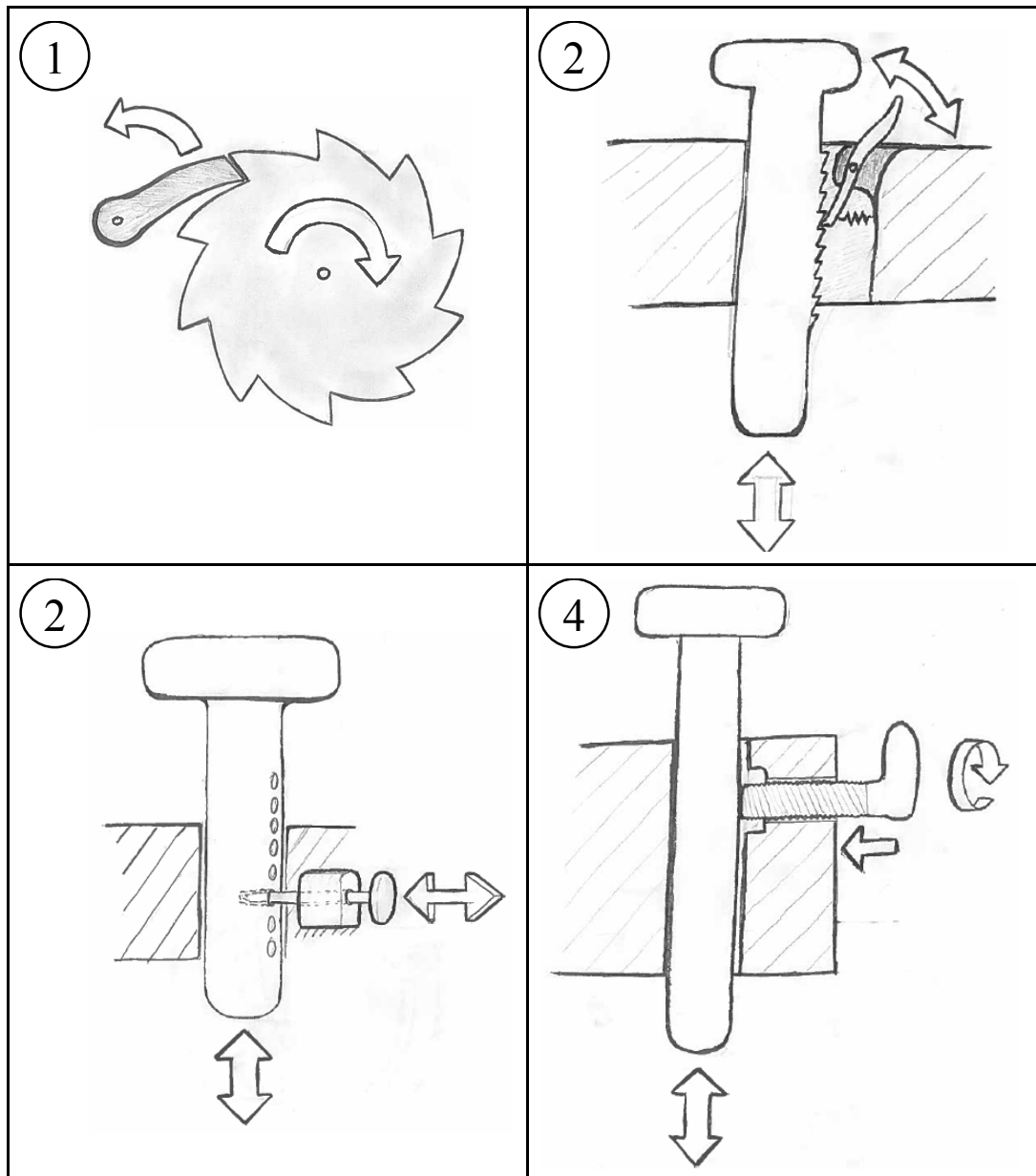
Reim er veldig lett å stramme ved hjelp av for eksempel en jekkestropp. Dersom én reim dras rundt hele hodet gir det relativt likt trykk hele veien. Det må imidlertid sørges for at reimen ikke gir en asymmetrisk innstramming ved at strukturene som ligger nærmest punktet der reimen forlater ringen dras nærmere innstrammingsmekanismen. Dette kan motvirkes ved å redusere friksjon mellom reim og hodeinnfestning, samt ved å stramme reimen ved to forskjellige seksjoner på motsatt side av hodet. Reim fungerer veldig bra ved øvre del av hodet der det kan dras hele veien rundt. Lengre ned på hodet er ikke dette mulig, og da må det eventuelt legges til en ekstra mekanisme her.

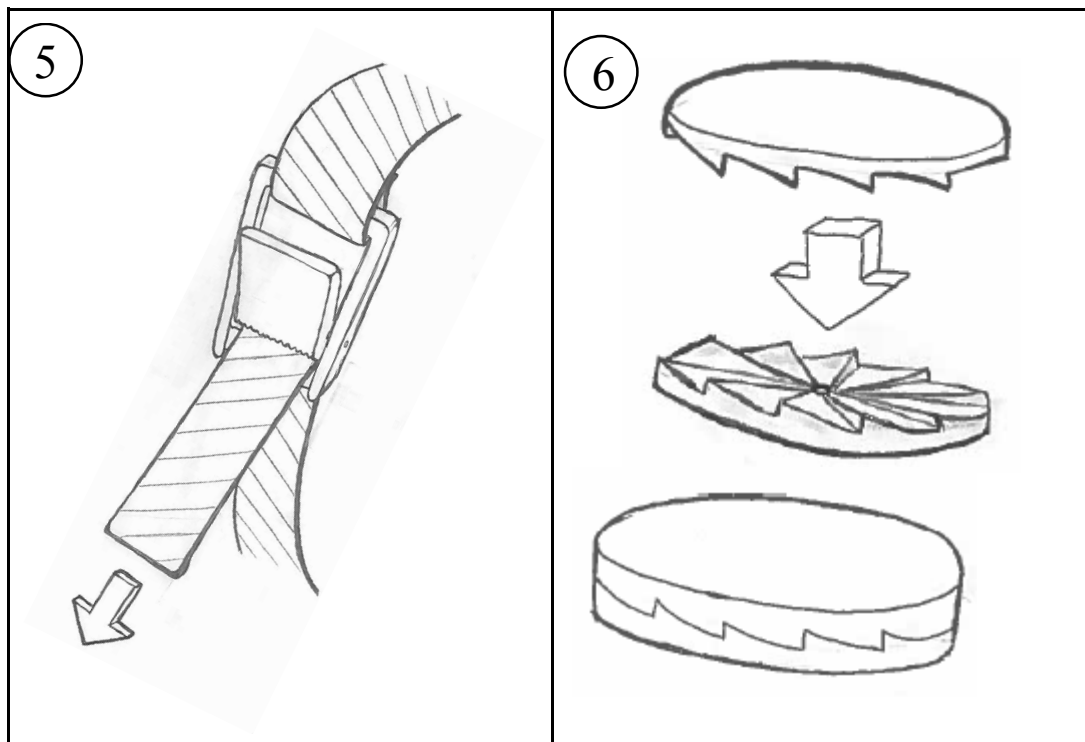
Aktuatorer, i kombinasjon med sensorer, vil kunne stramme alle elementene samtidig, symmetrisk og bidra til høy stabilitet. Kraftsensorene vil sikre trykket mot hodet ikke blir for stort. Dersom innstrammingen likevel oppleves ubehagelig for pasienten må det kunne kommuniseres til aktuatorene. Aktuatorene må altså kunne overstyres, slik at nødvendige justeringer kan utføres. Konseptet vil kreve en god del ekstra komponenter som fører til en vesentlig høyere pris på det ferdige apparatet.

De resterende mekanismene er veldig like, og hvilken som bør velges er mest en smakssak. Konseptene kan føre til veldig fast og stabil innstramming ved å bruke flere innstrammingspunkter, men dette kan også føre til en tidkrevende innfestning av pasienten.

8.7.2 Låsemekanisme

De fleste innstrammingsmetodene trenger en form for låsemekanisme. Låsemekanismen vil sørge for en solid innfestning som holder formen under opptreningen. De ulike låsemekanismene kan kombineres med mange av de ulike innstrammingsmekanismene, og har derfor blitt behandlet som en egen delkomponent. I tabell 6 er flere potensielle løsninger illustrert, og en nærmere beskrivelse til hvert konsept følger nedenfor.





Tabell 6 Konsepter, låsemekanismer

1 Rotasjonsskralle

Denne mekanismen kan benyttes til å låse rotasjonsbevegelser i en retning, mens rotasjon i den andre retningen tillates.

2 Lineær skralle

Mekanismen ligner rotasjonsskrallen, men gjelder lineære bevegelser. Mekanismen tillater en plugg å presses inn, mens bevegelse i den motsatte retning er låst. Ved å dytte den lille spaken, som vist i figuren, vil man tillate bevegelser i begge retningene.

3 Pinnelås

En simpel mekanisme som låser bevegelsen ved å stikke en pinne i et hull. Mekanismen kan både brukes til å låse av pinner som forskyves lineært, eller til rotasjonsbevegelser der det eventuelt er et punkt som låses av et stykke utenfor rotasjonsaksen.

4 Friksjon

En bolt skrues inn og presser pluggen mot sideveggen. Dette er en simpel mekanisme som låser bevegelse ved hjelp av friksjon.

5 Reim

Skissen illustrerer en klassisk og enkel måte å låse reim på. En jekkestropp er også aktuell låsemekanisme for reimen, og kan gi en mer kontrollert innstramming.

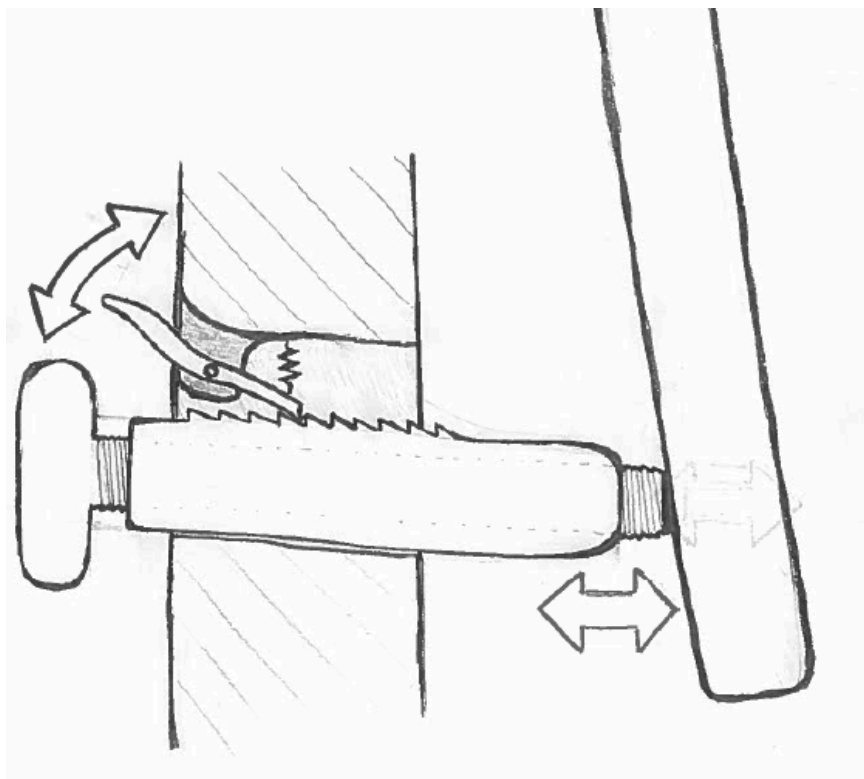
6 Rotasjonslås

Skissen illustrerer to skiver som presses mot hverandre. Designet gjør at skivene sklir fint på plass ved sammenpressing, og etter sammenpressing vil de kun tillate rotasjon i en retning.

Diskusjon

Flere av låsemetodene kan brukes til flere av de ulike innstrammingsmekanismene. Det foreslås ytterligere prototyping av både innfestningsmekanismer og låsemetoder for å kunne ta et endelig valg.

En kombinasjon av ulike innfestninger er også mulig, der man kan bruke en rask måte for å dytte elementene inntil hodet, og deretter bruke en mer ømfintlig mekanisme for små justeringer. Et eksempel på dette er illustrert i figur 50. Her er det en plugg som fysioterapeuten enkelt kan dytte inn til elementet sitter passelig godt inntil pasientens hode. Deretter benyttes et skruprinsipp for å finjustere innstrammingen.



Figur 50 Kombinasjon av konsepter

8.8 Mellomfeste

Mellomfestet forbinder robotarmen og hodeinnfestningen. Den er ikke utviklet da den må tilpasses utformingen av både robotarmens ende og hodeinnfestningen. Da det vil være ulike

hodeinnfestninger vil det være nødvendig med en enkel og smidig feste- og utløsermekanisme av disse.

Det er viktig at mellomfestet er så stivt som mulig. Grunnen er posisjonskontrollen som er basert på sensorer i robotarmens ledd. Dersom forbindelsen er stiv skal det være veldig greit å regne ut posisjonen og bevegelsen av nakken, med en forutsetning om at hodeinnfestningen også gir lite slark.

8.9 Sammendrag

Kapittelet har beskrevet konseptutviklingen av hodeinnfestningen som skal brukes i opptreningsapparatet. Det startet med en brainstorming av mulige konsepter og fortsatte med en innsnevring mot to sett av løsninger: Oppblåsbare og stive elementer. Etter en videre utvikling gjenstår det to lovende løsninger, ett innenfor hvert sett.

Konseptet med bruk av oppblåsbare elementer vil bestå av en ytre hjelm med flere oppblåsbare elementer på innsiden. Det har blitt fremlagt et forslag angående størrelsen og formen til elementene på bakgrunn av kunnskapen som har blitt opparbeidet gjennom prosjektet. For å få en stabil og symmetrisk innfestning av pasienten er det tenkt at alle elementene skal pumpes opp samtidig, ved at ventilene til elementene er koblet til en felles pumpe, som vist i figur 46. Utfordringen med ekspansjon av elementene i andre retninger enn inn mot hodet er løst ved å bruke et fiberlignende materiale i veggene.

I settet med stive elementer er tanken å bruke fire elementer, en foran, en bak og en på hver side av hodet. Sideelementene må være noe bøyelige for å kunne tilpasses ulike hodeformer ved innstramming. Om det virker hensiktsmessig er det mulig å bruke to sideelementer på hver side. Dette vil gjøre at elementene sitter bedre på ulike hodeformer, men vil også gjøre innstrammingsprosessen mer komplisert. En padding vil bli brukt mellom elementene og hodet for å sikre en god og komfortabel kraftoverføring. Plastelina, eller et materiale med lignende egenskaper, anses å fungere svært godt som padding.

I begge konseptene for hodeinnfestning vil det være behov for en ytre hjelm. Hjelmen settes på pasientens hode og sentreres før den festes. For det oppblåsbare konseptet vil innstrammingen, som nevnt, foregå ved å pumpe opp luft i elementene. For stive elementer trengs det derimot en innstrammingsmekanisme. De stive elementene, som sitter på innsiden av hjelmen, vil strammes inn på ulike punkter fra utsiden.

Mellomfestet må inkludere en rask og enkel måte å bytte mellom hodeinnfestningene, da det mest sannsynlig vil benyttes flere hjelmer. Det bør også være så stivt som mulig for å forhindre slark mellom hodeinnfestningen og bevegelsesplattformen.

9 Programvare og brukergrensesnitt - konseptutvikling

Både programvaren og brukergrensesnittet i dagens MCU-maskin er gammelt, lite praktisk og har et stort forbedringspotensial. Da det ikke er jobbet med utviklingen av denne delen av apparatet tidligere, var det nødvendig å finne ut hvilke funksjoner som krevdes. Gjennom jevnlig kontakt med FFMS hadde det blitt gjort opp noen tanker om hva som var absolutt nødvendig, og hva som kunne være nyttig. Konkrete krav ble forsøkt utarbeidet ved mailutveksling med Morten fra FFMS, men uten direkte og visuell kommunikasjon var dette vanskelig. Derfor ble det valgt å finne kravspesifikasjonene på en mer utradisjonell måte.

Funksjoner ansett som nyttige for brukergrensesnittet ble skissert på papir. Ut fra skissene ble det laget en prototype ved hjelp av hjemmesideverktøyet WIX [88]. Hjemmesiden som ble laget illustrerer hvordan brukergrensesnittet vil fungere. På hjemmesiden kan man navigere seg rundt ved å klikke på ulike knapper, noe som gir et bilde brukergrensesnittets funksjonalitet.

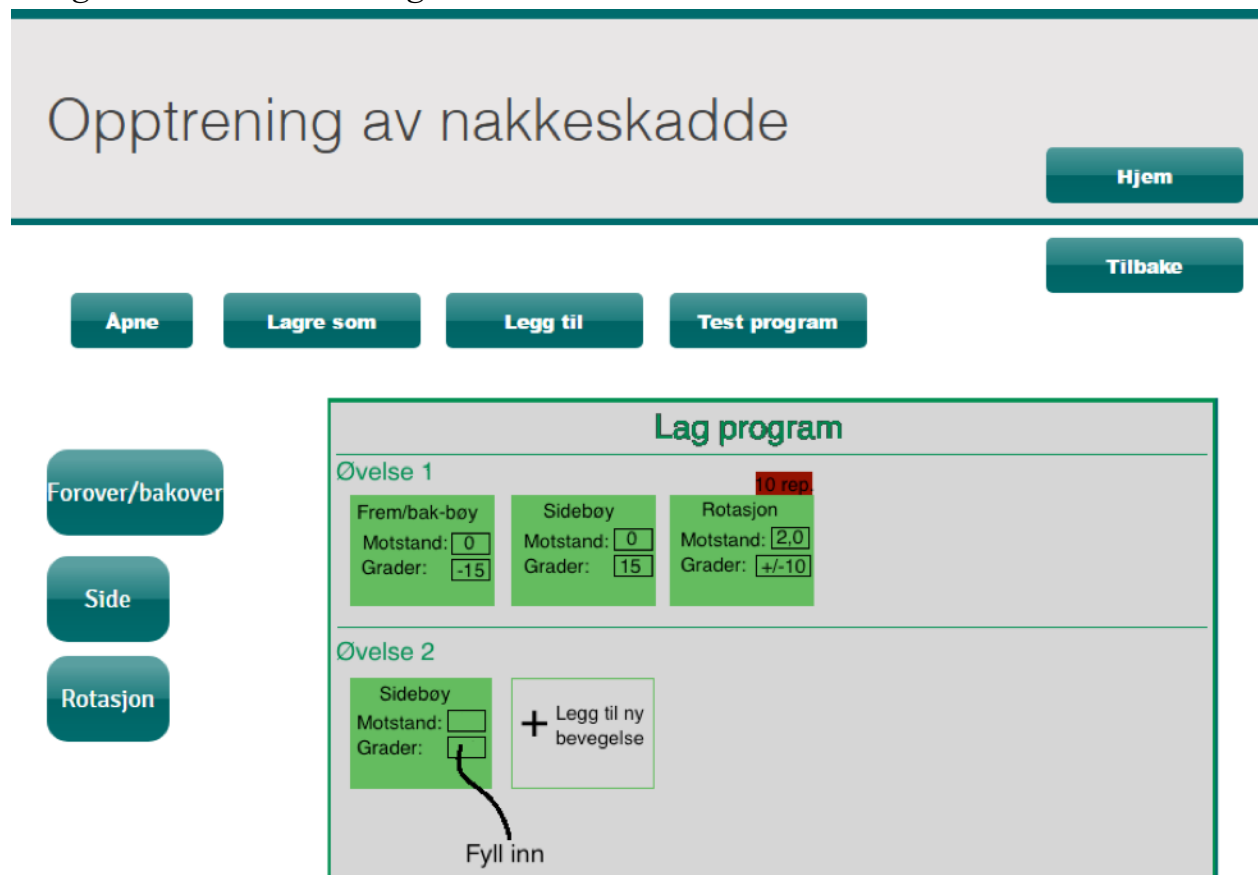
25. april ble det avholdt et møte med Morten i Trondheim for å avdekke hans syn på førsteutkastet av brukergrensesnittet. Ved diskusjoner rundt hjemmesidens funksjoner var det vesentlig lettere å få kommunisert vedrørende krav og ønsker til brukergrensesnittet. Kravene er presentert i slutten av dette kapitlet.

9.1 Prototype

Gjennom kontakten med FFMS kom det fram at det er ønskelig med en grafisk framstilling av hodets bevegelser. De ønsket også tydeligere grafer enn ved dagens programvare i MCU, en mulighet for å zoome inn på grafene, og at det er enkelt å lese av verdier. Programvaren skal også lagre målinger av *A-rom* og *maksimal styrke*.

Hjemmesiden er laget som en enkel prototype for å få frem viktige funksjoner. I dette delkapitlet vises to viktige utklipp fra hjemmesiden. Etter utklippene følger en forklaring på hvorfor den ble laget, samt en nøyere utgreiing om hva som er funksjonen til akkurat denne siden. Om det ønskes å besøke hjemmesiden er adressen:

michellestrand93.wixsite.com/brukergrensesnitt, og passordet er “Firda”.



Figur 51 Skjermbilde av prototypen. Program under utvikling

Det skal være mulig å både lage og lagre treningsprogram i opptreningsapparatet. Det vil være hensiktsmessig at pasienter har et noe fast program som skal følges gjennom treningsøktene i Sandane. En annen vel så viktig grunn til denne funksjonen er at pasientene kan komme til Sandane for å få laget et spesialtilpasset program, og som deretter kan utføres hos et fysikalsk senter som ligger nærmere pasientens hjemsted. At pasienter kan trene ofte og jevnt, nært sitt hjemsted, er et av de store målene til FFMS. I dag reiser mange til Sandane i lengre perioder for å trene opp nakken, da det samme tilbudet ikke finnes ved andre fysikalske sentre i Norge.

I prototypen ble treningsprogrammet delt inn i øvelser, som igjen er delt inn i bevegelser. En bevegelse er i programmet definert som enten fremover/bakover-bøy, sidebøy eller rotasjon. En øvelse kan bestå av en enkel bevegelse som skal utføres i et antall repetisjoner, eller en rekke ulike bevegelser etter hverandre. Øvelse 1 i figur 51 er et eksempel på en øvelse bestående av flere bevegelser. I denne øvelsen skal pasienten først bøye hodet 15 grader bakover, deretter 15 grader til høyre, og fra den posisjonen gjøre ti repetisjoner med 10 graders rotasjon og 2 kg motstand.

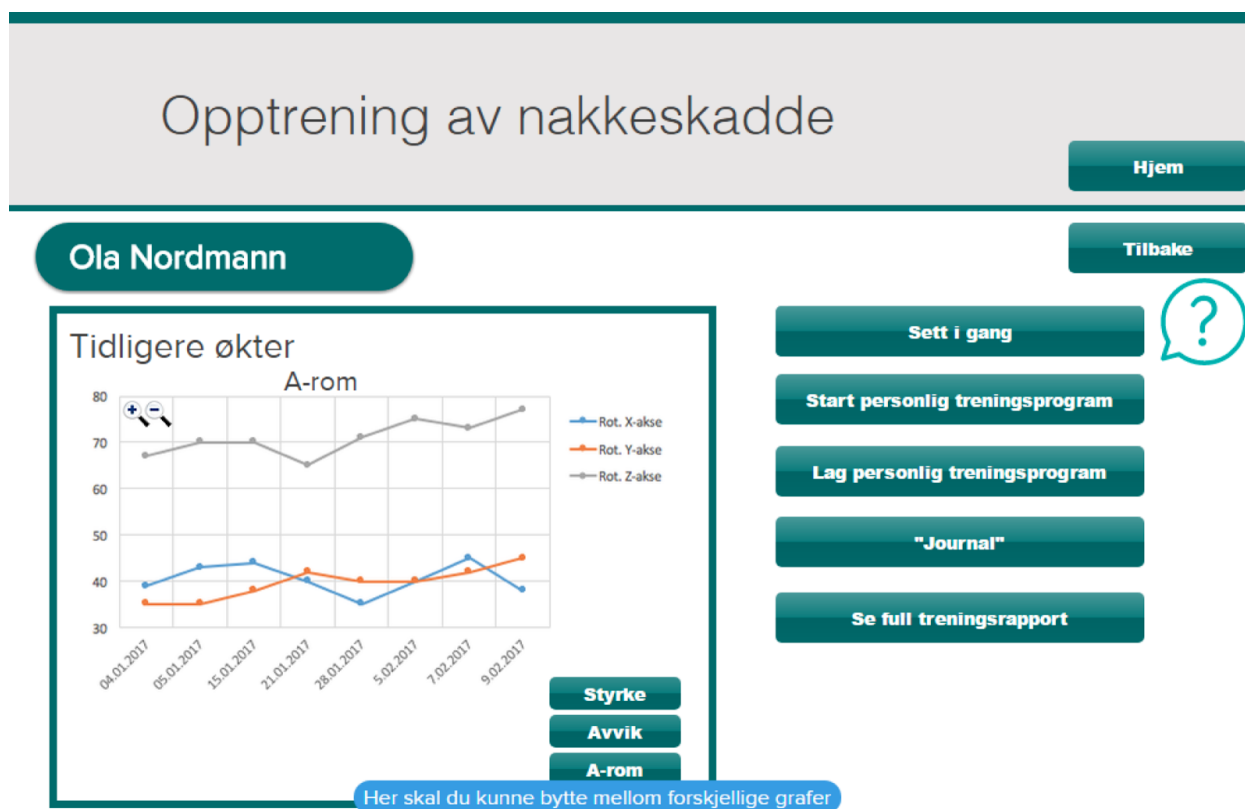
Gradene i programmet er definert som antall grader hodet skal rotere før man starter på neste bevegelse. Får man beskjed om å utføre 15 grader forover/bakoverbøy, betyr dette at man skal rotere hodet 15 grader fra utgangsposisjonen. Hvilken retning man skal rotere defineres av fortegnet, der -15 grader forover/bakoverbøy betyr at hodet skal bøyes 15 grader bakover. Det

samme gjelder i sidebøy og rotasjon; negative og positive tall angir hvilken retning hodet skal bevegges. På denne måten vil det være lettere å programmere inn repetisjoner. Skal pasienten bøye hodet frem og tilbake 10 ganger, spesifiseres +/- antall grader og at bevegelsen skal gjennomføres ti ganger. Neste bevegelse i øvelsen tillates ikke før hodet har beveget seg korrekt antall grader. Hvor mye translasjon som skjer under bevegelsen er opp til pasienten, men translasjonen kan, om ønskelig, være låst i planet bevegelsen skal foregå i.

Det ble antatt at en betydelig andel av øvelsene vil være felles for mange pasienter. Derfor er det mulig å lagre de mest brukte øvelsene i databasen slik at de enkelt kan legges til i programmet. Det er også selvsagt mulig å justere øvelsen etter at den er lagt til for å skreddersy den til pasienten. På samme måte er det mulig å legge til et eksisterende program, for så justere det for å spare tid.

Om det ikke brukes eksisterende øvelser eller program, må man legge inn alle bevegelsene en etter en. En drag and drop løsning ble sett på som den enkleste måten å løse dette på, der den aktuelle bevegelsen dras inn i programmet før motstand, grader og eventuelle repetisjoner defineres.

En av knappene på nettsiden er “test programmet”. Denne funksjonen starter en simulering av programmet på skjermen.



Figur 52 Skjermbilde av prototypen. Innlogget pasient

Som nevnt er et av målene til FFMS at pasienter kan trene mer jevnlig ved en klinikk nærmere deres hjemsted. Siden det nye opptreningsapparatet skal legge til rette for opptrening hos ulike fysikalske sentre vil det være viktig å ha et system der historikken fra ulike treningsøkter blir lagret. På denne måten kan fysioterapeutene se fremgangen pasientene har hatt ved andre klinikker, uten tidkrevende kommunikasjon med mulighet for misforståelser.

Ved time hos fysioterapeuten kan pasienten logges inn i sitt personlige område, slik at testene som utføres blir lagret der. Programmet vil også automatisk plote data fra treningsøkten i grafer som viser pasientens "historiske utvikling". Alt dette vil skje automatisk, slik at fysioterapeuten slipper å bruke tid på å overføre resultatene til et eget dokument eller journal.

Grafene som viser fremgangen av alle treningsøktene ses på som en av de viktigste funksjonene i denne delen av brukergrensesnittet. Grafene vil vise ulike sammenhenger, og det skal være enkelt å bytte mellom de. "A-rom" er en graf som viser hvordan pasientens *A-rom* har utviklet seg fra første til siste treningsøkt. "Styrke" viser pasientens maksimale styrke i ulike retninger. "Avvik" viser avviket fra en ideell bevegelse, og er noe som FFMS anser som svært verdifull informasjon. Ved en historisk framstilling kan avviket for eksempel vises i en graf over "gjennomsnittlig maksimalt avvik" i treningsøktene.

Om man ønsker mer informasjon om spesifikke økter, trykker man seg inn på den aktuelle datoen i grafen eller på "Se full treningshistorikk". Her finnes mer detaljert informasjon om

hver enkelt time, som for eksempel hvilke øvelser som ble gjennomført, samt grafiske fremstillinger av utvalgte bevegelser. Eventuelle kommentarer til treningsøkten, for eksempel angående pasientens dagsform, vises også her.

Da ulike pasienter har ulikt behov for opptrening, og det er derfor mulig å lage personlige treningsprogram tilpasset hver pasient. Om pasienten har et eller flere personlige treningsprogram finnes de på deres personlige side. Ved å trykke på “start personlig treningsprogram” vil en ny side med grafer og simuleringer komme opp, og her kan man velge å starte dagens treningsøkt. På denne siden står det hvilke øvelser pasienten skal gjøre til enhver tid. Fysioterapeuten sin oppgave vil være å veilede pasienten gjennom øvelsene. Et nytt personlig treningsprogram kan lages ved å klikke på ”lag nytt treningsprogram”.

På siden med den innloggede pasienten finnes det journal-lignende funksjoner. Her kan fysioterapeuten lese om ulykkeshistorikken, hva slags rehabilitering pasienten har vært gjennom tidligere, hvilken effekt tidligere rehabilitering har hatt, og annen interessant informasjon. Denne funksjonen er lagt til slik at en eventuell ny fysioterapeut kan lese et kort sammendrag, slik at pasienten ikke må bruke tid på å forklare dette.

Pasientens motivasjon for treningen kan øke betydelig dersom han/hun får se en oversikt over egen utvikling gjennom treningsøktene. Derfor er det tenkt at pasienten skal kunne logge seg inn på denne siden hjemmefra. I tillegg til å øke pasientens motivasjon vil en historisk utvikling også være bra å vise til i situasjoner med arbeidsgiver eller forsikringer. Dette aspektet er inspirert av *InMotion ARM*, et opptreningsapparat bestående av en robotarm, beskrevet i delkapittel 7.2.2. Brukere av *InMotion ARM* har mulighet til å vise frem en slik grafisk fremstilling til en tredjepart. På denne måten har de noe de kan levere inn til forsikringsselskapet, for å vise dem at behandlingen er effektiv.

Diskusjon

Hjemmesidens funksjoner ble bestemt på bakgrunn av inntrykket etter flere samtaler med FFMS, samt egne antagelser. Det var derfor behov for en større diskusjon rundt temaet med en representant fra FFMS. Under møtet med Morten Leirgul i april ble hjemmesiden gjennomgått side for side. Det ble stilt spørsmål som: Hva er bra? Hva er dårlig? Hvilke funksjoner er unødvendige? Hvilke mangler? Dette skapte en god diskusjon, og det ble dannet et godt grunnlag for utviklingen av konkrete krav for brukergrensesnittet.

Morten var fornøyd med førsteutkastet, men fremhevet at robotarmen i mange tilfeller bør guides robotarmen gjennom aktuelle bevegelser. Fysioterapeuten kan dermed se hvilke bevegelser pasienten sliter med når han/hun beveger hodet, som vil være tilkoblet apparatet. Deretter kan fysioterapeuten korrigere pasienten til en mer korrekt bevegelse, og så spille inn og lagre denne bevegelsen. Den innspilte bevegelsen kan så legges inn i pasientens personlige treningsprogram. Funksjonen med å spille inn og lagre bevegelser finnes allerede i softwaren til robotarmen Franka og vil derfor enkelt la seg gjennomføre.

FFMS ønsker en 3D fremstilling av bevegelsene til pasienten, helst som en simulering på skjermen. Denne simuleringen vil vise pasientens bevegelse mot en “ideell” bevegelse. Den grafiske fremstillingen kan hjelpe pasienten med å se hva som gjøres feil, slik at han/hun kan gjøre korrigeringen. Bevegelsens koordinater kan hentes fra robotarmens posisjonsmåler, og en simulering vil lages på bakgrunn av disse. Dersom dette viser seg å være utfordrende kan en simulering lages på andre måter, for eksempel ved hjelp av video.

Enkelte aspekter ved prototypen ble ikke ansett som nødvendig i første omgang. Til å begynne med er det viktigst å få et program som fungerer for FFMS, og da vil for eksempel ikke journal-delen være nødvendig. FFMS har allerede en journal-database hvor de legger inn informasjon om pasienten og treningsøktene, og mener den fungerer bra. Dersom flere fysikalske sentere tar i bruk apparatet, og pasienter trener ved flere klinikker, vil denne funksjonen likevel være nyttig. I tillegg vil det være lettere å kun ha ett program å forholde seg til, for å slippe og eksportere grafer og resultater til en annen database etter treningsøktene.

9.2 Sammendrag

Etter diskusjon med Morten rundt hjemmesiden er det funnet krav og ønsker til brukergrensesnittet. I denne omgang er disse rettet mot de mest essensielle funksjonene. Ekstrafunksjoner som journaler bør eventuelt utvikles etter at det nødvendige er på plass. Kravene og ønskene for apparatet er listet opp her:

- Det skal være enkelt å stille inn hvor mye motstand apparatet skal gi, og i hvilken retning
- Det skal være mulig å måle *A-rom*. Helst i graf-form
- Det skal være mulig å måle hvor mye kraft pasienten yter
- Det skal være mulig å illustrere og måle avvik fra en idealbevegelse
- Det skal være mulig å lage personlige treningsprogram
- Det skal være mulig lage et program ved å guide roboten rundt i rommet, og på denne måten lagre bevegelsene i programmet
- Det ønskes en 3D fremstilling av bevegelsene utført av pasienten i robotarmen. Bevegelsen vil vises mot en “ideell” bevegelse i simuleringen

Når det er sagt så mener FFMS at det er mulig å ta utgangspunkt i brukergrensesnittet til MCU, og gjøre de nødvendige forbedringene ut ifra den. Alle forbedringer vil gjøre det nye produktet bedre enn dagens apparat. Likevel vil enkelte større endringer være nødvendig, da apparatet vil ha en rekke funksjoner og løsninger som MCU ikke har.

Det var ikke ønsket at brukergrensesnittet skulle stå i fokus resten av oppgaven, da FFMS anså det som viktigere å utvikle hodeinnfestningen videre. Arbeidet med brukergrensesnittet ble derfor avsluttet her. Neste års studenter vil ha mer fokus på denne delen av apparatet, mens kartleggingen beskrevet her er ment som en veiledning og et bilde på hva som trengs.

10 Sluttstatus

Gjennom prosjektet har det vært fokus på å definere konsepter for de viktigste delene av opptreningsapparatet fremfor å gjøre spesifikke valg angående materialer, former og dimensjoner. Dette kapitlet oppsummerer resultatet fra konseptutviklingen, og gir en kort beskrivelse av det arbeidet som gjenstår før produktet kan ferdigstilles.

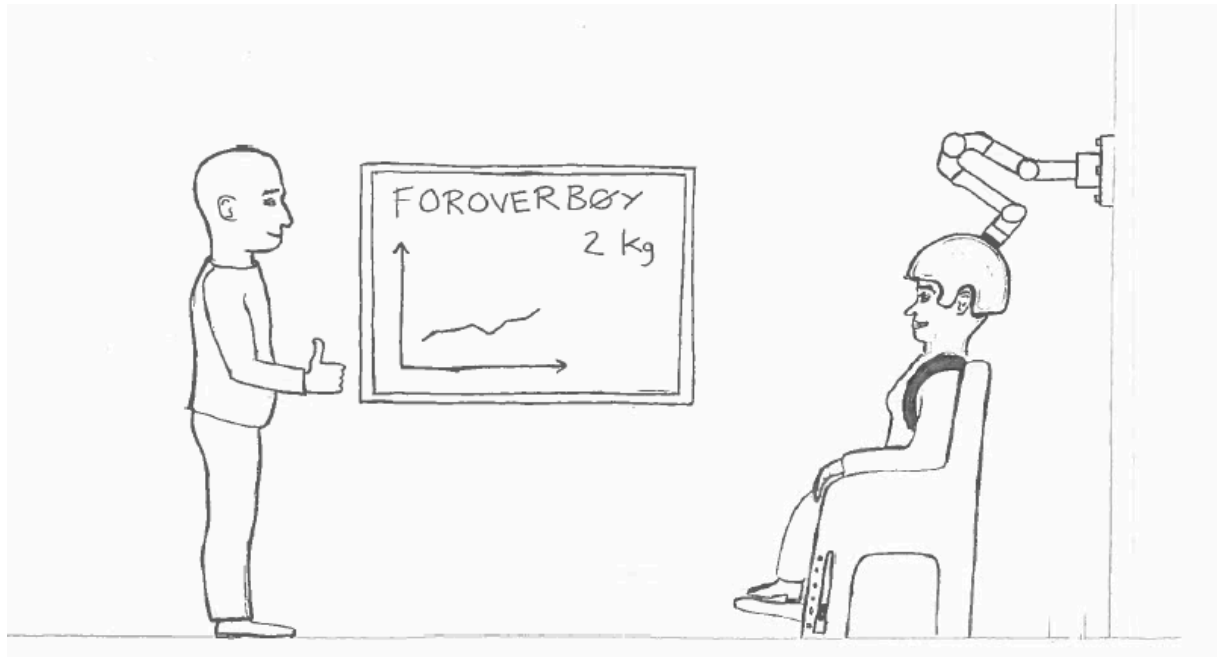
10.1 Oppsummering

Bevegelsesplattformen ble betraktet som den vanskeligste delen å få på plass, og utviklingen av andre deler av apparatet var avhengig av dens utforming. Å ferdigstille konseptet for bevegelsesplattformen var derfor i hovedfokus, både gjennom prosjektoppgaven 2016 og starten av denne masteroppgaven. Valget endte til slutt på en robotarm. Robotarmen har potensiale til å tilfredsstillere alle kravene til FFMS. Den kjøpes som hylleware med de viktigste funksjonene allerede implementert, noe som gjør at utviklingen mot et ferdig produkt blir enklere og mindre tidkrevende. Risikoen for å jobbe med et konsept som senere må forkastes blir også redusert når man går for en hyllewareløsning. En annen fordel med robotarmen er at det er et kjent produkt med stor utbredelse, også på NTNU. Instituttet for maskinteknikk og produksjon har flere robotarmer fra både KUKA og UR, og det finnes derfor også ansatte med erfaring og kunnskap rundt disse. Av den grunn vil verdifull rådgivning være mer tilgjengelig enn om man egenutvikler en mer ukjent robot.

Hodeinnfestningen er en annen del av opptreningsapparatet som det har vært mye fokus på gjennom prosjektet. Etter en grundig prosess gjenstår to lovende konsepter: En oppblåsbar løsning og en løsning ved bruk av stivere elementer med et plastelina-lignende materiale som padding. Konseptene antas å gi minimalt med slark, er komfortable og har potensial for en rask innstramming. Stive-elementer konseptet har ennå ikke en definert metode for innstramming, men ulike konsepter for både innstramming og låsemekanismer er presentert i tabell 5 og 6. Flere av konseptene fører til en enkel innstramming, men det kreves noe mer arbeid og testing før et endelig valg av mekanisme kan tas. Den oppblåsbare løsningen har allerede en rask innfestning ved at de oppblåsbare elementene pumpes opp og strammes rundt pasientens hode.

Det har blitt satt i gang en utvikling av en ny programvare som fysioterapeutene vil benytte ved opptreningen. En prototype av brukergrensesnittet til programvaren ble laget ved hjelp av hjemmeside-verktøyet WIX. Prototypen ble diskutert med Morten Leirgul fra FFMS i mål om å komme frem til nødvendige funksjoner og definere kravspesifikasjoner. Tanken var å bruke lærdommen fra dette til å gå gjennom flere iterasjoner, for så å ende opp med en forbedret prototype. FFMS anså det derimot som viktigere å fortsette utviklingen av hodeinnfestningen. En forbedret prototype ble derfor ikke laget, men det har blitt kommet frem til en rekke krav om hva programvaren skal inneholde.

Hovedprinsippene for det helhetlige apparatet er på plass. Et overblikk av alle delene satt sammen er illustrert i figur 53. Om pasienten har et definert opptreningsprogram, vil vedkommende først sette seg i stolen og få festet hodeinnfestningen til hodet. Fysioterapeuten starter det ferdiglagde treningsprogrammet via brukergrensesnittet som vises på en skjerm ved siden av opptreningsapparatet. Mens treningen gjennomføres gis det feedback i form av grafer på skjermen som viser relevante målinger, alt etter fysioterapeutens preferanser. Grafene og resultatene kan senere eksporteres til Excel eller andre program etter ønske.



Figur 53 Illustrasjon av hele konseptet

10.2 Videre arbeid

Det er en del jobb som gjenstår før apparatet kan settes i produksjon. En kort oversikt over hva som må gjøres ved de ulike delene av opptreningsapparatet er beskrevet nedenfor.

10.2.1 Bevegelsesplattform

Valget av robotarm må etterhvert fastsettes. Idag er Franka det beste alternativet markedet har å by på, men siden dette er et marked i rask utvikling bør øynene holdes åpne for eventuelle nye roboter. Et scenario der UR lanserer en lignende robot til medisinsk bruk og matcher prisen til Franka er ikke utenkelig. Et scenario der KUKA reduserer prisen på sin robotarm "LBR med" på grunn av høy konkurranse i markedet er også mulig. Disse to selskapene har mye erfaring, og et kvalitetsstempel innen bransjen, noe som gjør at de vil være et trygt og sikkert valg. Det er også mulig at Franka allerede har alt som skal til. Uansett hvilken robotarm som velges bør de ulike funksjonene testes, og det bør estimeres omtrent hvor mye kraft robotarmen klarer å håndtere innenfor arbeidsområdet til opptreningsapparatet.

10.2.2 Hodeinnfestning

De to gjenstående konseptene for hodeinnfestning bør utforskes ytterligere. Det har blitt gjort antagelser om konseptet med en oppblåsbar hodeinnfestning som ikke har latt seg etterprøve i denne prosjektperioden. En avansert prototype av dette konseptet bør lages med bakgrunn i utviklingen som har blitt gjort og beskrevet i kapittel 8 *Hodeinnfestning - konseptutvikling*. Forbedringer av konseptet med stive elementer bør også prototypes, sammen med ulike konsepter for innfestningsmekanisme. Dersom det ferdigstilles en god prototype av hvert konsept vil det kunne gjøres tester som gir konkrete og målbare resultater, slik at et endelig valg kan tas.

Uansett hvilken løsning som blir valgt ønsker FFMS at den inkluderer et ytre skall som minner om en hjelm. Grunnen er at hjelmen da kan plasseres symmetrisk på hodet til pasienten før den strammes inn mot hodet. I den oppblåsbare løsningen festes elementene rett på innsiden av hjelmen. For konseptet med stive elementer vil det ligge en innstrammingsmekanisme mellom elementene og hjelmen som den eneste forbindelsen. Innstrammingsmekanismen må kunne manipuleres fra utsiden av hjelmen, for eksempel ved pinner som dyttes inn gjennom hull i hjelmen.

Grunnet store forskjeller i både hodeform og størrelser er det både vanskelig og uhensiktsmessig med én hodeinnfestning som tilpasses alle. Det anbefales derfor å benytte flere hodeinnfestninger i ulike størrelser og fasonger. Seks ulike hodeinnfestninger, der det er tre ulike former og hver av de har to ulike størrelser foreslås. Om det er for mange ulike hodeinnfestninger vil det være uheldig for fysioterapeutene, da det både tar plass og vil ta tid å finne riktig hodeinnfestning til pasienten.

Mellomfestet, hvordan hodeinnfestningen festes til bevegelsesplattformen, har ennå ikke vært hensiktsmessig å spesifisere. Det viktigste er at festet er stivt slik at posisjonskontrollen ivaretas, og at det går raskt og smidig å bytte hodeinnfestning. Å utvikle denne anses som en enkel oppgave etter at robotarmen og hodeinnfestningen er på plass.

Videre må det tas valg angående nøyaktige mål og former, samt materialer som skal brukes i de ulike delene av hodeinnfestningen og mellomfestet.

10.2.3 Programvare og brukergrensesnitt

Programvaren og brukergrensesnittet er den delen av apparatet der det gjenstår mest jobb, da selve programmeringen og designet mangler. Mange robotarmer kommer med et eget brukergrensesnitt, og en mulighet til å lage et eget program/app i denne[1]. Hvilke muligheter som finnes og hvordan dette bør gjøres må avdekkes. Det ville vært gunstig å anskaffe en Franka-robot, eller en annen aktuell robot, og eksperimentere med de respektives software.

Referanseliste

- [1] FFMS (2013) *Brukerundersøkelse*. Tilgjengelig fra: <http://www.firdafysmed.no/brukerundersokelse.pdf> (Hentet: 16. mars 2017).
- [2] 2 Næss, T. (2013) *Misvisende og mangelfull statistikk om nakkeskader*. Oslo: Landsforeningen for Nakkeskadde. Tilgjengelig fra: http://www.lfn.no/Pdf/Dokument/2013_MISVISENDE_ OG_MANGELFULL_STATISTIKK_OM_NAKKESKADER%20%20justert.pdf (Hentet: 17. mars 2017).
- [3] *Nakkesleng (Whiplash)* (2015) Tilgjengelig fra: <http://www.fysionett.no/nakkesleng-whiplash/> (Hentet 16. mars 2017).
- [4] Reichelt, A. C. (2004) *Whiplash – nakkeslengskade*. Tilgjengelig fra: <http://www.lommelegen.no/artikkel/whiplash-nakkeslengskade> (Hentet: 17. mars 2017).
- [5] Bilde av MCU. Hentet 3. mai 2017 fra: <http://bridgephysiotherapy.ca/the-bte-multi-cervical-unit/>
- [6] *Neck Muscles* (u.å.) Tilgjengelig fra: <http://medicalterms.info/anatomy/Neck-Muscles/> (Hentet 20. mars 2017).
- [7] Slosar, P. (2016) *Cervical Vertebrae*. Tilgjengelig fra: <http://www.spine-health.com/conditions/spine-anatomy/cervical-vertebrae> (Hentet: 20. mars 2017).
- [8] Bilde av nakkevirvler. Hentet 3. mai 2017 fra: http://www.lfn.no/Pdf/HLRL_Kap12_NakkensAnatomi.pdf
- [9] Bilde av nakkevirvlene C1 og C2. Hentet 3. mai 2017 fra: <http://anesthesiology.pubs.asahq.org/article.aspx?articleid=1942107>
- [10] Sterling, M. & Kenardy, J. (2011) *Whiplash: evidence base for clinical practice*. Sydney: Elsevier Australia.
- [11] Bilde av nakkesleng. Hentet 3. mai 2017 fra: <https://www.nelsonmacneil.com/most-common-car-accident-injuries-in-oregon/>
- [12] Sunde, M. (2006) Regelverk mot rehabilitering, *bt.no*. Tilgjengelig fra: <http://www.bt.no/btmener/kronikk/Regelverk-mot-rehabilitering-130311b.html> (Hentet: 20. mars 2017).
- [13] Sosial- og helsedirektoratet (2006) IS-1356. *Nakkeslengassosierte nakkeskader*. Tilgjengelig fra: http://www.firdafysmed.no/nakkeslengassosierte_nakkeskader.pdf (Hentet: 3. mai 2017)
- [14] Teigstad, E. (u.å.) *Erstatning etter nakkesleng (whiplash)*. Tilgjengelig fra: <http://www.personskadeportalen.no/nakkesleng-whiplash/>. Nr 42 (Stovner) og nr 75 (Stanghelle). (Hentet: 20. mars 2017).

- [15] New South Wales State Insurance Regulatory Authority (2014) *Guidelines for the management of acute whiplash-associated disorders – for health professionals*. Tilgjengelig fra: http://www.sira.nsw.gov.au/__data/assets/pdf_file/0005/80852/Whiplash-Guidelines.pdf (Hentet: 20. mars 2017)
- [16] International Organization for Standardization (2012) ISO 8373:2012. *Robots and robotic devices – Vocabulary*. Tilgjengelig fra: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:8373:ed-2:v1:en:term:2.2>. Term 2.2. (Hentet: 21. mars 2017).
- [17] International Organization for Standardization (2012) ISO 8373:2012. *Robots and robotic devices – Vocabulary*. Tilgjengelig fra: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:8373:ed-2:v1:en:term:2.10> Term 2.10. (Hentet: 21. mars 2017).
- [18] STRANDS (u.å.) *STRANDS*. Tilgjengelig fra: <http://strands.acin.tuwien.ac.at/index.html> (Hentet: 22. mars 2017).
- [19] Greenfield, D. (2014) *How to Choose a Robot*. Tilgjengelig fra: <https://www.automationworld.com/how-choose-robot> (Hentet: 22. mars 2017).
- [20] Cao, Y., Lu, K., Li, X., & Zang, Y. (2011). Accurate Numerical Methods for Computing 2D and 3D Robot Workspace, *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 8(6), s. 1-13.
- [21] Anson, M. (2015) *Cable-driven parallel manipulators with base mobility: A planar case study*. Masteroppgave. State University of New York at Buffalo. s. 16.
- [22] Owen-Hill, A. (2016) *Why Singularities Can Ruin Your Day*. Tilgjengelig fra: <http://blog.robotiq.com/why-singularities-can-ruin-your-day>. (Hentet: 25. mars 2017).
- [23] *da Vinci Surgery: Minimally Invasive Surgery* (2015) Tilgjengelig fra: <http://www.davincisurgery.com/> (Hentet: 21. mars 2017).
- [24] Brennhovd, B. & Axcrona, K. (2012) *Robotkirurgi – Utviklingen innen urologi*. Tilgjengelig fra: <http://kirurgen.no/fagstoff/annet/robotkirurgi/> (Hentet: 21. mars 2017).
- [25] Wong, C. K., Jordan, K. & King, M. (2011) Robotic arm skate for stroke rehabilitation, *2011 IEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. s. 1-6.
doi:10.1109/ICORR.2011.5975389
- [26] BIONIK (u.å.) *InMotion Arm Interactive Therapy System*. Tilgjengelig fra: <http://bionikusa.com/healthcarereform/upper-extremity-rehabilitation/inmotion2-arm/> (Hentet: 22. mars 2017).
- [27] *Ny metode – EU-direktiv, forordning og norsk tilsynsorgan* (2016) Tilgjengelig fra: <https://www.standard.no/standardisering/ce-merking/tilsynsorgan/> (Hentet: 25. mars 2017).

- [28] EMERGO (2017) *Europe CE Marking Regulatory Process for Medical Devices*. Tilgjengelig fra: <https://www.emergogroup.com/resources/europe-process-chart> (Hentet: 27. april 2017).
- [29] Slåttsveen, K.B. & Tolo, S.F. (2015) *First development of new machine for rehabilitation of whiplash patients*. Masteroppgave. NTNU.
- [30] Berg, O.J. & Sunde, Ø.K. (2016) *Utvikling av apparat for behandling av nakkeskadde*. Masteroppgave. NTNU.
- [31] Gælok, T.L. & Strand, M. (2016) *Utvikling av maskin for opptrening av nakkeslengskadde*. Prosjektoppgave. NTNU. Vedlagt i appendiks C
- [32] Bilde av kabelstyrt parallell robot-konsept. Hentet 4. mai 2017 fra: <http://www.eu-nited.net/robotics/press-room/cable-robot-ipanema-extended-version-for-engineers.html>
- [33] Zhang, Y., Zhang, Y., Dai, X. & Yang, Y. (2009) Workspace analysis of a novel 6-dof cable-driven parallel robot, *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. s. 2403-2408. doi:10.1109/ROBIO.2009.5420857
- [34] Lau, D., Oetomo, D. & Halgamuge, S.K. (2011) Wrench-Closure Workspace Generation for Cable Driven Parallel Manipulators Using a Hybrid Analytical-Numerical Approach, *Journal of Mechanical Design*, 133(7), 10 sider.
- [35] Université Laval (u.å.) *Power reduction*. Tilgjengelig fra: <http://robot.gmc.ulaval.ca/en/research/research-thrusts/human-robot-cooperation/power-reduction/> (Hentet: 17. januar 2017).
- [36] Skovsgaard, L. (2012) *Universal Robots. Zacobria*. Tilgjengelig fra: http://www.zacobria.com/universal_robots_zacobria_hints_and_tips_manual_1_4_3.htm (Hentet: 1. februar 2017).
- [37] Huthwaite, B. (2007) *The Rules of Innovation – Products, Services and Systems*. Michigan: Institute of Lean Innovation.
- [38] Liker, J.K. & Meier, D.P. (2007) *Toyota Talent: Developing Your People the Toyota Way*. New York: McGraw-Hill.
- [39] Welo, T. (2011). On the application of lean principles in Product Development: a commentary on models and practices. *International Journal of Product Development*, 13(4), 316-343. doi: 10.1504/IJPD.2011.042027
- [40] Sobek, D.K., Ward, A.C. & Liker, J.K. (1991). Toyota's principles of Set-Based Concurrent Engineering, *MIT Sloan Management Review*, 40 (2), s. 67-83.
- [41] Kennedy, B.M., Sobek, D.K. & Kennedy, M.N. (2014). Reducing Rework By Applying Set-Based Practices Early in the Systems Engineering Process. *Systems Engineering*, 17(3), s. 278-296

- [42] Otto, K.N. & Wood, K.L. (2001) *Product Design: Techniques in Reverse Engineering and New Product Development*. New Jersey: Prentice Hall.
- [43] Ulrich, K.T. & Eppinger, S. D. (2007) *Product Design and Development*. 4. utg. New York: McGraw-Hill.
- [44] Houde, S. & Hill, C. (1997) What do Prototypes Prototype?, i Helander, M.G., Landauer, T.K., Prabhu, P. (red.) *Handbook of Human-Computer Interaction*, 2. utg. Amsterdam: Elsevier Science B.V., s. 367-381
- [45] Bryan-Kinns, N. & Hamilton, F. (2002) One for all and all for one? Case studies of using prototypes in commercial projects. *NordiCHI '02 Proceedings of the second Nordic conference on Human-computer interaction*, Aarhus, 19.-23. oktober, 2002. New York: ACM, s. 91-100.
- [46] Lim, Y.-K., Stolterman, E. & Tenenbergs, J. (2008). The anatomy of prototypes: Prototypes as filters, prototypes as manifestations of design ideas. *ACM Trans. Comput.-Hum. Interact.* 15(2), Artikkel 7, 27 sider. doi:10.1145/1375761.1375762
- [47] Leifer, L. J., & Steinert, M. (2014). Dancing with Ambiguity: Causality Behavior, Design Thinking, and Triple-Loop-Learning. I O. Gassmann & F. Schweitzer (Eds.), *Management of the Fuzzy Front End of Innovation*. Cham: Springer International Publishing, s. 141-158
- [48] Surdilovic, D. & Bernhardt, R. (2004) STRING-MAN: A New Wire Robot for Gait Rehabilitation, *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation*. New Orleans, 26. april-1. mai, 2004. IEEE, s. 2031-2036. doi:10.1109/ROBOT.2004.1308122
- [49] Surdilovic, D., Zhang, J. & Bernhardt, R. (2007) STRING-MAN: Wire-robot technology for safe, flexible and human-friendly gait rehabilitation, *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. Noordwijk, 13.-15. juni 2007. IEEE, s. 446-453. doi:10.1109/ICORR.2007.4428463
- [50] Tadokoro, S., Verhoeven, R., Hiller, M. & Takamori, T. (1999) A Portable Parallel Manipulator for Search and Rescue at Large-Scale Urban Earthquakes and an Identification Algorithm for the Installation in Unstructured Environments, *Proceedings 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human and Environment Friendly Robots with High Intelligence and Emotional Quotients (Cat. No.99CH36289)*. Kyongju, 17.-21. oktober, 1999. IEEE, s. 1222-1227. doi: 10.1109/IROS.1999.812846
- [51] Ho, W.Y., Werner, K., Mangold, Alexander & Pott, A. (2015) Haptic Interaction with a Cable-Driven Parallel Robot Using Admittance Control, i Pott, A. & Bruckmann, T. (red.) *Cable-Driven Parallel Robots. Mechanisms and Machine Science 32*. Cham: Springer International Publishing, s. 201-212 doi:10.1007/978-3-319-09489-2_14
- [52] FraunhoferIPA (2014) *Mini Cable Robot IPAnema – Haptic Interaction using Admittance Control*. Tilgjengelig fra: <https://www.youtube.com/watch?v=9YeBULHbCJM> (Hentet: 16. januar 2017).

- [53] Pott, A. & Bruckmann, T. (red.) (2015) *Cable-Driven Parallel Robots*. Cham: Springer International Publishing
- [54] Pott, A., Mütherich, H., Kraus, W., Schmidt, V., Miermeister, P. & Verl, A. (2013) IPAnema: A family of Cable-Driven Parallel Robots for Industrial Applications, i Bruckmann, T. & Pott, A. (red.) *Cable-Driven Parallel Robots*. Berlin: Springer International Publishing, s. 119-134.
- [55] Verhoeven, R. (2004) *Analysis of the Workspace of Tendon-based Stewart Platforms*. Dr.ing. avhandling. University of Duisburg-Essen.
- [56] Haegele, M., Miermeister, P. & Fraunhofer IPA (2016) *Cable-driven parallel robots: Motion simulation in a new dimension*. Tilgjengelig fra: <http://robohub.org/cable-driven-parallel-robots-motion-simulation-in-a-new-dimension/> (Hentet: 16. januar 2017).
- [57] Van Beelen (u.å.) *Dyneema*. Tilgjengelig fra: <http://www.vanbeelengroup.nl/synthetic-fibers/dyneema/item56> (Hentet: 18. januar 2017).
- [58] Master Pull (u.å.) Differences in syntethic winch lines. Tilgjengelig fra: <http://www.masterpull.com/differences-in-synthetic-winch-lines/> (Hentet: 18. januar 2017).
- [59] Tjernshaugen, A. (2017) Kevlar, *Store Norske Leksikon*. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/Kevlar> (Hentet 19. mai 2017).
- [60] Møte hos Rocketfarm, Fosshaugane Campus, Sogndal, 24.10.16
- [61] Robo Valley (2016) *Duchenne patients helped by robot arm*. Tilgjengelig fra: <http://www.robovalley.com/news/duchenne-patients-helped-by-robot-arm/> (Hentet: 19. januar 2017).
- [62] Bischoff, R., Kurth, J., Schreiber, G., Koeppe, R., Albu-Schäffer, A., Beyer, A., Eiberger, O., Haddadin, S., Stemmer, A., Grunwald, G. & Hirzinger, G. (2010) The KUKA-DLR Lightweight Robot arm – a new reference platform for robotics research and manufacturing. *ISR 2010 (41st International Symposium on Robotics) and ROBOTIK 2010 (6th German Conference on Robotics)*, München, 7.-9. juni, 2010. Berlin: VDE Verlag, s. 1-8
- [63] Bélanger-Barrette, M. & Robotiq Inc. (2015) *How many axes does my robot need?* Tilgjengelig fra: <http://robohub.org/how-many-axes-does-my-robot-need/> (Hentet: 19. januar 2017).
- [64] Bilde av KUKA LBR iiwa. Hentet 5. mai 2017 fra: <http://robotics.naist.jp/wiki/?Robots%20and%20Equipment%2FKUKA>
- [65] Universal Robots (u.å.) *Technical details*. Tilgjengelig fra: https://www.universal-robots.com/media/1514597/101081_199901_ur5_technical_details_web_a4_art03_rls_eng.pdf (Hentet 13 mars 2017).
- [66] Stuber-Koeppe, K. (2017) *KUKA LBR Med lightweight robot goes into series production*. Tilgjengelig fra:

<https://www.kuka.com/en-de/press/news/2017/02/kuka-lbr-med-lightweight-robot-goes-into-series-production> (Hentet 14. mars 2017).

[67] KUKA (u.å.) *KUKA Medical Robotics*. Tilgjengelig fra: <https://www.kuka.com/en-de/industries/healthcare/kuka-medical-robotics/> (Hentet: 14. mars 2017).

[68] KUKA (u.å.) *LBR iiwa*. Tilgjengelig fra: <https://www.kuka.com/en-de/products/robot-systems/industrial-robots/lbr-iiwa> (Hentet: 14. mars 2017).

[69] Robotic Magazine (2016) *What are the best collaborative robots?* Tilgjengelig fra: <http://www.roboticmagazine.com/domestic-industrial/best-collaborative-robots> (Hentet: 15. mars 2017).

[70] Walker, E. (2015) *Robotic UltraSound Image Guided Radiation Therapy System (RUSIGRTS)* [PowerPoint presentasjon]. Johns Hopkins University, Applied Physics Laboratory, 25. april. Tilgjengelig fra: <https://ep.jhu.edu/files/se-seminar-series-e-walker.pdf> (Hentet: 15. mars 2017)

[71] Franka Emika (2017) *Franka Emika – research – technical data*. Tilgjengelig fra: https://s3-eu-central-1.amazonaws.com/franka-de-uploads-staging/uploads/2017/05/2017-05-12_datasheet-research-modules.pdf (Hentet: 9. mai 2017)

[72] Franka Emika (2017) *Franka Emika – industry – technical data*. Tilgjengelig fra: https://s3-eu-central-1.amazonaws.com/franka-de-uploads-staging/uploads/2017/05/2017-05-12_datasheet-industry.pdf (Hentet: 9. mai 2017)

[73] Mailsamtale med Dr. Simon Haddadin, 07.03.17

[74] Stuber-Koeppe, K. (2016) *Hello Industrie 4.0 – we go digital*. Tilgjengelig fra: <https://www.kuka.com/en-de/press/news/2016/04/hanover-fair-hello-industrie-4-0-we-go-digital> (Hentet 3. februar 2017).

[75] Jansson, D.G. & Smith, S.M. (1991) Design fixation. *Design Studies*, 12(1), s. 3-11

[76] Cranial Technologies (u.å.) *What is Plagiocephaly?* Tilgjengelig fra: <http://www.cranialtech.com/my-babys-head-shape/what-is-plagiocephaly/> (Hentet: 3. mai 2017)

[77] Bilde av pin-art. Hentet 01.05.17 fra: <https://ae01.alicdn.com/kf/HTB13mwxJXXXXXc.XFXXq6xXFXXXG/Decor-Craft-font-b-3D-b-font-font-b-Pin-b-font-font-b-Art-b.jpg>

[78] Bilde av støping av hodeform. Hentet 1. mai 2017 fra: <http://whatsupwiththebuells.blogspot.no/2012/11/>

[79] Bilde av hoder med ulik form. Hentet 9. februar 2017: https://www.hohenstein.de/en/inline/pressrelease_80385.xhtml

[80] United States Environmental Protection Agency (2017) *Health Concerns about Spray Polyurethane Foam*. Tilgjengelig fra: <https://www.epa.gov/saferchoice/health-concerns-about-spray-polyurethane-foam> (Hentet: 14. februar 2017)

[81] Bilde av luftpute. Hentet 01.05.17 fra <https://ae01.alicdn.com/kf/HTB14EYaNFXXXXbbXXXXq6xXFXXXX/Ultra-light-Inflatable-font-b-pillows-b-font-Portable-Outdoor-font-b-travel-b-font-font.jpg> (aliexpress.com)

[82] Bilde av skumgummi. Hentet 01.05.17 fra <https://www.maske.no/content/mma/products/02/280/28046/gwi1000x1000/3353798.jpg>

[83] Bilde av gel-pads. Hentet 01.05.17 fra: <http://cdn1.sempretops.com/wp-content/uploads/palmilha-homem.jpg>

[84] Northstar Polymeres (u.å.) *Polyurethane Gel Elastomer*. Tilgjengelig fra: http://www.northstarpolymers.com/NorthstarPolymers/Gel/Gel_index.htm (Hentet: 2. mai 2017).

[85] Bilde av sitteunderlag. Hentet 01.05.17 fra <http://images.biltema.com/PAXToImageService.svc/article/xlarge/37322>

[86] Bilde av play-doh. Hentet 01.05.17 fra <http://www.clipartkid.com/images/168/free-play-doh-clipart-P5hLgd-clipart.jpg>

[87] Hall, N. (2015) *Boyle's Law*. Tilgjengelig fra: <https://www.grc.nasa.gov/www/k-12/airplane/boyle.html> (Hentet: 16. mai 2017).

[88] *Wix Review: How to Build a Website on WIX (step-by-step guide)* (u.å.) Tilgjengelig fra: <http://www.webbuildersguide.com/website-builders-reviews/wix-review/> (Hentet: 3. april 2017).

[89] Franka Emika (2017) *How can I create my own APPs?* Tilgjengelig fra: <https://www.franka.de/faq/> (Hentet: 27. april 2017).

Appendiks

Appendiks A – Utdypende teori

Teori, s. 9-17 og 22-24 i masteroppgaven av Ole Jakob og Øystein [30]

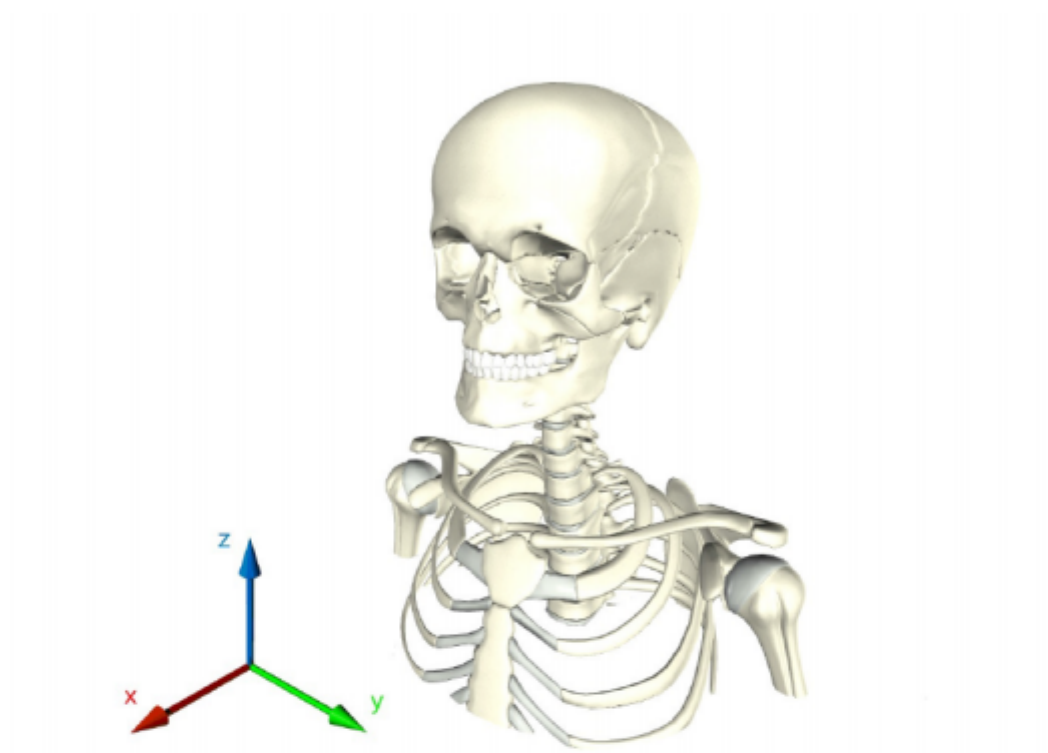
Kapittel 3

Teori

Kapittelet tar for seg grunnleggende teori som blir benyttet i resten av oppgaven. Her blir gjennomgått teori om nakkestruktur, nakkesleng, skadesymptomer, gradering av nakkesleng og behandling av nakkeskade. I tillegg blir nakkens bevegelsesmønster analysert. Teori rundt valg av riktig produksjonsmetode legges frem og vakuumentrekking utdypes spesielt grunnet bruk av denne metoden ved fremstilling av prototyper. Det mest essensielle rundt plastiske materialer legges frem, sikkerhet og rehabilitering med aktuatorer blir gjennomgått og teori på de mest aktuelle aktuatorene og sensorene blir gjennomgått.

3.1 Koordinatsystem

For å enklere kunne forklare funksjoner og bevegelser relatert til pasienter er det ønskelig å definere et koordinatsystem. Det vil bli benyttet ved flere anledninger gjennom oppgaven, spesielt til å beskrive bevegelser om akser. Koordinatsystemets plassering kan sees i figur 3.1. Dets egentlige plassering er på innsiden av nakken, slik at x-aksen har positive verdier for fremoverbevegelser og negative for bakoverbevegelser. Y-aksen tar for seg positive verdier for bevegelser til venstre for pasienten og negative verdier for bevegelser til høyre. Z-aksen er plassert langs ryggraden og har positive verdier oppover fra starten av nakken. For oss har det blitt mest naturlig å benytte seg av det kartesiske koordinatsystem for å på enklest mulig vis kunne forklare bevegelser og funksjoner utført i relasjon til pasienten.



Figur 3.1: Koordinatsystem[12]

3.2 Definisjoner av bevegelser

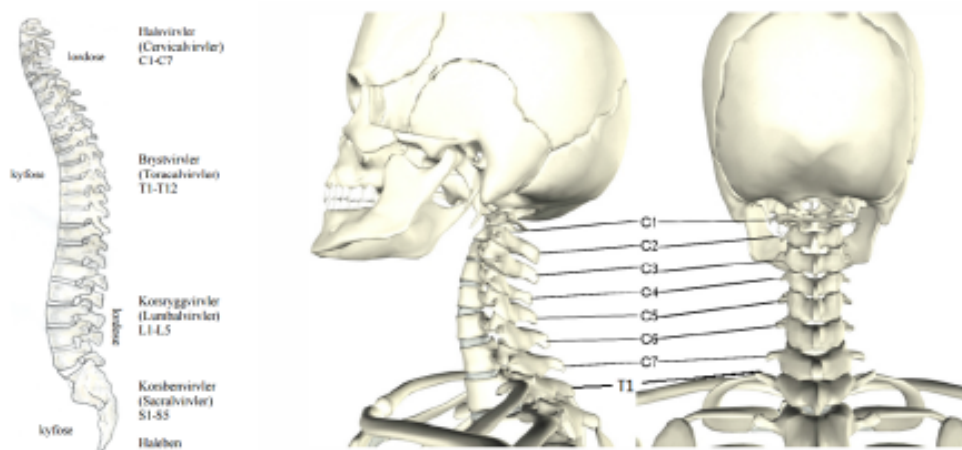
Det blir gjennom oppgaven benyttet uttrykk for forskjellige bevegelser som utføres av nakken. Dette er bevegelser som er relevante for en pasient å benytte ved opptrening av nakkemuskulatur i et rehabiliteringsapparat.

- Fremoverbøy(bøyning): beskriver en fremoverorientert rotasjon av hodet om y-aksen.
- Bakoverbøy(forlengelse): beskriver en bakoverorientert rotasjon av hodet om y-aksen.
- Sidebøy: beskriver en sideorientert rotasjon av hodet om x-aksen.
- Rotasjon: beskriver en rotasjon av hodet om z-aksen.

3.3 Nakkestruktur

Nakkens komplekse oppbygging gir god bevegelse med tilnærmet seks frihetsgrader. Til tross for dette blir bevegelsesmønsteret som oftest forklart med bøyning, forlengelse eller rotasjon om henholdsvis x -, y - og z -aksen[13]. De mest anvendte uttrykkene til å beskrive disse bevegelsene, definert i forrige delkapittel, er fremover-, bakover, sidebøy og rotasjon. Nakken er den øvre delen av ryggraden. En av de viktigste oppgavene til ryggraden er å holde hodet og kroppen oppreist. Den består av totalt 33 knokler eller virvler som deles inn i tre hovedgrupper listet under[14]. Det er i tillegg 9 sammenvokste virvler som utgjør kors- og halebein, se figur 3.2.

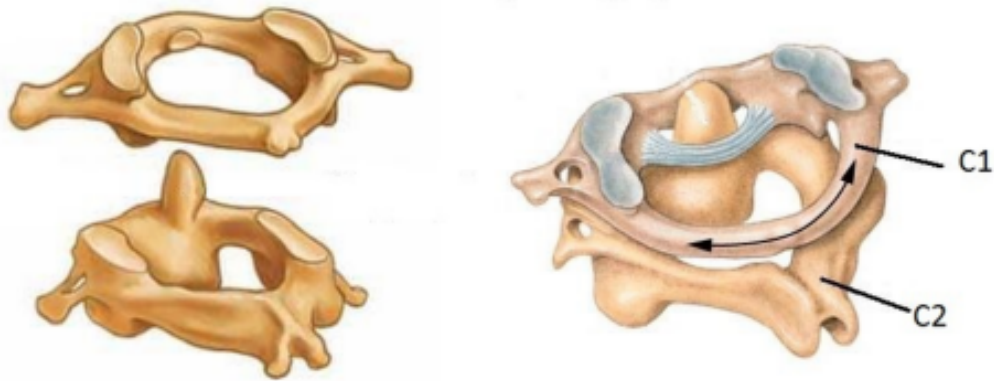
- Halsryggraden (Cervicalcolumna) bestående av 7 virvler.
- Brystryggraden (Torscalcolumna) bestående av 12 virvler.
- Korsryggraden (Lumbalcolumna) bestående av 5 virvler.



Figur 3.2: Ryggrad[14] og Nakkestruktur C1-T1[12]

Mellom virvlene er det mellomskiver som er bygd opp av fibrøst vev, fast ytre ring og en bløt kjerne. To virvler utgjør sammen med mellomskiven et bevegelsessegment. I nakken er de mulige bevegelsene bestemt av virvlens form, vinklene på fasettleddene, leddbånd og leddkapsler [14]. Nakkevirvlene kan deles inn i to grupper, den øvre halsryggrad og nedre halsryggrad[15]. Den øvre halsryggraden tar for seg C1 og C2 mens den nedre består av de resterende fem nakkevirvlene. Nakkevirvlene C1 og C2 er begge forskjellige i forhold til de andre nakkevirvlene når det kommer til utforming og funksjonalitet, se figur 3.3. Det øverste bevegelsessegmentet har ingen mellomskive slik de resterende bevegelsessegmentene har. C1 og C2 oppnår med sin spesielle utforming et bredt bevegelsesområde, hvilket fører til at disse to nakkevirvlene er betraktelig mer utsatt enn de resterende leddene[14]. Som følge av C1 sin utforming kan hodet rotere om y -aksen. C2

muliggjør rotasjon av C1 om z-aksen. Med en kompleks samhandling mellom alle nakkevirvlene oppnår nakken sitt bevegelsesområde[16].

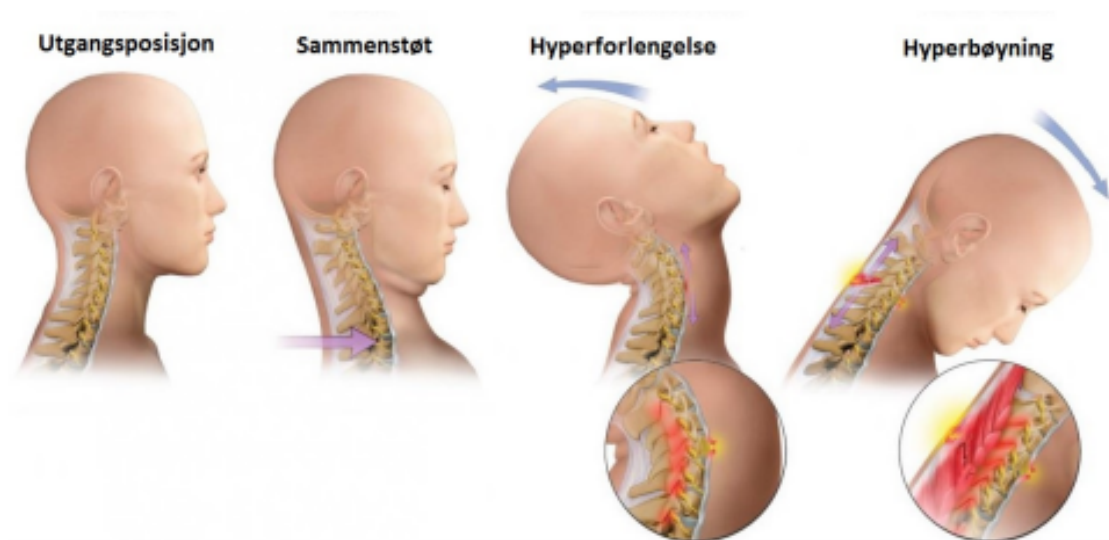


Figur 3.3: Den øvre halsryggraden (C1-C2)(b)[17]

Som i resten av kroppen skapes bevegelser i nakken ved at muskulatur bøyer eller strekker ledd[14]. Muskulatur bidrar med bevegelse og stabilitet til nakken. Nakken innehar også en omfattende leddbåndstruktur som bidrar til å kontrollere bevegelsene og opprettholde stabilitet. Denne strukturen er bygd opp av ligamenter(leddbånd) og membraner av forskjellig dimensjoner[18]. Ligamentene har en gitt elastisitet som medfører at de kan bli strukket omkring 4% uten problemer. Oppstår derimot en strekning på mer enn 8% vil ligamentet kunne få rifter, revne eller være varig overstrukket. En slik skade kan medføre et permanent ustabil ledd hvor ligamentet aldri kan oppnå sin naturlige funksjonalitet[14].

3.4 Nakkesleng

Nakkesleng, også kjent som whiplash, kan defineres som “akselerasjons-deselerasjonsmekanisme som overfører energi til nakken”[19]. Nakkesleng oppstår når kroppen utsettes for krefter fra akselerasjon eller deselerasjon når nakken ikke har den nødvendige støtten til å absorbere kreftene. Den vanligste situasjonen hvor nakkesleng forekommer i hverdagen er ved bilpåkørsel bakfra eller fra siden. Nakkeslengmekanismen som oppstår under en kollisjon kan sees i figur 3.4. Hodet til venstre tar for seg utgangsposisjon før sammenstøtet inntreffer. Det neste tar for seg sammenstøtet hvor hodet tydelig er preget av store krefter. Hodet kastes bakover og hyperforlengelse oppstår i nakken. Deretter kastes hodet fremover og hyperbøyning forekommer. Nakkeslengskader kan også forekomme ved diverse fysiske aktiviteter, for eksempel stuping eller skikjøring. Belastningen som nakken utsettes for kan resultere i både midlertidig og permanent nakkeskade. Det er per definisjon de syv nakkevirvlene i halsryggraden som rammes ved en nakkeskade[20].



Figur 3.4: Nakkeslengmekanisme som oppstår ved kollisjon[21]

Nakkeslengassosierte skader, “Whiplash-associated disorders”(WAD)[22], er en betegnelse benyttet rundt problemer som oppstår ved nakkesleng. WAD kan være skade på nakkens ulike strukturer som innebærer skjelett, ledd, leddkapsler, leddbånd, virvelskiver, nerver, muskulatur, bindevev eller blodkar[20]. Utenom riftskader på de forskjellige strukturene i nakken kan en nakkeslengskade bestå av at en nerve blir klemt mellom to nakkevirvler[18]. “The Quebec Task Force” har utviklet et graderingssystem som tar for seg alvorlighetsgraden til nakkeslengskaden[22], se tabell 3.1. Dette er den mest anvendte klassifiseringen av nakkeslengassosierte skader, blant annet benyttet av det norske helsevesenet[4].

Grad	Omfang
0	Ingen nakkesymptomer, ingen fysiske tegn.
1	Nakkesmerter. Stivhet og/eller ømhet i nakken. Ingen fysiske tegn
2	Nakkesymptomer. Skader på muskelskjelett hvilket fører til svekket nakke og redusert bevegelsesområde
3	Nakkesymptomer. Skader på muskelskjelett, neurologisk skade, hvilket fører til redusert/fraværende senereflekser og muskelsvakhet. I tillegg andre symptomer som hørselssvekkelse, svimmelhet, øresus, hodepine, nedsatt hukommelse, svelgvansker og kjeveleddsmerter.
4	Nakkesymptomer. Billediagnostikk, hvilket betyr brudd eller dislokasjon

Tabell 3.1: The Quebec Task Force Klassifisering[22]

Nakkeslengassosierte skader deles inn i tre forskjellige faser[19], hvilket er listet under.

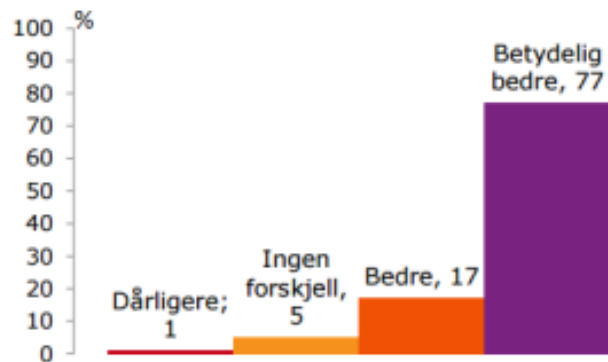
- Akutt fase (<30 dager).
- Subakutt fase (30 dager - 3 måneder).
- Kronisk fase (> 3 måneder).

Det er kun i en brøkdel av nakkeslengsituasjoner at den som utsettes for nakkesleng opplever alvorlige kroniske plager. Av alle personer som blir utsatt for nakkesleng opplever 3-5% utvikling av symptomer av akutt nakkeslengskade innen tre dager[19]. Av de 3-5% får 80% symptomer som hodepine, smerter og stivhet i nakken. I akuttfasen er de vanligste symptomene nakkesmerter, stivhet, hodepine, svimmelhet og balanseforstyrrelser. Ved WAD 1 og 2 er det ikke påvisbar vevskade. Kroniske plager ved denne graderingen er vedvarende akutte, psykiske og kognitive plager. Av de 3-5% som utvikler symptomer vil om lag 10% utvikle kroniske plager som fører til en betydelig reduksjon i funksjonsnivået. Den mest alvorlige graderingen, WAD 3-4, innebærer påvisbar vevskade og i verstefall brudd eller dislokasjon. Det har ikke blitt vitenskapelig dokumentert at skaden til en nakkeskadet person er et direkte resultat av nakkeslengmekanismen som oppstod i skadeøyeblikket. Derfor er det utbredt uenighet rundt nakkeslengassosierte skader i forsknings- og behandlingsmiljø.

3.4.1 Behandlingsmetode

Det foreligger ingen nasjonale retningslinjer for behandling av pasienter med nakkeskade [19]. FFMS baserer sin behandling av nakkeskadede personer på rehabilitering av nakkemuskulatur. Kroniske nakkepasienter har ofte svekket evne til å kunne utvikle kraft i den overfladiske muskulaturen i nakken. Ved opptrening av muskulaturen vil den kunne stabilisere nakken, og til en viss grad kunne overta funksjoner til de skadede områdene i nakken. FFMS kan ved opptrening av støttemuskulatur vise til gode resultater for sine pasienter. Det kommer frem i en pasientundersøkelse[23] utført av FFMS at omtrent 9 av

10 pasienter har hatt plager med nakken/hodet i mer enn 5 år. De fleste har benyttet andre behandlingsmetoder uten at skadesituasjonen har blitt forbedret. Tallene som fremlegges av FFMS gir god grunn til tro på deres behandlingsmetoder. Det vises til at så mye som 97% av pasientene mener behandlingen har bedret skadesituasjonen deres. Av disse har så mye som 40% svart at det har vært en betydelig bedring. Når pasientene skal sammenligne resultatene av behandlingen hos FFMS med tidligere behandling, mener mer en 3 av 4 at behandlingen ved FFMS er betydelig bedre, se figur 3.5



Figur 3.5: FFMSs pasienters svar på spørsmålet: hvordan vurderer du behandlingen du har fått ved FFMS med den behandlingen du fikk før du kom til FFMS[23]

3.5 Nakkens bevegelsesmønster

Nakkens komplekse oppbygning gir den en evne til å kunne oppnå en tilnærming til seks-frihetsgrader og med dette dekker den et bredt bevegelsesrom. For å kunne oppnå bedre innsikt i nakkens funksjonalitet blir dens bevegelsesmønster analysert. I hovedsak blir det fokusert på fremover-, bakover-, sidebøy og rotasjon. Det er ved en kombinasjon av disse bevegelsene at nakken kan oppnå sitt bevegelsesområde. National Aeronautics and Space Administration (NASA) har utført en omfattende undersøkelse av menneskets kroppsstørrelse, kroppsholdning, bevegelighet, overflateareal, volum og vekt[24]. Selve analysen tar utgangspunkt i personer som vil kunne bli brukt som personell innenfor romfartsmoduler og annet besøkende personell. Det er i hovedsak fullt utvikste personer i god fysisk form. Gjennomsnittsalderen av personene involvert i analysen er 40 år. De tar for seg mål av kvinner eller menn og et bredt spekter av etnisiteter. Dette er data som nødvendigvis ikke er representativt til bevegelsesspekteret en nakkeskadet person vil kunne oppnå, men gir et godt bilde en frisk persons bevegelighet. Målet med rehabiliteringen er at nakkeskadde skal kunne mestre dette bevegelsesrommet. Morten Leirgul, fysioterapeut ved FFMS, har utlyst et ønske om å dekke et bredere marked enn rehabilitering med det nye apparatet. Det er da i hovedsak tenkt benyttet som treningsapparater for yrker som krever sterk nakkemuskulatur, for eksempel Formel-1 sjåfører og astronauter. Det er derfor fornuftig å kartlegge friske personers bevegelsesmønster. Gjennom samtaler med Morten kom det frem at nakkeslengassosierte skader kan føre til at nakken får en unaturlig bevegelighet. Dette kan både være at nakken har tilnærmet ingen bevegelighet eller unaturlig stor

Appendiks B – Risikoreport



ID	2417	Status	Dato
Risikoområde	Risikovurdering: Helse, miljø og sikkerhet (HMS)	Opprettet	06.09.2016
Opprettet av	Thomas Erik Lyngman Gælok	Vurdering startet	06.09.2016
Ansvarlig	Knut Einar Aasland	Tiltak besluttet	
		Avsluttet	

Risikovurdering prosjekt høst 2016**Gyldig i perioden:**

9/6/2016 - 12/17/2019

Sted:

Verkstedteknisk

Mål / hensikt

Utvikle maskin for rehabilitering av nakkeslengskadde

Bakgrunn

Prosjektoppgave høst 2016

Beskrivelse og avgrensninger

Simpelt arbeid på verksted

Forutsetninger, antakelser og forenklinger

Alle involverte har HMS-kurs

Vedlegg

[Ingen registreringer]

Referanser

[Ingen registreringer]

6/9-16 Knut Aasland
6/9-16 Thomas Gælok
6/9-16 Michelle Strand

**Oppsummering, resultat og endelig vurdering**

I oppsummeringen presenteres en oversikt over farer og uønskede hendelser, samt resultat for det enkelte konsekvensområdet.

Farekilde: Maskiner og håndverktøy

Uønsket hendelse: Klemskade

Konsekvensområde: Helse

Risiko før tiltak: ● Risiko etter tiltak: ○

Uønsket hendelse: Kuttskade

Konsekvensområde: Helse

Risiko før tiltak: ● Risiko etter tiltak: ○

Uønsket hendelse: Brennskade

Konsekvensområde: Helse

Risiko før tiltak: ● Risiko etter tiltak: ○

Uønsket hendelse: Gassforgiftning

Konsekvensområde: Helse

Risiko før tiltak: ● Risiko etter tiltak: ○

Uønsket hendelse: Fell bruk av maskiner

Konsekvensområde: Materielle verdier

Risiko før tiltak: ● Risiko etter tiltak: ○

Endelig vurdering



Oversikt Involverte enheter og personell

En risikovurdering kan gjelde for en, eller flere enheter i organisasjonen. Denne oversikten presenterer involverte enheter og personell for gjeldende risikovurdering.

Enhet /-er risikovurderingen omfatter

- NTNU

Deltakere

Michelle Strand

Thomas Erik Lyngman Gælok

Lesere

[Ingen registreringer]

Andre involverte/interessenter

[Ingen registreringer]

Følgende akseptkriterier er besluttet for risikoområdet Risikovurdering: Helse, miljø og sikkerhet (HMS):



**Oversikt over eksisterende, relevante tiltak som er hensyntatt i risikovurderingen**

I tabellen under presenteres eksisterende tiltak som er hensyntatt ved vurdering av sannsynlighet og konsekvens for aktuelle uønskede hendelser.

Farekilde	Uønsket hendelse	Tiltak hensyntatt ved vurdering
Maskiner og håndverktøy	Klemskade	Personlig verneutstyr
	Klemskade	HMS og praksiskurs
	Kuttskade	Personlig verneutstyr
	Kuttskade	HMS og praksiskurs
	Brennskade	Personlig verneutstyr
	Brennskade	HMS og praksiskurs
	Gassforgiftning	Personlig verneutstyr
	Gassforgiftning	HMS og praksiskurs
	Gassforgiftning	Avtrekk ved sveising
	Feil bruk av maskiner	HMS og praksiskurs

Eksisterende og relevante tiltak med beskrivelse:**Personlig verneutstyr**

Vernebriller, verkstedfrakk, vernesko og hansker om nødvendig. Sveisemaske ved sveising.

HMS og praksiskurs

Deltagerne har gjennomført HMS-kurs ved IPM, samt praksiskurs vedrørende sveising, fresing og dreiling.

Avtrekk ved sveising

[Ingen registreringer]

Risikoanalyse med vurdering av sannsynlighet og konsekvens

I denne delen av rapporten presenteres detaljer dokumentasjon av de farer, uønskede hendelser og årsaker som er vurdert. Innledningsvis oppsummeres farer med tilhørende uønskede hendelser som er tatt med i vurderingen.

Følgende farer og uønskede hendelser er vurdert i denne risikovurderingen:

- **Maskiner og håndverktøy**
 - Klemskade
 - Kuttskade
 - Brennskade
 - Gassforgiftning
 - Feil bruk av maskiner

Oversikt over besluttede risikoreducerende tiltak med beskrivelse:**NTNU TEST**

Unntatt offentlighet jf. Offentlighetsloven § 14

Utskriftsdato:

06.09.2016

Utskrift foretatt av:

Thomas Erik Lyngman Gælok

Side:

4/8

**Maskiner og håndverktøy (farekilde)**

Bruk av maskiner og håndverktøy i forbindelse med utvikling av prototyper.

Maskiner og håndverktøy/Klemskade (uønsket hendelse)

Klemskade kan forekomme.

Samlet sannsynlighet vurdert for hendelsen: Lite sannsynlig (2)

Kommentar til vurdering av sannsynlighet:

[Ingen registreringer]

Vurdering av risiko for følgende konsekvensområde: Helse

Vurdert sannsynlighet (felles for hendelsen): Lite sannsynlig (2)

Vurdert konsekvens: Middels (2)

Kommentar til vurdering av konsekvens:

[Ingen registreringer]

**Maskiner og håndverktøy/Kuttskade (uønsket hendelse)**

Samlet sannsynlighet vurdert for hendelsen: Lite sannsynlig (2)

Kommentar til vurdering av sannsynlighet:

[Ingen registreringer]

Vurdering av risiko for følgende konsekvensområde: Helse

Vurdert sannsynlighet (felles for hendelsen): Lite sannsynlig (2)

Vurdert konsekvens: Middels (2)

Kommentar til vurdering av konsekvens:

[Ingen registreringer]



**Maskiner og håndverktøy/Brennskade (uønsket hendelse)**

Brennskade i forbindelse med verkstedarbeid.

Samlet sannsynlighet vurdert for hendelsen: Svært lite sannsynlig (1)

Kommentar til vurdering av sannsynlighet:

[Ingen registreringer]

Vurdering av risiko for følgende konsekvensområde: Helse

Vurdert sannsynlighet (felles for hendelsen): Svært lite sannsynlig (1)

Vurdert konsekvens: Middels (2)

Kommentar til vurdering av konsekvens:

[Ingen registreringer]

**Maskiner og håndverktøy/Gassforgiftning (uønsket hendelse)**

Gassforgiftning fra sveiseapparat i tilfelle dårlig avzug.

Samlet sannsynlighet vurdert for hendelsen: Svært lite sannsynlig (1)

Kommentar til vurdering av sannsynlighet:

[Ingen registreringer]

Vurdering av risiko for følgende konsekvensområde: Helse

Vurdert sannsynlighet (felles for hendelsen): Svært lite sannsynlig (1)

Vurdert konsekvens: Liten (1)

Kommentar til vurdering av konsekvens:

[Ingen registreringer]

**Maskiner og håndverktøy/Feil bruk av maskiner (uønsket hendelse)**

Maskiner kan bli brukt feil og skades/ødelegges.

Samlet sannsynlighet vurdert for hendelsen: Svært lite sannsynlig (1)

Kommentar til vurdering av sannsynlighet:

[Ingen registreringer]

Vurdering av risiko for følgende konsekvensområde: Materielle verdier

Vurdert sannsynlighet (felles for hendelsen): Svært lite sannsynlig (1)

Vurdert konsekvens: Middels (2)

Kommentar til vurdering av konsekvens:

[Ingen registreringer]





Oversikt over besluttede risikoreducerende tiltak:

Under presenteres en oversikt over risikoreducerende tiltak som skal bidra til å redusere sannsynlighet og/eller konsekvens for uønskede hendelser.

Oversikt over besluttede risikoreducerende tiltak med beskrivelse:



Appendiks C – Prosjektoppgave 2016

Prosjektoppgave høsten 2016 av Michelle Strand og Thomas Gælok, [31]

Utvikling av maskin for opptrening av nakkeslengskadde

Av Thomas Lyngman Gælok og Michelle Strand

Prosjektoppgave, høsten 2016
Innlevert: Desember 2016
Veileder: Knut Aasland

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Institutt for produktutvikling og materialer

PROSJEKTOPPGAVE HØST 2016
FOR
STUD.TECHN. THOMAS GÆLOK

UTVIKLING AV MASKIN FOR OPPTRENING AV NAKKESLENGSKADDE

Development of machine for training of whiplash patients

Nakkesleng er en skade som rammer mange, og som det ikke fins god behandling for. Det mest lovende er fysioterapi for å trene opp muskler til å ta over de funksjonene i nakken som er satt ut av spill. Firda Fysikalsk-medisinsk Senter er et norsk kompetansesenter for slik behandling, og de eneste i Norge som driver opptrening med spesielt treningsapparat. Dette er imidlertid ikke godt nok, og det har derfor kommet i gang et samarbeid mellom NTNU og Firda for å utvikle et nytt apparat som både funksjonelt og operasjonelt er bedre. Dette arbeidet er kommet så langt at vi har et nytt konsept for et slikt treningsapparat

Konsept er lovende. Det er teknisk og funksjonelt helt annerledes enn det som har vært brukt til nå. Nå må konseptet utvikles til et ferdig produkt.

I denne oppgaven skal løsningen bringes fra konsept til et mest mulig ferdig produkt.

I oppgaven skal det:

- Tidligere oppgaver gjennomgås og rammebetingelser og krav klargjøres
- Utvikles innfestingspunkt mellom hodeinnfesting og bevegelsesplattform
- Hodeinnfestingsprototyper utvikles, bygges og testes for stabilitet, komfort og styrke
- Bevegelsesplattformens komponenter, dimensjoner og materialer bestemmes
- Prototyper av bevegelsesplattformen bygges og testes for funksjon, stabilitet og styrke
- Endelig utforming av bevegelsesplattform bestemmes
- Utvikles ferdig sete og innfesting av pasienten

Arbeidet vil foregå i samarbeid med Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter.

Formelle krav:

Tre (3) uker etter utlevering av prosjektoppgaven leverer kandidaten et A3-ark med tekst og bilder som beskriver hva oppgaven går ut på (et elektronisk eksemplar i pdf-format) via "IPM DropIT" (<http://129.241.88.67:8080/Default.aspx>). Mal for arket finnes på instituttets hjemmeside på siden for "prosjekt og fordypningsemner" (<https://www.ntnu.no/ipm/prosjekt-og-fordypningsemner>).

Eksperimentelt arbeidet i prosjektoppgaven skal risikovurderes. Hovedaktiviteter som er kjent/planlagt skal risikovurderes ved oppstart og skjema skal leveres innen 3 uker etter utlevering av oppgavetekst. Skjemaet må signeres av veileder. Risikovurdering er en løpende dokumentasjon og skal gjøres før oppstart av enhver aktivitet som KAN være forbundet med risiko. Kopi av signert risikovurdering skal være inkludert i vedlegg ved levering av rapport.

Senest 1 uke før innlevering av prosjektoppgaven skal kandidaten levere et A3-ark som illustrerer resultatet av arbeidet.

Innleveringsfrist for prosjektbesvarelsen er 13. desember 2016, innen kl 14:00. Besvarelsen leveres i to papirversjoner og elektronisk på «IPM DropIT».

Ved bedømmelsen legges det vekt på at problemstillingen presenteres klart, at besvarelsen er skikkelig gjennomarbeidet og at kandidaten gir en selvstendig framstilling av stoffet med egne vurderinger.

Besvarelsen skal ha med signert oppgavetekst og skal forsynes med innholdsfortegnelse. Rapporten innledes med en klar formulering av problemstillinger bearbeidet i prosjektet, et sammendrag av viktige resultater, og konklusjoner. Rapporten skal være på maksimum 30 sider, inklusive skisser innarbeidet i tekst. Eventuelle tabeller, tegninger, detaljerte skisser, fotografier, med videre, kan medtas i et bilag som regnes i tillegg til de 30 sider. I besvarelsen henvises til de respektive steder i vedleggene, men besvarelsen skal skrives slik at den kan leses uten vedlegg. Figurer og tabeller skal inneholde alle nødvendige påskrifter. Litteraturhenvisninger skal være fullstendige med angivelse av forfatter, bok (artikkel), tittel, forlag, årstall og sidenummer. Henvisninger foretas ved nummer i teksten og dette refererer til en nummerert litteraturliste bak i rapporten.

Kontaktpersoner:

Ved instituttet:

Fra industrien: Morten Leirgul, Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter



Knut Aasland
Faglærer



NTNU
Norges teknisk-
naturvitenskapelige universitet
Institutt for produktutvikling
og materialer

**PROSJEKTOPPGAVE HØST 2016
FOR
STUD.TECHN. MICHELLE STRAND**

UTVIKLING AV MASKIN FOR OPPTRENING AV NAKKESLENGSKADDE

Development of machine for training of whiplash patients

Nakkesleng er en skade som rammer mange, og som det ikke fins god behandling for. Det mest lovende er fysioterapi for å trene opp muskler til å ta over de funksjonene i nakken som er satt ut av spill. Firda Fysikalsk-medisinsk Senter er et norsk kompetansesenter for slik behandling, og de eneste i Norge som driver opptrening med spesielt treningsapparat. Dette er imidlertid ikke godt nok, og det har derfor kommet i gang et samarbeid mellom NTNU og Firda for å utvikle et nytt apparat som både funksjonelt og operasjonelt er bedre. Dette arbeidet er kommet så langt at vi har et nytt konsept for et slikt treningsapparat

Konsept er lovende. Det er teknisk og funksjonelt helt annerledes enn det som har vært brukt til nå. Nå må konseptet utvikles til et ferdig produkt.

I denne oppgaven skal løsningen bringes fra konsept til et mest mulig ferdig produkt.

I oppgaven skal det:

- Tidligere oppgaver gjennomgås og rammebetingelser og krav klargjøres
- Utvikles innfestingspunkt mellom hodeinnfesting og bevegelsesplattform
- Hodeinnfestingsprototyper utvikles, bygges og testes for stabilitet, komfort og styrke
- Bevegelsesplattformens komponenter, dimensjoner og materialer bestemmes
- Prototyper av bevegelsesplattformen bygges og testes for funksjon, stabilitet og styrke
- Endelig utforming av bevegelsesplattform bestemmes
- Utvikles ferdig sete og innfesting av pasienten

Arbeidet vil foregå i samarbeid med Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter.

Formelle krav:

Tre (3) uker etter utlevering av prosjektoppgaven leverer kandidaten et A3-ark med tekst og bilder som beskriver hva oppgaven går ut på (et elektronisk eksemplar i pdf-format) via "IPM DropIT" (<http://129.241.88.67:8080/Default.aspx>). Mal for arket finnes på instituttets hjemmeside på siden for "prosjekt og fordypningsemner" (<https://www.ntnu.no/ipm/prosjekt-og-fordypningsemner>).

Eksperimentelt arbeidet i prosjektoppgaven skal risikovurderes. Hovedaktiviteter som er kjent/planlagt skal risikovurderes ved oppstart og skjema skal leveres innen 3 uker etter utlevering av oppgavetekst. Skjemaet må signeres av veileder. Risikovurdering er en løpende dokumentasjon og skal gjøres før oppstart av enhver aktivitet som KAN være forbundet med risiko. Kopi av signert risikovurdering skal være inkludert i vedlegg ved levering av rapport.

Senest 1 uke før innlevering av prosjektoppgaven skal kandidaten levere et A3-ark som illustrerer resultatet av arbeidet.

Innleveringsfrist for prosjektbesvarelsen er 13. desember 2016, innen kl 14:00. Besvarelsen leveres i to papirversjoner og elektronisk på «IPM DropIT».

Ved bedømmelsen legges det vekt på at problemstillingen presenteres klart, at besvarelsen er skikkelig gjennomarbeidet og at kandidaten gir en selvstendig framstilling av stoffet med egne vurderinger.

Besvarelsen skal ha med signert oppgavetekst og skal forsynes med innholdsfortegnelse. Rapporten innledes med en klar formulering av problemstillinger bearbeidet i prosjektet, et sammendrag av viktige resultater, og konklusjoner. Rapporten skal være på maksimum 30 sider, inklusive skisser innarbeidet i tekst. Eventuelle tabeller, tegninger, detaljerte skisser, fotografier, med videre, kan medtas i et bilag som regnes i tillegg til de 30 sider. I besvarelsen henvises til de respektive steder i vedleggene, men besvarelsen skal skrives slik at den kan leses uten vedlegg. Figurer og tabeller skal inneholde alle nødvendige påskrifter. Litteraturhenvisninger skal være fullstendige med angivelse av forfatter, bok (artikkel), tittel, forlag, årstall og sidenummer. Henvisninger foretas ved nummer i teksten og dette refererer til en nummerert litteraturliste bak i rapporten.

Kontaktpersoner:

Ved instituttet:

Fra industrien: Morten Leirgul, Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter



Knut Aasland
Faglærer



NTNU
Norges teknisk-
naturvitenskapelige universitet
Institutt for produktutvikling
og materialer

Forord

Prosjektoppgaven bygger videre på to tidligere masteroppgaver om utvikling av et apparat for opptrening av nakkeslengskadde. Prosjektet er et samarbeid mellom Firda Fysikalsk-Medisinske Senter (FFMS) og institutt for produktutvikling og materialer v/ Norges Tekniske og Naturvitenskapelige Universitet. Bakgrunnen for prosjektet er at dagens apparater som benyttes ved rehabilitering av nakkeskade ikke er gode nok.

De tidligere oppgavene har gitt oss mye god informasjon, kunnskap og idéer å bygge videre på. Vi identifiserte imidlertid at konseptene for bevegelsesplattform ikke tilfredsstiller ønskene til FFMS, og har derfor sett mot nye løsninger. Konseptene det har blitt kommet frem til er ikke bare inkrementelle forbedringer av eksisterende apparat, men har potensialet til å kunne tilfredsstille alle de ønskede funksjoner.

Det mest lovende konseptet for bevegelsesplattform er en kabelstyrt parallell robot. På veien til dette konseptet har vi hatt gode støttespillere, og ønsker spesielt å takke vår veileder Knut Aasland for god rådgivning fra start til slutt. Vi ønsker også å takke Morten Leirgul og resten av FFMS for deling av deres kompetanse innen det medisinske fagfelt om nakken og nakkeskader, og kontinuerlig veiledning og vurdering av utviklingen. I tillegg ønsker vi å sende en takk til Aslak Os, Lars Martin Gjeraker og Jørn Sandvik Nilsson v/RocketFarm, Olav Egeland, Terje Lien, og Torstein Myhre ved IPM v/NTNU samt Aksel Transeth og Morten Lind v/SINTEF for deres veiledning innen robotikk. Enda en takk sendes til SINTEF for tildeling av stipendet "Teknologi for en bedre verden". Vi hadde ikke kommet så langt om det ikke hadde vært for gode støttespillere.

Det har vært en spennende og lærerik prosjektoppgave. Vi ser frem til videre utvikling av rehabiliteringsapparatet i masteroppgaven neste semester.

Innholdsfortegnelse

1	Sammendrag	9
2	Introduksjon	10
2.1	Leserveiledning	11
3	Teori	12
3.1	Nakkens oppbygning	12
3.2	Nakkesleng	12
3.3	Behandling	13
3.4	Robotikk	13
3.5	Sensorer, aktuatorer og robotens kontrollsystem	15
4	Tidligere arbeid	16
4.1	MCU	16
4.2	Oppdeling av apparatet	16
4.2.1	Bevegelsesplattform	17
4.2.2	Hodeinnfestning	17
4.2.3	Mellomfeste	17
4.3	Tidligere bevegelsesplattformer	17
4.3.1	Stewart	17
4.3.2	Ole Jakob Berg og Øystein Kalve Sunde – Masnak	18
4.4	Hodeinnfestningen	19
4.4.1	Stewart	19
4.4.2	Masnak	20
4.5	Initiell vurdering av tidligere arbeid	20
5	Metode	21
5.1	Lean Product Development	21
5.2	Sett-basert produktutvikling	22
6	Kravspesifikasjoner	24
6.1	Bevegelsesplattform	24
6.2	Hodeinnfestning	27
7	Konseptutvikling	29
7.1	Bevegelsesplattform	29
7.2	Brainstorming	29
7.3	Videre vurdering av konseptene	32
7.3.1	Robotarm	34
7.3.2	Modifisert Stewart	36
7.3.3	Kabelstyrt parallell robot	36
7.4	Sammendrag	36
8	Vurdering av gjennomføringen av prosjektet	38
8.1	Informasjonsinnhenting	38
8.2	Organisering	39
8.3	Helhetlig vurdering	39
9	Videre arbeid	40
9.1	Bevegelsesplattformen	40
9.1.1	Kabelrobot	40
9.1.2	Robotarm	40
9.2	Hodeinnfestning	41

9.3	Mellomfeste	41
9.4	Maskinlæring	41
9.5	Visjoner	42
9.6	Oppsummering	42
10	REFERANSER	43

1 Sammendrag

I denne prosjektoppgaven, som skal tas videre til en masteroppgave til våren, har det blitt jobbet med utvikling av et apparat for behandling av nakkeslengskadde. Gjennom arbeidet dette semesteret har det i første omgang blitt innhentet mye informasjon som gir grunnlag for gode beslutninger i senere faser av utviklingen. I tillegg har det blitt utviklet ulike konsepter for deler av apparatet.

Det har blitt brukt en sett-basert produktutviklingsmetode gjennom semesteret. Konseptene ble delt inn i sett, og de svakeste konseptene innenfor hvert sett ble eliminert. Ingen beslutninger ble tatt før det var opparbeidet god kunnskap om de ulike konseptene. En slik metode bidrar til å senke risikoen for omarbeid. Metoden ivaretar også gode konsepter å falle tilbake på dersom det valgte konseptet viser seg å likevel ikke være gjennomførbart.

For å gjøre utviklingsprosessen enklere ble apparatet delt inn i tre deler; en bevegelsesplattform som styrer og tillater bevegelse av hodet/nakken, en hodeinnfestning og et mellomfeste som forbinder disse to delene. Arbeidet har vært fokusert på bevegelsesplattformen, da dette vil være apparatets mest komplekse og teknologisk avanserte del. De andre delene anses enklere å tilpasse bevegelsesplattformen, enn motsatt.

Etter innhenting av både medisinsk kunnskap om nakken, brukerkrav og informasjon angående roboter, sensorer og annen teknisk kunnskap, ble det utviklet flere lovende konsepter for bevegelsesplattformen. To av konseptene virker spesielt lovende, nemlig en robotarm og en kabelstyrt parallell robot.

Det har blitt opprettet kontakt med ansatte ved universitetet og eksterne aktører som besitter mye kunnskap om robotarmer. Robotarm er et konsept som med god sannsynlighet vil yte godt som bevegelsesplattform, men det er noe usikkerhet rundt sikkerhetsaspektet til den robotarmen som har blitt utforsket. Det finnes robotarmer som oppfyller sikkerhetsaspektene, men disse koster for mye per i dag. Av den grunn er det den kabelstyrte parallele roboten som nå står i hovedfokus. Så langt virker det som at kabelroboten oppfyller alle krav og ønsker til apparatet til en overkommelig pris. Neste steg vil være å bekrefte konseptets gjennomførbarhet ved å lage en "proof of concept"-prototype. Dette arbeidet vil gjennomføres i forbindelse med masteroppgaven, våren 2017. Deretter vil det jobbes mot ferdigstilling av apparatet, inkludert hodeinnfestning og mellomfeste, samt eventuelle andre funksjoner.

2 Introduksjon

I 2014 ble det satt i gang samarbeid mellom NTNU og Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter (FFMS) for å utvikle et apparat for opptrening av nakkemuskulatur. FFMS ligger i Sandane, og har spesialisert seg innen nakkeskader. De mener at nakkeslengskader kan rehabiliteres ved opptrening av muskler rundt det skadede området, og har derfor benyttet en maskin kalt Multi-Cervical Unit (MCU) til dette formålet i mange år. FFMS hevder at MCU er den beste tilgjengelige løsning i dagens marked, og rehabilitering med dette apparatet har gitt gode resultater [1]. Likevel er mange av apparatets funksjoner ikke gode nok. Firda Fysikalske har henvendt seg til leverandørene av MCU med oppfordring om å forbedre apparatet. Henvendelsen har dessverre blitt møtt med laber interesse, og det er av denne grunn at FFMS og NTNU har opprettet et samarbeid.

Det er flere begrensninger ved dagens MCU-maskin. For det første tillater den kun bevegelse i ett plan om gangen, og kun i en sirkelbane om en fast akse. FFMS ønsker et apparat som tillater fri bevegelse av nakken, og dette krever seks frihetsgrader. Med fri bevegelse menes at pasienten skal ha mulighet til å bevege hodet i alle retninger og rotasjoner. For det andre er ikke MCU-en videreutviklet på mange år, noe som spesielt gjenspeiler seg i softwaren, der grafikken og brukergrensesnittet er gammeldags og lite anvendelig. For det tredje er det en stiv pris på apparatet, noe som gjør at FFMS er de eneste i Norge som har gått til innkjøp av den. Dette innebærer at alle som ønsker behandling i MCU må reise til et lite tettsted på vestlandet, og gjerne bli der et par uker i strekk for jevnlig behandling. FFMS ønsker at det nye apparatet skal være såpass attraktivt og rimelig at flere fysikalske sentre er villige til å gå til innkjøp av det. Et av målene er at nakkeskadde pasienter skal kunne dra til Sandane for å få et rehabiliteringsprogram skreddersydd av spesialister, og senere gjennomføre programmet hos sin lokale fysioterapeut.

Etter samarbeidet startet med FFMS er det gjennomført to prosjekt- og masteroppgaver på utvikling av apparatet. Disse har ført til to ulike konsepter, som oppfyller forskjellige ønskede funksjoner. Stewart, utviklet av Kristoffer Bjørnerud Slåttsveen og Sondre Frantsen Tolo i 2015, har det frie bevegelsesrommet som FFMS ønsker for sitt nye apparat [2]. Ole Jacob Berg og Øystein Kavle Sunde, studentene som tok over prosjektet, fant begrensninger ved Stewart-plattformen og utviklet derfor et nytt konsept de kalte Masnak [3]. Masnak oppfyller kravene til vinkelutslag i utvalgte plan, men den har ikke det frie bevegelsesrommet som er ønsket. For mer detaljer refereres det til kapittelet *tidligere arbeid*.

Den opprinnelige tanken med årets prosjektoppgave var å ferdigutvikle et av de tidligere konseptene. Etter samtaler med veileder Knut Aasland, og fysioterapeuten Morten Leirgul fra FFMS, ble oppgavens omfang endret til å utvikle et nytt konsept for bevegelsesplattformen som tilfredsstillte samtlige krav om funksjonalitet.

2.1 Leserveiledning

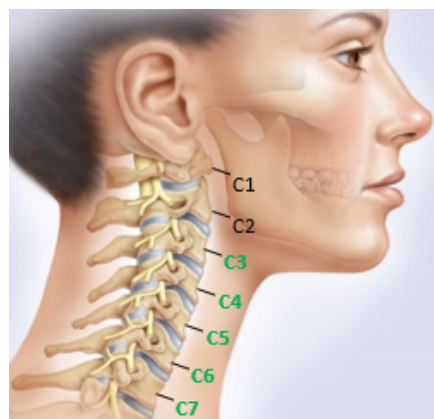
Oppgaven starter med en teoridel som er nødvendig i forståelsen for senere valg av konsepter. Teorien går kort inn på nakken og nakkesleng, samt en innføring i robotikk. Neste del er en oppsummering av arbeid fra de to tidligere masteroppgavene rundt utviklingen av apparatet. Deretter beskrives hvordan produktutviklingen er utført under *Metode*. For så er kravspesifikasjonene nøye gjennomgått, før en selve konseptutviklingen er beskrevet. Til slutt kommer en vurdering av eget arbeid, samt en del om hvordan prosjektet vil jobbes med videre til våren.

3 Teori

For å utvikle et produkt for opptrening av nakkemuskulatur er det viktig å ha god kunnskap om dens anatomi, og hva eventuelle skader kan komme av. De neste avsnittene gir en kort innføring i nakkens oppbygning, mekanismene bak nakkesleng og hvordan behandlingen foregår ved FFMS i dag. For en mer detaljert innføring i disse temaene henvises det til teoridelen av masteroppgaven 2016 av Ole Jacob Berg og Øystein Kavle Sunde, vedlagt i appendiks A. Her finnes også koordinatsystem som er brukt for forklaring av hode- og nakkebevegelser, definisjon av bevegelser, samt utgreiinger om nakkens bevegelsesmønster.

3.1 Nakkens oppbygning

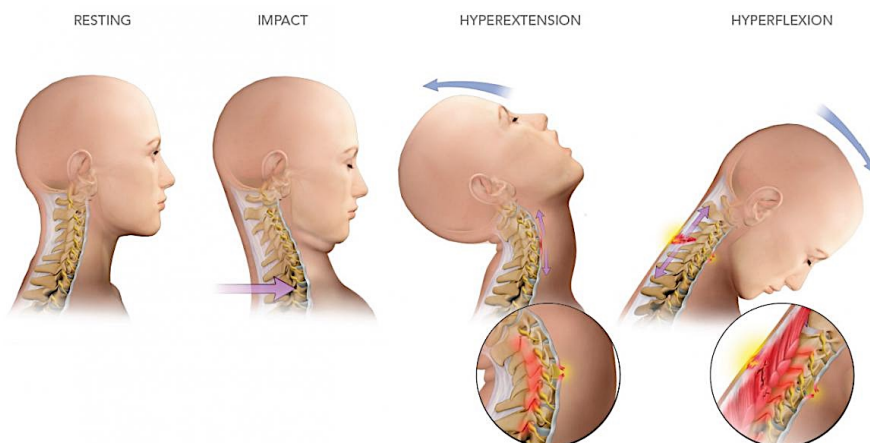
Nakken har 7 virvler som utgjør den øvre delen av ryggraden. Virvlene er formet og sammensatt på en måte som gjør at vi er i stand til å bevege hodet slik vi gjør. Rundt virvlene finnes muskler og leddbånd som holder hodet og nakken på plass. Leddbåndene er viktig for stabiliteten, mens musklene er verktøyet vi bruker for å bevege nakken. Mellom de seks nederste nakkevirvlene er det skiver som består av en fast ytre ring, fibrøst vev og en bløt kjerne. Utformingen av de to øverste nakkevirvlene, C1 og C2, skiller seg ut fra resten. Disse to nakkevirvlene gir mulighet for betraktelig større bevegelse av hodet, spesielt i rotasjon [4].



Bilde 1 Nakkens oppbygning [15]

3.2 Nakkesleng

Nakkesleng er en mekanisme der nakken blir utsatt for større krefter enn den klarer å håndtere, noe som kan føre til hurtig akselerasjon, deselerasjon eller begge deler. En typisk mekanisme bak nakkeslengskade er en bilulykke med påkjørsel bakfra. I et slikt scenario vil hodet kunne kastes bakover etterfulgt av et kast fremover. Bevegelsen kan føre til skade på alle nakkestrukturene. For eksempel kan leddbåndene i nakken utsettes for så store krefter at de blir plastisk deformert og ikke vil returnere til sin opprinnelige form og funksjon. Hele eller deler av leddbåndene kan også bli revet av ved for store krefter. Skader på leddbåndene kan føre til hypermobilitet og instabilitet i nakken [5][6].



Bilde 2 Mekanismen ved nakkesleng [16]

3.3 Behandling

Nakkeskader, opptrening og generelt mekanismer knyttet til ubehag av nakkens styrke og funksjon, er et omstridt og mye diskutert tema. Grunnen til dette er nakken og dens strukturer er veldig komplekst. Flere av strukturene er vanskelig å plukke opp med eksisterende “imaging”-teknikker som MRI, røntgen osv., og derfor er diagnostisering i mange tilfeller vanskelig. I dag bruker fysioterapeutene ved FFMS egne hender og fingre, i tillegg til utvalgte funksjoner i MCU, til å diagnostisere pasienter. Da hviler mye på deres erfaringsgrunnlag og ekspertkompetanse som er bygd opp gjennom mange år som nakkespesialister. Selve behandlingen foregår primært i et MCU-apparat, der pasienten utfører forskjellige øvelser med vekter som belastning for opptrening av musklene. De fleste av FFMS sine pasienter opplever god effekt av behandlingen [5].



Bilde 3 Morten Leirgul ved FFMS justerer innfestningen av en pasient i MCU [17]

3.4 Robotikk

Det ble tidlig bestemt at det skulle utvikles et nytt konsept for bevegelsesplattformen i prosjektoppgaven. Under konseptutviklingen ble det innhentet mye informasjon om roboter, da dette ble sett på som en god mulighet for å komme frem til et lovende konsept. En oversikt over teori om roboter som er essensielt for å forstå beslutningene som er tatt, er oppsummert her.

International Organization for Standardization (ISO) har definert en robot slik:

"An actuated mechanism programmable in two or more axes with a degree of autonomy, moving within its environment, to perform intended tasks." [7]

Det finnes utallige forskjellige mekanismer i dagens samfunn som passer inn under denne definisjonen, og bruken av roboter ekspanderes. For å ha en idé om hva slags robot det er snakk om finnes det flere mulige måter å kategorisere dem på. Eksempler på kjente kategorier innen robotikk er stasjonære-, mobile-, parallelle-, seriekoblede-, flytende- og flyvende- roboter. En kan også dele ikke roboter i antall frihetsgrader eller geometrien av bevegelsesområdet. [8] Stasjonære roboter er roboter som er festet til en immobil base, mens mobile roboter kan bevege seg over lengre distanser. Flyvende roboter kan være droner, flytende kan være ROVER (Remotely operated underwater vehicles). For dette prosjektet er det stasjonære parallelle og stasjonære seriekoblede roboter som vil være mest anvendbart, og teoridelen om roboter vil derfor gå dypere inn på nettopp disse robottypene.

Serie- og parallelle roboter har en god del likhetstrekk. Begge har en stasjonær base og en end-effektor. End-effektoren er enden av roboten som vil være i kontakt med arbeidet roboten er programmert til å utføre. End-effektoren og den stasjonære basen er koblet sammen med segmenter og ledd, og det er her forskjellen mellom serie- og parallelle roboter ligger. Seriekoblede roboter har kun en serie av bevegelige ledd og segmenter, mens parallelle roboter har to eller flere serier.[9]

Antall ledd og segmenter, samt hva slags ledd som blir brukt, kan variere både i parallelle roboter og serie roboter. Ved å variere egenskapene til leddene kan antallet frihetsgrader for robotens bevegelsesrom bestemmes. Da nakkens bevegelsesmønster skjer i seks frihetsgrader, er det roboter med dette samme bevegelsesrommet som vil være interessant. [8]

Et viktig aspekt å tenke på ved valg av en robot er om det finnes singulariteter, og hvor disse i så fall inntreffer. Singulariteter er punkter eller områder der roboten ikke fullstendig forstår hvor den er i rommet, eller ikke har kontroll over videre bevegelse. Om roboten treffer på en singularitet i bevegelse kan det føre til store akselerasjoner, eller det kan gjøre det umulig for roboten å bevege seg i enkelte retninger. Dette er svært uheldig med tanke på menneskelig kontakt med roboten. [10][11]

Når menneske skal være i kontakt med roboten skal ikke roboten være i stand til å gjøre skade på mennesket. I den medisinske verdenen er det derfor høye krav til presisjon og sikkerhet. Kun små uforutsette krefter eller bevegelser kan gjøre stor skade på mennesker. [11] På tross av de store kravene til sikkerhet øker bruken av roboter innen helse[12]. Spesielt innen rehabilitering er roboten på god vei inn, av flere gode grunner:

“The rehabilitation process involves several activities, from diagnosis to prescription of treatment, where the prescribed treatment must facilitate and stimulate the recovery processes and natural regeneration. In general, the process involves stimulus and repetitive movements that must be performed several times at various speeds. (...) Robotic systems can be more efficient in performing these exercises than humans, and they the recording of information like position, trajectory, force, and velocity, maximizing motor performance during active movements. All data can be archived and then compared to check the progress of patients in therapy.” [13]

For å passe på at kravene til sikkerhet opprettholdes skal roboter innen medisin og rehabilitering godkjennes og sertifiseres før bruk. Medisinske sertifiseringer er normalt en langvarig prosess, men viktig for pasientens sikkerhet. Det tolereres absolutt ingen glipper i sikkerheten.[14]

3.5 Sensorer, aktuatorer og robotens kontrollsystem

En robot har gjerne aktuatorer og sensorer som jobber sammen med kontrollsystemet for å oppnå de ønskede funksjonene. Kontrollsystemet består av en fysisk kontroller samt programvare.

Sensorer måler robotens status, konfigurasjon og miljø, og sender denne informasjonen til kontrollsystemet som elektroniske signal. Ofte brukes sensorer til å innhente informasjon som et menneske ikke ville klart å plukke opp. Eksempler på sensorer er visuelle sensorer, kraftsensorer, avstandssensorer, akselerometer og taktile sensorer.

Etter kontrollsystemet får status fra sensorene, sender de neste oppgave som skal utføres til aktuatorene. Aktuatorer er den delen av roboten som transformerer kraften fra kraftkilden, og blir som regel brukt for å initiere bevegelse i stedet for å gi motstand. I vårt tilfelle er det kun interessant å bruke aktuatorer til å skape motstand mot pasientens bevegelse. Det er forskjellige typer aktuatorer, som elektriske, pneumatiske og hydrauliske. Disse kan brukes både lineært eller til rotasjon.

For mer informasjon om ulike typer sensorer og aktuatorer refereres det til deler av teoridelen fra fjorårets masteroppgave, vedlagt i appendiks A.

4 Tidligere arbeid

Som nevnt startet samarbeidet mellom FFMS og NTNU i 2014, og det er etter det skrevet to masteroppgaver om utviklingen av apparatet. I denne delen oppsummeres hva de tidligere masteroppgavene fram til, samt en kort introduksjon av dagens produkt, MCU.

4.1 MCU

I dag trener FFMS opp nakken ved hjelp av BTE TECH sitt opptreningsapparat Multi Cervical Unit (MCU). BTE TECH har i praksis monopol i dagens marked på salg av apparat for diagnostisering og opptrening av nakken. Apparatet er videreutviklet i svært liten grad siden den kom ut på markedet. Funksjonaliteten til MCU er ikke god nok, og grafikken og brukergrensesnittet er ikke i nærheten av moderne standard.

MCU apparatet bygger på samme prinsipp som de fleste treningsapparat, nemlig at vekter benyttes som motstand. I MCU blir pasienten stroppet fast i en stol, og hodet innspent i apparatet. Vektene løftes så ved å bøye nakken. Apparatet tillater kun at hodet beveges i en sirkelbane om en fast akse. MCU tillater også rotasjon om z-aksen, men her er det ingen justerbar kraft. Ved rotasjonsbevegelser blir pasienten festet til apparatet med en stropp rundt øvre del av hodet. Ved forover-, bakover-, og sidebøy benyttes små plater for innfestingen. For å teste bevegelsesrommet til pasientene kan bevegelsene utføres uten påsatt kraft. Softwaren har mulighet til å lagre maks-utslag lagres i softwaren.

Det er flere deler av MCU-apparatet som ikke fungerer ideelt, blant annet dette med bevegelser uten påsatte krefter. Om alle vektene tas av MCU-apparatet vil det fortsatt være en betydelig motstand ved bevegelsene, noe som gir unøyaktige målinger for maks-utslag. Apparatets frihetsgrader er blant de største problemene. Nakkens naturlige bevegelse ved bøyning av hodet er ikke en perfekt sirkelbane. For å la nakken kunne bevege seg mest mulig naturlig kreves det et apparat med seks frihetsgrader - bøyning om alle plan samt rotasjon om planene. FFMS er heller ikke fornøyd med måten hodet til pasientene er festet på.

4.2 Oppdeling av apparatet

Apparatet har i de tidligere masteroppgavene blitt delt opp i tre hoveddeler - en bevegelsesplattform, en hodeinnfestning og innfestningen mellom hodeinnfestningen og bevegelsesplattformen. Dette er en oppdeling av apparatet vi har valgt å fortsette med. I de aller fleste tilfellene vil det også være en immobil eller fastspent del som tar opp kreftene påført av pasienten. Innfestningen mellom hodeinnfestningen og bevegelsesplattformen vil vi i denne oppgaven kalle mellomfeste for å unngå forvirring. Nedenfor er en kort forklaring av hva som menes med de tre hoveddelene, samt deres funksjonalitet.

4.2.1 Bevegelsesplattform

Bevegelsesplattformen tillater hodeinnfestningen å bevege seg relativt til den immobile delen av apparatet, og kan yte en definert motstand mot bevegelsen. Den definerer altså i hvilke retninger og hvor mange grader hodeinnfestningen tillates å beveges, hvordan motstand utøves på hodeinnfestningen og hvorvidt motstanden varierer i ulike retninger. I praksis vil dette si at bevegelsesplattformen har veldig mye å si for potensialet for kvalitet i opptreningen, siden dens utforming i stor grad definerer hvorvidt de ønskede øvelsene faktisk kan gjennomføres, og om de kan gjennomføres med den ønskede motstanden. Av den grunn har mye av tiden og fokuset blitt lagt til dette området ved de tidligere prosjekt- og masteroppgavene.

4.2.2 Hodeinnfestning

Hodeinnfestningen er den delen som sørger for kraftoverføring mellom pasient og apparat. Denne kraftoverføringen skjer, som navnet impliserer, ved en innfestning av hodet som er forbundet til bevegelsesplattformen ved hjelp av mellomfestet. Hodeinnfestningen er også en vital del av apparatet siden den i stor grad preger pasientens brukeropplevelse. Det er viktig at den er komfortabel samtidig som den sitter godt på hodet for gunstig og presis kraftoverføring.

4.2.3 Mellomfeste

Mellomfestet forbinder hodeinnfestningen og bevegelsesplattformen. I tidlig konseptfase har denne lavest prioritet av de tre hoveddelene, da det foretrekkes å tilpasse denne etter hodeinnfestningen og bevegelsesplattformen enn motsatt. Altså kan endelig utforming og dimensjoner av denne delen med fordel gjøres sent i utviklingsprosessen.

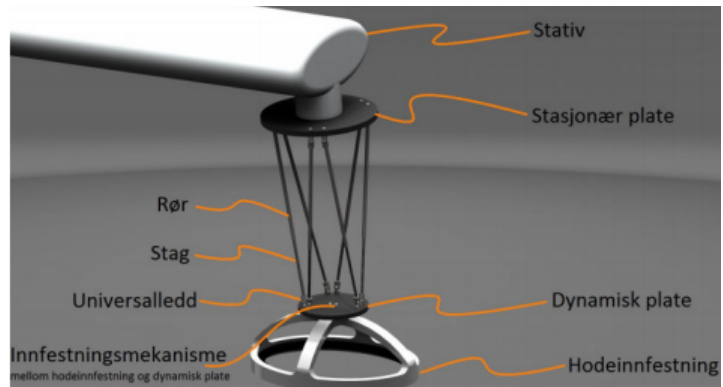
4.3 Tidligere bevegelsesplattformer

En nøye gjennomgang av det tidligere arbeidet med bevegelsesplattformen anses svært viktig da det er her den største ressursbruken og de fleste utfordringene har vært.

4.3.1 Stewart

Kristoffer Slåttsveen og Sondre Frantsen Tolo var førstemann ut, og foreslo i deres masteroppgave å benytte en Stewart-plattform, illustrert i bilde 4. Stewart-plattformen er mest kjent brukt til tunge løft, som for eksempel en flysimulatorer [18]. Bruken av Stewart-plattformen innenfor medisin og rehabilitering er heller ikke uvanlig, og det har blant annet blitt utviklet en Stewart-plattform for opptrening av ankelledd [19] og forsket på Stewart-plattformer med svært god nøyaktighet for bruk i operasjoner [20].

I Stewart-plattformen har du mulighet til å bevege hodet fritt i alle retninger, innenfor et begrenset bevegelsesrom. En markant forbedring i forhold til MCU er at pasienten ikke er tvunget til å bøye hodet om en fast akse. Pasienten kan altså med Stewart følge sin egen naturlige bane for hodebøy, og endre mellom bøyning i ulike plan under bevegelsen. Stewart virket som et veldig lovende konsept med stort potensial til å tilfredsstillende de ønskede funksjoner innen rehabilitering og opptrening. Et av ønskene til FFMS var å kunne bruke apparatet i forskning ved siden av rehabiliteringen, noe Stewart også er egnet til.



Bilde 4 Apparat med bruk av en Stewart-plattform [3]

Kristoffer og Sondre fikk ikke utforsket konseptet i tilstrekkelig grad da de hadde begrenset tid til rådighet. Forslaget om å fortsette med Stewart-konseptet kom dermed på bakgrunn av enkelte antagelser. Det ble foreslått at antagelsene om bruk av elektriske aktuatorer og muligheten til å programmere eksakte bevegelsesbaner skulle utforskes videre av neste gruppe studenter. I tilfelle Stewart-konseptet viste seg å ikke være gjennomførbart ble det anbefalt å fortsette med noen av de enklere konseptene de hadde i bakhånd. Disse konseptene ble ansett som små forbedringer i forhold til MCU.

4.3.2 Ole Jakob Berg og Øystein Kalve Sunde – Masnak

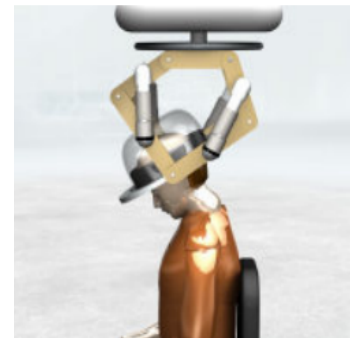
Ole Jakob Berg og Øystein Kalve Sunde tok over prosjektet fra Slåttsveen og Tolo. Som foreslått jobbet de videre med Stewart-konseptet, og utførte flere tester og analyser.

Det ble først gjennomført fysiske tester for å analysere mulige vinkelutslag og aktuatorenes lengdeendring. Forskjellige størrelser på nedre del av plattformen ble benyttet for å utforske hvordan forholdstallet mellom diameteren til øvre og nedre plattform påvirket Stewart-plattformens egenskaper. Det ble funnet at jo nærmere forholdet mellom øvre og nedre diameter var en, desto lengre måtte aktuatorene forlenges for å oppnå vinkelutslagene.

FFMS ønsker at kraftoverføringen fra hodet til apparatet skal skje relativt lavt ved hodet. Om kraftoverføringen skjer over hodet vil det oppstå et moment som kan føre til at hodeinnfestningen glir av pasienten. Ole Jakob og Øystein så derfor for seg å feste en hjelm inne i den nedre plattformen til Stewart for å oppnå dette, noe som impliserer at diameteren på innsiden av den nedre plattformen må være minst like stor som hjelmens ytre diameter. Kravet til diameter ble satt til å være 25 cm. Påfølgende simuleringer av plattformer med forskjellig radius for øvre og nedre plate, samt ulike forholdstall mellom disse, viste at forlengelsen av aktuatorene var for stor i alle tilfeller som tilfredsstillende ovennevnte krav.

Etter analyser av plattformen i PLM-softwaren Siemens NX og simuleringer i Matlab, ble funnet at Stewart-plattformen ikke klarte å dekke det påkrevde bevegelsesrommet. I tillegg dukket det opp usikkerhet om hvorvidt det robottekniske klarte å tilfredsstille det medisinske kravet til sikkerhet ved rehabilitering. Blant annet ble det identifisert katastrofal kollaps ved omkring 30 grader, som er langt under minimumskravet på 60. Kollapsen forårsakes av et fenomen som kalles singulariteter, som er nærmere forklart i teoridelen om roboter. I et møte med veileder Knut Aasland og FFMS-representant Morten Leirgul ble det besluttet å forkaste Stewart-konseptet og prosjektet tok en ny vending.

Ole Jacob og Øystein startet på nytt med utviklingsprosessen, og kom frem til en rekke mulige bevegelsesplattformer. De endte med å gå videre med sin selvutviklet plattform som de kalte Masnak. De mener Masnak tilfredsstiller alle krav, og anbefalte neste gruppe studenter å ferdigstille denne.

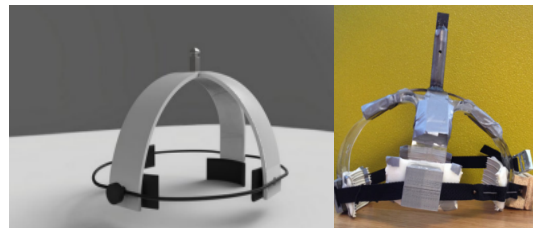


Bilde 5 Masnak [3]

4.4 Hodeinnfestningen

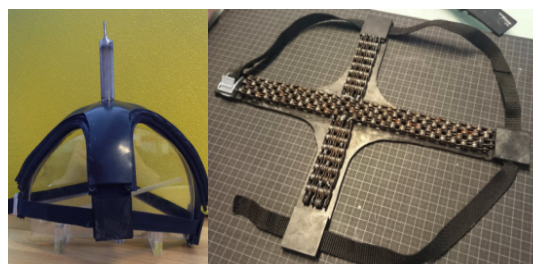
4.4.1 Stewart

Kristoffer og Sondre kom frem til to konsepter, en fleksibel og en rigid løsning. Den rigide løsningen består av fire plastplater som strammes foran, bak og på sidene av hodet, illustrert i bilde 6.



Bilde 6 Rigid løsning [2]

Den fleksible løsningen hadde en noe rigid løsning på toppen av hodet, og innstrammingsmulighet rundt. Krysset over hodet består av sykkelkjeder som er sveist sammen. Sykkelkjedene vil være fleksible ved innstrammingen, men nå pasienten dytter i en retning vil de låse seg og oppføre seg rigide. Deres hodeinnfestningskonsepter er alle laget med tanken om å ha festepunktet til bevegelsesplattformen på toppen av hodet.



Bilde 7 Fleksibel løsning [2]

Konklusjonen deres var at det ikke ble funnet et konsept som passet for alle bevegelser som gjøres under rehabiliteringen, og det burde arbeides videre med å finne en bedre løsning.

4.4.2 Masnak

Ole Jacob og Øystein kom opp med et helt nytt konsept for hodeinnfestningen. Konklusjonen av deres arbeid var at den beste hodeinnfestning er å bruke oppblåsbare slanger inne i en rigid hjelm. De lagde en avansert prototype der de brukte vakuumentrekking for å få et rigid skall, og festet oppblåsbare sykkeldekkslanger inni hjelmen. Testingen av prototypen viste gode resultater. Innfestningen var jevnere, mer behagelig og resulterte i bedre kraftoverføring fra hodet til bevegelsesplattformen enn de andre konseptene.



Bilde 8 Oppblåsbar hodeinnfestning [3]

4.5 Initiell vurdering av tidligere arbeid

Etter en analyse av de tidligere masteroppgavene var det tydelig at hverken Masnak eller Stewart tilfredsstillte samtlige krav fra FFMS. Manglene ved de tidligere plattformene ble bekreftet i skype-møte med Morten Leirgul sent i august. Stewart har singulariteter, og kan derfor ikke tilfredsstillte det ønskede bevegelsesrommet. Masnak er en forbedring av MCU-maskinen, da bøyning av hodet ikke lenger trenger å skje om en fast akse. I motsetning til Stewart har den ikke singulariteter som begrenser vinkelutslaget. Den er imidlertid bare en moderat forbedring av MCU. Morten virket mer interessert i Stewart, da Masnak ikke tillater de seks ønskede frihetsgradene. Pasienter er i Masnak låst til bevegelse i et plan av gangen, samt rotasjon rundt z-aksen. Det ble nevnt at god rehabilitering kunne oppnås dersom begge plattformene kunne benyttes. Stewart ville brukes for å trene stabiliteten i nakken ved små vinkelutslag, mens ved målrettet styrketrening og større vinkelutslag ville Masnak blitt brukt.

Masnak og Stewart holdt tydelig ikke mål hver for seg, og det vil være klønete å måtte bytte bevegelsesplattform eller apparat midt under et rehabiliteringsprogram. To separate produkt ville også minket produktens attraktivitet overfor potensielle kunder. En komplett løsning, representert ved én bevegelsesplattform som tillater alle funksjoner, ville vært sterkt foretrukket.

Når det gjelder hodeinnfestningen var Morten Leirgul fornøyd med konseptet de utviklet i fjor, bestående av oppblåsbar innstramming.

5 Metode

Denne delen beskriver hvilke metoder og teorier innenfor produktutvikling som er benyttet under arbeidet med prosjektoppgaven. Disse metodene har blitt valgt på grunnlag av forelesninger i prosjektemnet “TMM4280 - avansert produktutvikling” ved NTNU, samt relevant litteratur. Metodene er for det meste de samme som har blitt forsøkt benyttet i de foregående masteroppgavene. Etter en gjennomgang av tidligere arbeidet, har det imidlertid vist seg at metodene ikke har blitt fulgt i tilstrekkelig grad på enkelte områder. Spesielt gjelder dette arbeidet med bevegelsesplattformen, der det ikke har vært hentet inn nok kunnskap før enkelte avgjørelser har blitt gjort, noe som har resultert i mye omarbeid. Dette er ikke en nedvurdering av det tidligere arbeidet, som har vært meget bra på mange områder, men heller en anerkjennelse av at det alltid er knyttet risiko til produktutviklingsprosjekt. Med nettopp dette i bakhodet er rådene fra litteraturen og metodene tatt på sterkt alvor gjennom prosjektarbeidet. Nedenfor følger en oversikt over de mest relevante aspektene ved produktutviklingsmetodene benyttet i prosjektet.

5.1 Lean Product Development

Lean Product Development (LPD) kan oppsummeres som en filosofi og et sett prinsipper som benyttes i forbindelse med produktutvikling. LPD brukes i større og større grad i utviklingsprosesser og er veldokumentert. Det må ikke forveksles med Lean Manufacturing da denne tankemåten handler om effektivisering i en produksjonsprosess og ikke i en produktutviklingsprosess. Et viktig poeng angående LPD er at det må skreddersys hver bedrift. Nettopp derfor er de mest relevante aspektene ved LDP for denne prosjekt- og masteroppgaven trukket frem. [21] [23]

Den mest effektive implementeringen av LPD skjer om en bedrift klarer å skape en Lean kultur. Dette er forholdsvis enkelt i dette prosjektet, da det består av et nytt team som aldri har jobbet sammen før, og derfor ikke har noen tidligere etablert kultur. Et annet viktig aspekt er idéen om å “fange” kunnskap. Det vil si at kunnskap som læres ikke skal glemmes eller forbli ubenyttet ved senere faser av prosjektet [22]. Prinsippet innebærer å dokumentere ny kunnskap og nye innsikter, samt sørge for faktabaserte beslutninger. Resonnementene bak beslutninger skal også dokumenteres, slik at en selv og utenforstående kan gå tilbake og forstå på hvilket grunnlag avgjørelsen falt. For å ta vare på kunnskapen er det opprettet et delt dokument i google docs der samtlige møtereferater, viktige poeng fra litteratursøk og nye innsikter dokumenteres.

“Frontloading” er et meget relevant tema innenfor LPD for denne oppgaven. Målet er å redusere risikoen for omarbeid og endringer i sen fase av prosjektet ved å bruke mye ressurser på planlegging og kartlegging tidlig i arbeidet. Innhenting av kunnskap fra interne og eksterne aktører med ekspertkunnskap er en viktig del av denne kartleggingen. Ofte vil omarbeid og endringer i sen fase koste mye ressurser, både i form av tid og kapital. En av grunnene er at det eksisterer begrensninger på hva slags endringer som kan gjøres, da mange beslutninger allerede er spikret. Tidlig i utviklingen er det derimot få begrensninger og mye frihet. Derfor kan de

ekstra ressursene brukt på planlegging og kartlegging i tidlig fase før til et billigere og bedre produkt. [23]

Fokus på kunde verdi er essensielt innenfor LPD. Målet er å skape produkter som kunden ser verdien av, og er villig å betale for [23]. I vårt tilfelle finnes det to brukergrupper - pasienter og personalet ved FFMS. Det bør lages et produkt som begge brukerne er fornøyd med, og FFMS (og evt. andre instanser) er villig til å betale for. Kartlegging av begge brukernes behov og ønsker er derfor uhyre viktig, og å oppfylle disse behovene med så små kostnader som mulig må være målet. God kontakt med spesialistene ved FFMS vil være viktig for å kartlegge behovene.

5.2 Sett-basert produktutvikling

I artikkelen “Toyota’s principles of set-based concurrent engineering” konkluderer Sobek et al med at;

“en hver produktutviklingsorganisasjon som kan mestre disse prinsippene og deres implementering vil kunne være i stand til å radikalt forbedre deres design- og utviklingsprosesser.” [24]

På samme måte som hos Toyota, vil sett-basert produktutvikling gå hånd i hånd med Lean-tankegangen i dette prosjektet. Prinsippene virker logiske og egnede til å kunne skape det ønskede produktet til riktig tid. De tre hovedprinsippene som blir referert til i artikkelen er oppsummert nedenfor.

Kartlegg løsningsrommet

Å kartlegge løsningsrommet er det første prinsippet i sett-basert produktutvikling. Det handler om å gruppere konseptene i ulike sett med løsninger. For eksempel er de tidligere konseptene for hodeinnfestning delt inn i stropp-løsninger og oppblåsbare løsninger. Slik kan det dannes flere sett å jobbe ut ifra, og flere ulike konsepter å falle tilbake på.

Integrer ved krysningspunkt

Integrering ved krysningspunkt går ut på å se etter og integrere løsninger som er akseptable fra hele organisasjonenes synspunkt. I prosjektet innebærer dette å vurdere del-løsninger ved designet både fra brukerens synspunkt, fysioterapeutens synspunkt og produksjonshensyn. Et aspekt ved dette prinsippet er at man skal la være å ta beslutninger som ikke er absolutt nødvendig å ta, da dette kan låse løsningsrommet til andre komponenter av produktet. Konsepter for delkomponentene bør også være robuste, som vil si at en delkomponent ikke må byttes ut selv om en annen delkomponent endres.

Bekreft gjennomførbarhet før avgjørelser låses

Dette hevdes å være det viktigste prinsippet, og går enkelt sagt ut på at man skal være sikker på at designet er gjennomførbart før man låser seg til det. Fremgangsmåten er å undersøke flere design parallelt, før man gradvis konvergerer til den ene foretrukne. Settene reduseres gradvis via en elimineringsprosess, i stedet for at den beste løsningen velges direkte fra det opprinnelige settet.

Det foreslås også en rekke tiltak som utviklingsteam kan implementere for å minimere sjansen for omarbeid innen sett-basert produktutvikling. Et av tiltakene som ses på som svært relevant for prosjektet er å avdekke og liste opp kunnskapsgapene som må dekkes for å kunne garantere prosjektets suksess [25]. Kunnskapsgap kan eksistere både vedrørende kundens behov og tekniske aspekter ved konseptløsninger. Det er en fordel å kunne plukke ut de viktigste kunnskapsgapene for å kunne fylle disse. Et annet tiltak er at man kan innføre frister for når spesifikke kunnskapsgap skal være dekket. I et prosjekt som dette, der tid er en stor begrensning, kan slike tiltak være med på å sikre stødig framgang. Det siste tiltaket som er viktig å fremheve, er at man ikke tillater å godkjenne beslutninger basert på utilstrekkelig kunnskap. Å gjøre dette er til tider fristende, da det virker som framgang i prosjektet, men kan senere vise seg å føre ned en blindgate om feil beslutning tas. [26]

6 Kravspesifikasjoner

I en utviklingsprosess er det viktig å ikke forhaste seg i de initielle fasene, da dårlige avgjørelser kan lede i retninger som ikke tilfredsstiller de essensielle kravene til produktet. Noe av det viktigste innen produktutvikling er å være fullt klar over kravspesifikasjonene til produktet fra starten av arbeidet. Derfor gikk mesteparten av det tidlige arbeidet ut på å definere disse kravene. Om ikke alle kravene er i hovedfokus til enhver tid vil det være viktig å ha dem i bakhodet, slik at man vet at det vil være mulig å implementere de i senere tid. Kravene er ikke satt som “punktkrav” uten slingringsmonn, da slike krav kan sette unødvendige begrensninger.

For å bedre kunne vurdere brukbarheten til forskjellige konsept var det viktig å kartlegge hvilke krav som er strengt nødt til å oppfylles, og hvilke som betraktes mindre viktige.

6.1 Bevegelsesplattform

Bevegelsesplattformen er den mest komplekse delen av apparatet. Kravspesifikasjonene for denne delen er listet opp i Tabell 1. Spesifikasjonene er delt inn i to kolonner, “krav” og “ønsker”. En lengre forklaring av de ulike spesifikasjonene følger i avsnittene nedenfor tabellen.

BEVEGELSESPLOTTFORM		
	Krav	Ønske
Funksjonalitet		
Bevegelsesrom	Terapeutisk bruk, nakkeskadde 45-50 grader i alle retninger 70-80 grader i rotasjon	Generell opptrening av friske personer Framoverbøy: 70+ grader Bakoverbøy: 60+ grader Sidebøy: 50+ grader Rotasjon: 90– grader
Bevegelsesbane	Naturlige bevegelser, Seks frihetsgrader	
Motstand	~6 kg Justerbar Jevn	~15 kg Gradvis økning første 5 grader, Jevn motstand etter 5 grader
Styring av apparatet	Kraftstyrt Bevegelser initiert av pasient	

Låsing av bevegelse til ulike plan	Ja	
Posisjonskontroll	Høy presisjon, høy frekvens på oppdatering av posisjonsmålinger	Presisjon < 5 mm Frekvens >100 Hz
Krefter direkte på nakkevirvler		Ja
Programvare/software		
Enkelt å lage treningsprogram i programvaren og lagre dette	Ja	
Gjenkjenning av bevegelsesmønster	Lagre prestasjon, forbedring og bevegelsesmønster i grafer og modeller	Mulighet for å se og lagre bevegelser i 3 dimensjoner. For eksempel film/animasjon i 3D
Grafikk og design	Oppblåsbare grafer, ekstremalverdier, moderne	
Brukergrensesnitt	Enkelt å bruke og forstå	
Sikkerhet		
Sikkerhet	Minimal risiko	
Strømbrudd	Fryse posisjon eller gi uendret motstand.	
Pris		
Pris, ferdig produkt		~100 000 NOK, <u>men</u> funksjonalitet viktigere enn pris. Avhengig av type løsning.

Tabell 7 Kravspesifikasjoner for bevegelsesplattformen

Bevegelsesrom

Ulike mennesker har ulikt bevegelsesrom. Kravene for bevegelsesrommet er i denne sammenhengen formulert ut fra hvor stort vinkelutslag som oppnås ved bøyning av hodet i de ulike retningene. Translasjonen som oppstår når hodet bøyes påvirker også størrelsen til bevegelsesrommet, men det er ikke sett på som nødvendig å formulere formelle krav for translasjon grunnet den sterke sammenhengen med vinkelutslaget. For at apparatet skal kunne brukes til opptrening av nakkeskadde kreves det et visst bevegelsesrom. FFMS har i tillegg et ønske om at apparatet skal kunne brukes i forbindelse med forebygging og opptrening av personer med risiko for nakkeskader i sitt daglige virke, som for eksempel F1-sjåfører og rugby-

spillere. Disse har ofte et større bevegelsesrom enn nakkeskadde og ville dratt fordel av et apparat som tillot maksimalt utslag.

Bevegelsesbane

Som demonstrert ved tidligere oppgaver, vil ikke bevegelsesbanen til hodet ved bøyning skje i en sirkelbane rundt et fast rotasjonspunkt. I tillegg har alle personer en ulik naturlig bevegelsesbane, og det er et krav at apparatet skal tillate pasientens bevegelsesbaner. Nakkevirlvleene er bygd opp på en måte som gjør det mulig å bevege hodet i seks frihetsgrader. Dermed vil apparatet trenge seks frihetsgrader for å tillate alle typer naturlig bevegelse.

Motstand

For opptrening av nakken skal det kunne settes på forskjellig motstand mot bevegelser. Nakkeskadde trenger generelt mye lavere motstand enn friske personer. Det kreves at motstanden skal kunne justeres før hver øvelse, og deretter gi jevn belastning gjennom bevegelsen. Et ønske er at motstanden skal være lavest mulig ved initiering av bevegelsen og øke jevnt til ønsket motstand i løpet av de 5 første gradene.

Styring av apparatet

Apparatet skal styres av pasienten. Pasienten skal oppleve at apparatet gir motstand og at den eneste måten å bevege det er ved å påføre kraft selv. Aktiv styring av apparatet fra en ekstern kraftkilde kan være ubehagelig for pasienten, øker sikkerhetsrisikoen og bør derfor unngås. Det kan oppstå svært uheldige hendelser dersom en slik aktiv styring for eksempel ikke stopper når pasienten ønsker det.

Låsing av bevegelse til ulike plan

For å teste pasientens evne til bevegelse og maks-utslag skal apparatet tillate bevegelse i seks frihetsgrader. Samtidig skal det være mulig å begrense bevegelsesbanen til ulike plan for utvalgte øvelser. På denne måten kan pasienten trene i spesifikke plan som krever aktivering av nettopp de musklene som bør styrkes.

Posisjonskontroll

Det skal defineres et koordinatsystem der apparatet skal kjenne hodeinnfestningens koordinater "til enhver tid", slik at presise målinger av pasientens bevegelser kan utføres. I praksis bør koordinatene oppdateres opp mot 100 ganger i sekundet. Koordinatene skal lagres i et datasystem. God posisjonskontroll er essensielt både for sikkerheten og funksjonaliteten til apparatet.

Treningsprogram

FFMS tilbyr en sjelden ekspertkompetanse og har derfor mange pasienter som reiser langveisfra for å få opptrening hos dem. De ønsker å kunne lage et personlig treningsprogram i digitalt format som kan overføres til tilsvarende apparat hos pasientens lokale fysioterapeut, enten på minnepinne eller andre måter. Tanken er at programmet kan lastes opp til apparatet og slik definere hvilke øvelser og laster som skal benyttes ved rehabiliteringen av en spesifikk pasient. Fysioterapeuter som har mindre kunnskap om nakke og rehabilitering trenger derfor ikke å ha

kompetanse til å lage treningsprogram og programmere inn øvelser, men kun assistere pasienten med gjennomføring av programmet de har fått fra ekspertene ved FFMS.

Gjenkjenning av bevegelsesmønster

Det kan ta lang tid mellom opptreningene i Sandane, og det er ikke mulig å for fysioterapeutene å huske alle bevegelsesmønstrene til de ulike pasientene. Bevegelsesmønstre skal derfor kunne fremstilles visuelt på bakgrunn av data fra posisjonskontroll og eventuelle visuelle hjelpemidler, slik at det kan sammenlignes med tidligere mønstre og ses om det skjer en utvikling.

Grafikk og design av brukergrensesnitt

Det skal hentes ut informasjon om bevegelsesmønster til pasienten. Grafer skal kunne forstørres og ekstremalverdier skal kunne markeres. Det skal være enkel å bruke og lett å forstå. Dataen skal fremstilles på en oversiktlig måte og kunne visualiseres slik at det er lett for både pasient og fysioterapeut å se prestasjon og fremgang i opptreningen.

Sikkerhet

Signifikant risiko for ytterligere skade hos pasienten grunnet apparatet aksepteres ikke. Relevant bruk av apparatet skal være 100% trygt.

Strømbrudd

Om strømmen går skal apparatet enten oppføre seg som det gjorde før strømmen gikk eller forbli i posisjonen sin.

Pris

Å komme frem til et apparat som oppfyller kravspesifikasjonene er mye viktigere enn prisen på produktet, og det har derfor ikke blitt definert en maksimal pris. Likevel er prisen et viktig aspekt - om apparatet kan anskaffes til en rimelig pris vil flere fysikalske sentre være villige til å kjøpe det og dermed flere pasienter kunne få behandling.

6.2 Hodeinnfestning

Kravspesifikasjonene nedenfor gjelder hodeinnfestningen og er hentet fra masteroppgaven til Ole Jakob og Øystein[3]. Disse har blitt utarbeidet på et godt grunnlag, og informasjon innhentet i denne prosjektperioden tilsier at de er gode. Spesifikasjonene for hodeinnfestningen har vært viktige å vite selv om det har blitt jobbet med bevegelsesplattformen. Å vite kravspesifikasjonene for hele apparatet er gunstig for å ivareta hensynet til delkomponenter og kvalitetssikre løsninger.

- Passe til alle
- Sitte godt rundt hele hodet
- Være enkel å feste og rengjøre

- Være behagelig for pasienten
- Ikke oppfattes som klaustrofobisk
- Ha god kraftoverføring

7 Konseptutvikling

7.1 Bevegelsesplattform

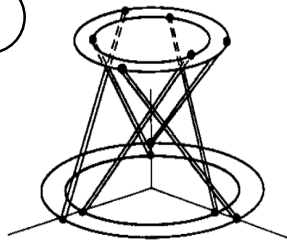
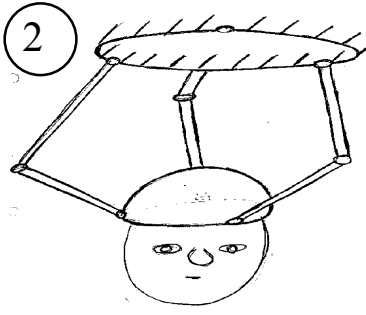
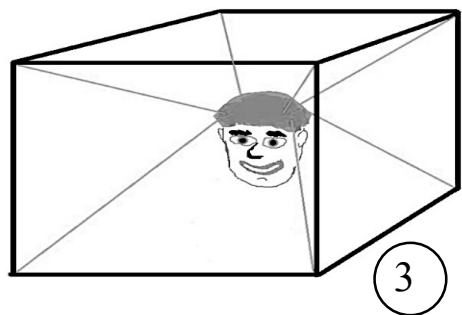

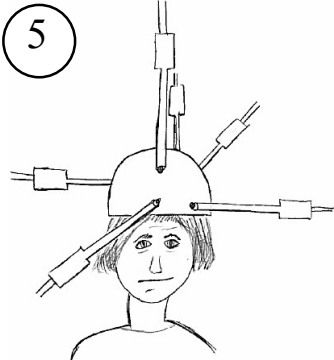
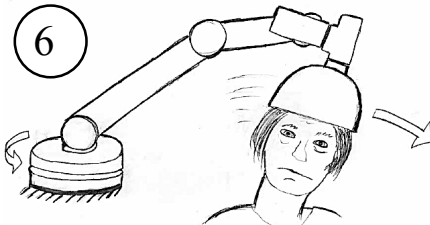
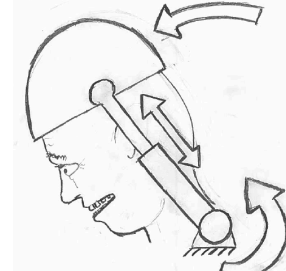
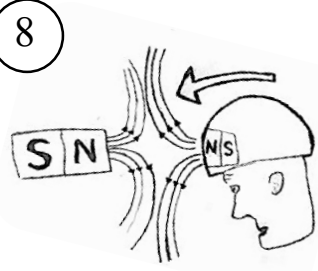
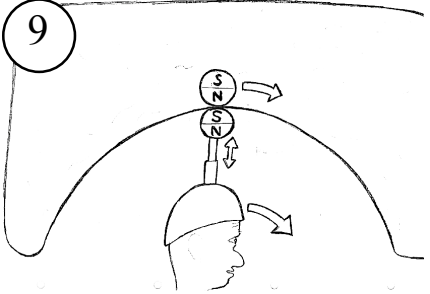
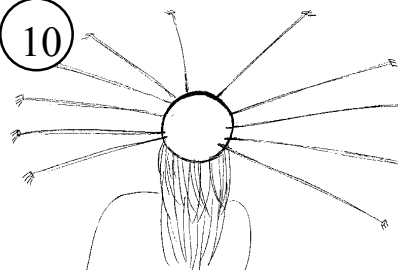
Bevegelsesplattformen er den mest komplekse og den viktigste delen av apparatet og har derfor vært hovedfokuset i prosjektoppgaven. Utfordringene ved apparatet ligger i å finne et konsept som tilfredsstillende alle kravene, og bevegelsesplattformens funksjonalitet er i så henseende det aller viktigste elementet. Selv om hodeinnfestningen og mellomfestet ikke er i hovedfokus vil de alltid bli vurdert i konseptutviklingen av bevegelsesplattformen. Dette for å utforske muligheter utover funksjonaliteten bevegelsesplattformen tilbyr, samt passe på at det ikke blir utviklet en plattform som legger store begrensninger på de resterende komponentene.

Prosjektet startet med å analysere Stewart og Masnak for å finne deres styrker og svakheter. Som nevnt i kapitlet “Tidligere arbeid” ble verken Stewart eller Masnak vurdert som gode nok, og det ble dermed startet en ny konseptutvikling. Resultatet av konseptutviklingen var to konsepter som virker lovende, en kabelstyrt parallell robot og robotarm. Begge konseptene ser ut til å være i stand til å tilfredsstillende samtlige krav for plattformen. Denne delen av rapporten tar for seg arbeidet med utviklingen av de nye konseptene.

7.2 Brainstorming

De tidligere masteroppgavene utforsket flere konsepter enn Stewart og Masnak. Blant disse alternative konseptene ble det funnet store likheter til MCU, og også store likheter innbyrdes. Brorparten inneholdt enten en form for stagemekanisme eller skinneløsning. Robotarm hadde også blitt vurdert tidligere, men ble raskt fraskrevet da det var noe usikkerhet rundt sikkerheten og slarken i leddene.

I dette prosjektet ble det gjennomført en ny brainstorming med åpenhet for radikale og nytenkende idéer. I tillegg til de egendefinerte konseptene, ble det tidlig kommet inn på tanken om å benytte et eksisterende robotkonsept som bevegelsesplattform. Det ble gjort grundige litteratursøk både på generell robotikk og spesifikke roboter innledningsvis for å se hva slags muligheter det fantes innenfor dette området. Tabell 2 nedenfor gir oversikt over flere konsepter som ble vurdert. Tabellen inneholder enkle skisser av konseptene, mens utfyllende beskrivelser kan leses i de påfølgende avsnittene. Løsningene er delt inn i to sett bestående av roboter (både serie og parallele roboter) og mekaniske løsninger (samt magnetisme).

Roboter		
Modifisert Stewart	Tre-armet robot	Kabelstyrt parallell robot
1 	2 	3 
Delta-Stewart	Stagnatoren	Robotarm (serierobot)
4 	5 	6 
Mekaniske løsninger		
Forbedring av MCU	Magnetisme	Viskøs motstand
7 	8 	9 
Elastiske strikker		
10 		

Tabell 8 Konseptkisser

- 1 Modifisert Stewart
 - Et modifisert Stewart-design som gir økt bevegelse grunnet økt skråstilling av stagen samt ved at innfestningen til aktuatorene er gjort ved ulike radiale avstander fra sentrum. Dette gjør også at det skal større utslag til før stagen interfererer ved å komme i kontakt med hverandre. Den økte bevegelsen gjelder spesielt det horisontale planet da kraftoverføringene i dette planet kan skje ved mer gunstige vinkler.
- 2 Tre-armet robot
 - Denne roboten har tre leddede armer og seks frihetsgrader. Armene består av tre stag som er festet til en immobil plate via universalledd. Stagens ender er festet til tre nye stag, igjen via universalledd. Enden til disse stagen er så festet til en bevegelig plattform via kuleledd. Roboten ser ut til å kunne oppfylle alle ønskelige funksjoner og oppnå det mulige bevegelsesrommet, men det er knyttet usikkerhet til singulariteter. Det er også indikasjoner på at presis posisjonskontroll vil være noe mer komplisert enn ved enkelte andre robottyper, som for eksempel robotarm.
- 3 Kabelstyrt parallell robot
 - En kabelstyrt parallell robot bestående av åtte kabler festet til aktuatorer i hvert sitt hjørne av en stasjonær ramme. Den andre enden av kablene er festet til hodeinnfestningen med utgangsposisjon i midten av rammen. Aktuatorene jobber sammen for å gi den ønskede motstanden og kan også låse bevegelsen til ønsket bane.
- 4 Delta-Stewart-robot
 - Tidligere oppgaver fant at Stewart-plattformen har singulariteter som gjør at den ikke klarer å oppnå de ønskede vinkelutslagene hvis den er fastspent rett over pasientens nøytrale posisjon. Det ble imidlertid nevnt at ved å tillate translasjon av den stasjonære platen i det horisontale planet ville sannsynligvis Stewart-plattformen kunne oppnå de ønskede utslag. En måte å tillate dette er ved å benytte en delta robot [27]. En delta robot er en parallell robot som tillater translasjon i tre dimensjoner. Den parallelle mekanismen sørger for stabilitet. Å kombinere to roboter høres unødvendig avansert ut. Tanken er imidlertid at robotene ikke jobber simultant. Delta-roboten brukes til å plassere Stewart-plattformen i gunstig posisjon før hver øvelse. Under gjennomføringen av øvelsen er delta roboten immobil mens kun Stewart-plattformen tillater bevegelse.
- 5 Stagnatoren
 - Dette konseptet har flere likhetstrekk med den kabelstyrte parallelle roboten. Kablene er byttet ut med stag som går ut fra hjelmen, er koblet til lineære aktuatorer, for så festet i en immobil ramme. Aktuatorene jobber passivt, og sørger for at de totalt sett gir den ønskede motstanden mot bevegelse. Konseptet er fleksibelt siden det er åpent for å bruke både elektriske, pneumatiske og hydrauliske aktuatorer.
- 6 Robotarm

- En robotarm er en type robot der flere segmenter er koblet i serie via ledd. Antallet ledd, samt typen, definerer hvor mange frihetsgrader roboten har. Robotarmen er svært populær i industrien på grunn av dens mange bruksområder. Den blir også mer og mer populær innen medisinsk bruk da den har blitt mer pålitelig og nøyaktig de siste årene.
- 7 Forbedring av MCU
- Det ble sett en mulig forbedring av MCU, nemlig at armen fra rotasjonspunktet til hjelmens innfestning ikke er låst, men justerbar. Dette vil tillate deviasjon fra sirkelbanen man i dag har mulighet til å bevege seg i og slik åpne for at pasienten kan følge sin foretrukne bevegelsesbane i ett plan.
- 8 Magnetisme
- I dette konseptet er hjelmen og punkter i veggene magnetiske. Punktene i veggene programmeres for ulik styrke gjennom bevegelsene for å kunne oppnå en jevn kraft. Konseptet tillater pasienten å benytte dens mest foretrukne bevegelsesmønster.
- 9 Viskøs motstand
- Hodeinnfestningen er koblet til et stag med en sterk magnet i enden. Magneten er koblet til en annen magnet som befinner seg inni en stor og kuppelformet balje som er plassert over pasienten. Baljen er fylt med en væske med høy viskositet. Viskositeten til væsken vil være nærmest konstant, slik at det ikke kreves ekstra kraft for å initiere bevegelsen. I væsken er det flere magnetiske objekter med ulik fasong og størrelse, slik at staget kan feste seg til forskjellige objekter avhengig av den ønskede motstanden. Store overflater vil gi mer motstand, og formen på objektet kan gi ulik motstand i de ulike retningene. Om lik motstand ønskes i alle retninger er det mest gunstig å bruke et rundt objekt. Det kan tenkes at størrelsen til objektene kan endres, for eksempel ved å la de være oppblåsbare. Staget som er festet mellom hodeinnfestningen og magneten i baljen bør ideelt sett kunne forkortes og forlenges tilnærmet friksjonsfritt for å tillate pasientens foretrukne bevegelsesmønster.
- 10 Elastiske strikker
- Likt kabelroboten, bare med elastiske strikker i stedet for vaiere og aktuatorer. Elastiske strikker festes mellom hodeinnfestningen og en immobil ramme og yter motstand mot bevegelse i alle retninger. Mulighet for å justere antall aktive strikker gjør det mulig å tilpasse motstanden.

Det er stor forskjell mellom enkelte av konseptene. Noen er simple, mens andre benytter avansert teknologi. Alle løsningene er imidlertid med på å belyse løsningsrommet, noe som i stor grad var hensikten med brainstormingen.

7.3 Videre vurdering av konseptene

Kompetansen om roboter i prosjektet var i utgangspunktet liten. Av den grunn ble det tatt kontakt med personer med høy kompetanse på området for å bistå i vurderingen av ulike

varianter, samt kartlegge muligheter og begrensninger. Denne type kontakt foregikk gjennom hele prosjektets forløp. På denne måten ble ekspertkunnskap innhentet fra flere ulike og uavhengige kilder. Dette var til meget stor hjelp i denne oppgaven. For en dypere beskrivelse av teori omkring roboter refereres det til teorikapittelet.

I den forrige masteroppgaven av Berg og Sunde[3] ble det avdekket singulariteter ved Stewart-plattformen som skapte utfordringer omkring dens funksjonalitet. Av den grunn ble også singulariteter ved nye robotløsninger satt i søkelyset. Tre-arms-roboten ble sett som et av de mest lovende konseptene før det ved litteratursøk ble funnet ut av dens mange singulariteter [28]. I prinsippet er det mange av dagens eksisterende robotdesign som kunne gitt seks frihetsgrader og oppfylt de fleste kravspesifikasjonene. Utfordringen ble dermed å finne design som på best mulig måte kombinerer funksjonalitet med gjennomførbarhet, uten singulariteter som skaper risiko for pasienten.

Etter grundige litteratursøk som skapte en bredere forståelse for de forskjellige robotene sine muligheter og begrensninger, var det på tide å sammenligne de mest lovende konseptene. Det ble laget en tabell for å belyse styrker og svakheter og gi et mer objektivt sammenligningsgrunnlag. Før konsepter eventuelt ble ført opp i tabellen ble kravspesifikasjonene gjennomgått for en initiell screening av ideen.

Den ferdige tabellen vises i Tabell 3. Den første kolonnen i tabellen inneholder de ulike kriteriene som skulle vurderes. Hvert kriterium ble tildelt et vekttall mellom 1-5 som gjenspeiler dens viktighetsgrad. 1 representerer “mindre viktig” mens 5 representerer “svært viktig”. For hvert kriterium ble de ulike konseptene vurdert mot det tidligere MCU-apparatet og gitt en score. Scoren ble satt til 0 dersom det ikke var noen forbedring i forhold til MCU. Om kriteriet ble oppfylt bedre med det nye konseptet ble det gitt en positiv score som gjenspeilet graden av forbedring. Om kriteriet ble oppfylt dårligere ble det satt en negativ score på tilsvarende måte. Hvert konsept fikk kalkulert en vektet sum for hvert kriterium ved å multiplisere det aktuelle vekttallet med scoren. Etter at det var blitt kalkulert en vektet sum for alle kriterier kunne disse adderes for å gi hvert konsept en endelig, total score. Denne scoren tillot en kvantitativ sammenligning av konseptene.

	Vekttall	Kabelstyrt parallell robot		Robotarm (serierobot)		Modifisert Stewart	
		Score	Vektet sum	Score	Vektet sum	Score	Vektet sum
Funksjonalitet	5	5	25	5	25	3	15
Sikkerhet	5	0	0	-1	-5	0	0
Lav pris	2	5	10	3	6	4	8
Enkel å bruke	3	4	12	4	12	4	12
Enkel å vedlikeholde	3	3	9	2	6	3	9
Enkel å lage	2	-1	-2	2	4	-1	-2
Enkel å oppbevare	1	3	3	4	4	1	1
Tid for utviklingsarbeid	3	-1	-3	-3	-9	-2	-6
Enkelt å utarbeide hodefeste	3	4	12	2	6	3	9
Total score			66		49		46

Tabell 9 Vektet sammenligningstabell

Bruken av slike tabeller gir ikke en endelig fasit på hvilket konsept som bør velges, men er et verktøy som kan brukes til å underbygge argumenter og belyse sammenhenger. Selve graderingen vil alltid være gjenstand for subjektivitet, og i vårt tilfelle viste graderingen seg å være ekstra krevende siden viktige komponenter som hodeinnfestningen og mellomfestet ikke var ferdig utviklet. Likevel ble det funnet en nokså god sammenheng mellom tabellens kvantitative score og tidlige tanker om de ulike konseptene. Det ble besluttet å jobbe parallelt med de ulike ideene, i tråd med sett-basert metode. På denne måten vil forhastede avgjørelser bli forhindret, og det vil alltid være alternativer å falle tilbake på som ikke krever store mengder omarbeid.

7.3.1 Robotarm

Ved litteratursøk tidlig i utviklingsprosessen ble det funnet eksempler på robotarmer brukt til medisinsk utstyr [29] [30], og troen på at konseptet kunne tilfredsstille sikkerhets- og

presisjonskravene økte. Etter møter med Olav Egeland, Terje Lien og Morten Lind ved IPK på NTNU og telefonsamtaler med Aksel Transeth ved Sintef konkluderte vi med at robotarmen er en reell mulighet. Grunnet enkelte usikkerheter med tanke på sikkerheten, søkte vi enda en ekstern vurdering, og kontaktet RocketFarm. RocketFarm er et firma som holder til i Sogndal, og de er distributører for UR-roboter i Norge.

Det ble avholdt et møte med RocketFarm i Sogndal 24. oktober. Firmaet virket svært interessert i prosjektet, og mente det burde være fullt mulig å utføre ønskede funksjoner med en robotarm. Om dagens UR-roboter er den beste robotarmen på markedet til dette bruksområdet var mer usikkert. Dagens UR-roboter er ikke sertifisert for medisinsk bruk, og det vil ta lang tid for å få til dette. RocketFarm mener det likevel er en trygg veien å gå, da markedet for robotarmer er i stor endring - prisene går nedover og kvaliteten oppover. Det er også stor etterspørsel etter billigere medisinske robotarmer.



Bilde 9 UR robotarm [31]

KUKA er et annet firma som produserer robotarmer. Deres robotarm KUKA LBR MED [30] er en lettveksrobot sertifisert innen medisinsk bruk. Denne har en mer presis kraftstyring enn UR da den har kraftsensorer i hvert ledd. KUKA er et eldre selskap enn UR, ligger noen år foran i teknologien og er det dominerende selskapet i markedet. Robotene UR tilbyr ses likevel på som et bedre alternativ for denne oppgaven da prisene er langt lavere. RocketFarm tror også at UR snart kommer ut med en ny og bedre robotarm. Kanskje vil en ny UR-robot ha kraftsensorer i hvert ledd, og kanskje er den sertifisert for medisinsk bruk. Det er umulig å vite, men etterspørselen er stor og dermed er det en reell mulighet for det.

Aksel Transeth hadde et forslag til en robotarm som snart kommer ut på markedet, Franka, utviklet av Franka Emika GmbH i München. Franka er en lettveksrobot designet for å kunne samhandle med mennesker, og har kraftsensor i leddene tilsvarende KUKAs robot. Franka er i en lavere prisklasse enn UR, samtidig som den ser ut til å ha bedre funksjonalitet. RocketFarm var fascinert over funksjonene Franka tilbyr samt den lave prisen til produktet. De fremhevet imidlertid at Franka er en helt ny robotarm og hevdet at den derfor sannsynlig må gjennom en del "barnesykdommer" før den er til å stole på. UR har selv hatt mye problemer i startfasen, både med software og hardware, men påstår nå at de er ferdige med de typiske oppstartsproblemene. Derfor kan den muligens være et sikrere valg. Det er også usikkert om Franka er sertifisert for medisinsk bruk eller ikke da den enda ikke er ute på markedet, så på det området stiller Franka og UR likt.

Grunnen til at robotarm anses som et mulig alternativ, selv om de medisinsk sertifiserte har en veldig høy pris, er den raske utviklingen innen teknologi og marked. Arbeidet med å realisere et apparat for nakkeskadde vil sannsynligvis ta noen år, og på denne tiden vil mye ha endret seg. At en robotarm i fremtiden vil være i utmerket stand til å utføre funksjonene vi har behov

for i dette apparatet, til en overkommelig pris, ses på som ekstremt sannsynlig. Det virkelige spørsmålet er hvor lang tid det vil ta.

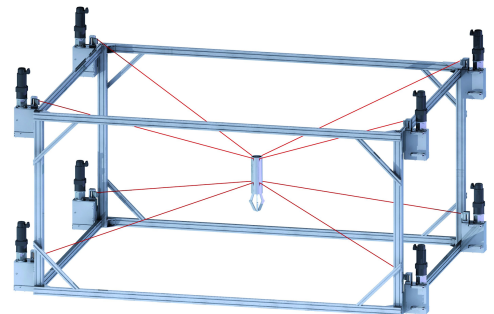
7.3.2 Modifisert Stewart

Den modifiserte Stewart-plattformen er et alternativ som tilbyr en inkrementell forbedring av den originale Stewart-plattformen. Plattformen vil ikke tilby noen forbedring når det gjelder bevegelsesrom, men har enkelte andre fordeler som blant annet økt bevegelighet. Den modifiserte Stewart-plattformen ble tatt med videre da den anses som et gjennomførbart valg som egner seg som et alternativ å ha i bakhånd. Konseptet vil ikke kunne være en total løsning grunnet det begrensede bevegelsesrommet, men kan benyttes for opptrening av stabilitet ved mindre vinkelutslag. For en total rehabiliteringsløsning vil en kombinasjon med for eksempel Masnak kunne tilby ønsket funksjonalitet, slik som nevnt i kapittelet om ”Tidligere arbeid”.

7.3.3 Kabelstyrt parallell robot

Den kabelstyrte roboten virker så langt som den mest lovende idéen for bevegelsesplattformen. Det har vært vanskelig å få tak i personer med god kompetanse om denne type robot, da den per i dag er lite utbredt. Som følge av det har det blitt gjort mye litteratursøk, noe som har resultert i en stor optimisme rundt konseptet. Mye studier har tidligere undersøkt bruken av kabelstyrte parallelle roboter innen rehabilitering, og har fått gode resultater [35],[37]. Siden kabelstyrte roboter har mindre treghet, vil den også bli sett på som sikrere for mennesker.[11]

Litteraturen viser til at unøyaktighet av posisjon på grunn av elastisitet i kabler er et av de vanligste utfordringene. Dette er dog avhengig av konteksten, da kabelstyrte roboter ofte er brukt i stor skala, med flere meter lange kabler og laster på flere hundre kilogram. I tilfelle med rehabiliteringsapparatet er det snakk om mye kortere kabler, og kun noen få kilograms last. Elastisiteten av kablene vil derfor ikke være noe stort problem i denne bruken av kabelstyrte parallelle roboter.



Bilde 10 Kabelstyrt parallell robot [32]

7.4 Sammendrag

Både den kabelstyrte parallelle roboten og en robotarm vil trolig kunne oppnå alle de ønskede funksjonene for produktet. Den modifiserte Stewarten oppfyller ikke det ønskede bevegelsesrommet, og er derfor tatt ut av bildet. Den kabelstyrte parallelle roboten er konseptet som vi mener har størst potensiale, og har derfor tatt en beslutning om å gå videre med denne idéen. Det vil i masteroppgaven bli laget en “proof of concept” prototype av den kabelstyrte parallelle roboten. Om konseptet skulle vise seg å ikke være gjennomførbart, vil i stedet robotarmen bli utviklet videre.

Det er flere grunner til hvorfor den kabelstyrte parallelle roboten blir sett på som et bedre konsept enn robotarmen. For det første vil prisen være betydelig lavere. For det andre er ikke UR roboten, som i dagens marked er den eneste robotarmen innenfor en grei prisklasse, sertifisert for medisinsk bruk. Dette skal være fullt mulig å få til, men er tidkrevende og kan ta opptil flere år. Innen den tid vil det mest sannsynlig komme andre rimeligere robotarmer på markedet, som er medisinsk sertifisert og klar for bruk.

8 Vurdering av gjennomføringen av prosjektet

Prosjektet har gått over fire måneder. Det er et stort og komplekst prosjekt som skal tas videre til masteroppgave neste semester. På grunn av oppgavens kompleksitet, har det nesten daglig blitt diskutert og tatt beslutninger om videre arbeid for å styre prosjektet i riktig retning. Prosjektstyring er et stort fagområde med mye teori og retningslinjer. Ved å bruke noen av prosjektstyringens prinsipper er det ønsket å ta med seg lærdom fra prosjektoppgaven for å utføre en enda bedre masteroppgave. Med det i bakhodet følger en evaluering av måten prosjektet har blitt gjennomført.

8.1 Informasjonsinnhenting

I kapittelet “Metode” er det skrevet om “frontloading” og “tetting av kunnskapsgap” som viktige aspekter innenfor Lean og sett-basert produktutviklingsmetode. “Frontloading” handler om å bruke mye tid og ressurser i tidlig fase av utvikling, mens “tetting av kunnskapsgap” handler om å skaffe seg all nødvendig kunnskap for å ta en beslutning. Med dette i tankene har mye av høsten blitt brukt på informasjonsinnhenting. Først og fremst innebar dette jevnlig kontakt med den viktigste stakeholderen for prosjektet, FFMS. Kontakten har bestått av et initielt skype-møte, et møte i Trondheim, en hel dag på klinikken i Sandane, samt mail-korrespondanse. FFMS sitter på enorm kunnskap omkring nakke, skademekanismer, rehabilitering og pasienters behov. Deres deling av denne kunnskapen har vært viktig i forståelsen av hva som er viktig for rehabiliteringsapparatet, og veien for å finne den beste løsningen for dette.

Den jevne kontakten har som sagt vært utrolig verdifull, og er noe som vil fortsette i masteroppgaven. Ideelt sett skulle kontakten vært enda oftere, og FFMS skulle vært inkludert i enda større grad ved beslutninger. Dette skal holdes i tanken gjennom masteroppgaven, og flere mail vil bli sendt ved spørsmål.

En av de største utfordringene ved prosjektet var manglende kunnskap innen robotikk. For å lukke dette kunnskapsgapet er det lagt vekt på å komme i kontakt med eksterne domeneeksperter, både ved universitetet og i industrien. Ved å snakke med eksperter på området har den nødvendige kunnskapen blitt innhentet på en effektiv måte, noe som er svært viktig i dette tidspressede prosjektet. Viktigheten av å være kritisk til informasjon ble tidlig oppdaget. Mye av informasjonen fra forskjellige kontakter har vært motstridende, så litteraturstudier ved siden av har vært nødvendig. Å være kritisk er også viktig med tanke på at de som har vært kontaktet ikke har den komplette oversikten over prosjektet, og derfor har alle beslutninger blitt tatt på et selvstendig og helhetlig grunnlag. Måten informasjonen har blitt behandlet på har fungert bra, og har vært en god løsning for utfordringen med kunnskapsgap.

8.2 Organisering

Teamet består av kun to personer, så organisering har ikke vært noen stor utfordring. Hovedidéen har vært å jobbe sammen så mye som mulig for å sikre kvalitet i arbeidet. Den kontinuerlige kommunikasjonen har gjort det naturlig å utfordre og diskutere samtlige vurderinger og beslutninger. Alternativt kunne isolert jobbing blitt favorisert for tidsbesparelse, men det var ikke ønskelig å favorisere dette fremfor kvalitetssikring av frykt for store mengder omarbeid på grunn av svake beslutninger.

Kalenderen har vært et viktig verktøy i planlegging og styring av prosjektet. Interne tidsfrister for delmål har ført til effektiv jobbing gjennom hele semesteret. De interne tidsfristene er blitt satt for å minimere risiko for levering av et halvferdig produkt. Selv om ikke alle de interne tidsfristene har blitt oppnådd har det vært en god påminnelse over gjenstående arbeid til en hver tid. I tillegg har det minimert stress og skippertaksarbeid, og er et verktøy som åpenbart vil bli brukt videre.

Trello er en app og en nettside som lar brukerne føre opp gjøremål og organisere dem på en oversiktlig måte. Verktøyet har blitt brukt til å holde oversikt over de viktigste gjøremålene fordelt i ulike kategorier; hva som har blitt gjort, hva som er under arbeid og hva som enda ikke har blitt tatt tak i. Dette ble benyttet i begynnelsen av prosjektet da det var mest usikkerhet, “fuzziness”, ved prosjektet. Utover i prosjektet falt det imidlertid bort. Dette var ikke en bevisst avgjørelse, men et resultat av at arbeidsoppgavene var såpass klare at verktøyet ble overflødig. Ved arbeid med masteroppgaven vil dette verktøyet introduseres igjen.

Retningen av arbeidet er, som nevnt, blitt vurdert nesten daglig. Dette har fungert bra, da jevnlige evalueringer har avklart om det jobbes i en blindgate eller om arbeidet har konkret verdi. Å holde et sterkt og klart blikk på målet har vært meget viktig for å styre prosjektet i riktig retning.

8.3 Helhetlig vurdering

Alt i alt er vi fornøyd med måten det har blitt jobbet på gjennom prosjektet. Prosjektet har gitt god erfaring og belyst utfordringer man kan støte på i prosjektarbeid. Den begrensede tidsrammen, samt det faktum at vi har hatt to emner parallelt med prosjektet, har ført til et fokus på å jobbe smart. Derfor har produktutviklingsmetodikker blitt brukt aktivt. En del av metodikken er å ikke låse avgjørelser før det er nødvendig, noe som har ført til at utsiktene for det videre arbeidet er åpent. Vi har også skaffet oss store mengder kunnskap som vil komme til god nytte i den videre utviklingen av rehabiliteringsapparatet.

9 Videre arbeid

I prosjektoppgaven har fokuset vært idégenerering, kunnskapsinnhenting, kartlegging og planlegging. Som resultat av dette besittes det nå mye god kunnskap som skal tas med videre til masteroppgaven til våren. Da vil det bli et skarpere fokus på ferdigstilling av de ulike delene av apparatet.

9.1 Bevegelsesplattformen

9.1.1 Kabelrobot

Det har blitt undersøkt mange ulike konsepter og idéer for bevegelsesplattform denne høsten. Mange av idéene har vært radikale, mens andre har vært mer konservative. Den kabel-drevne parallelle manipulatoren er det mest lovende konseptet, og denne skal det jobbes videre med i masteroppgaven til våren. Konseptet ser ut til å tilfredsstille alle krav og ønsker til apparatet. Det er spesielt lovende da det kan oppnås minimal treghet i selve plattformen[10] kombinert med muligheter for presis kontroll og bevegelse innen hele det ønskede bevegelsesrommet. I tillegg kan kreftene overføres forholdsvis direkte ved nedre del av hodeinnfestningen slik at momentkrefter minimeres ved forover-, bakover- og sidebøy. Det siste punktet vil minimere friksjonskraften som trengs mellom hodeinnfestningen og hodet til pasienten, og dermed være med på å øke komforten og brukeropplevelsen av apparatet.

9.1.2 Robotarm

Robotarmkonseptet er en løsning å falle tilbake på i tilfelle kabelkonseptet viser seg å være utilstrekkelig eller lite gjennomførbart. Denne løsningen har blitt utforsket mye i løpet av prosjektoppgaven, og kunnskap har blitt hentet inn fra flere uavhengige eksperter. Løsningen virker plausibel og det er knyttet stor optimisme til at den vil kunne brukes til å oppfylle alle funksjoner. Det er imidlertid knyttet en del usikkerhet til hvor lang tid det vil ta å realisere denne løsningen, samt til hvilken pris. Dette grunnes i stor grad usikkerhet omkring sertifisering av konseptet til medisinsk bruk. En slik sertifisering vil være avhengig av faktorer som type robot, reguleringsystem, hvilke endringer som har blitt gjort på originalt system, innebygde sikkerhetsmekanismer for å nevne noe. Å få til en slik sertifisering er ikke sett på som en umulighet, men det kan være komplisert og tidkrevende.

Under prosjektoppgaven er det blitt opprettet kontakter som sitter med mye kunnskap og erfaring om serieroboter, samt den type kraftstyring som trengs for å oppnå ønskede funksjoner. Blant annet så er RocketFarm, distributørene av UR-roboter i Norge, en potensiell industripartner. Kontakten med industrien og ekspertise både på og utenfor campus øker sjansen for at dette konseptet kan gjennomføres. Kontakten med disse vil opprettholdes videre i utviklingsprosessen, selv om hovedfokuset i første omgang vil ligge i den kabelstyrte roboten.

9.2 Hodeinnfestning

Som beskrevet i kapittelet for konseptutvikling vil det fokuseres mer på denne delen i neste fase av prosjektet. Det har ved de tidligere masteroppgavene blitt utviklet flere prototyper og kommet frem til flere konsepter for hodeinnfestningen. Det eksisterer også bakgrunnsinformasjon for hvordan det ble kommet fram til disse konseptene, noe som underbygger beslutningene og gjør det enklere å bygge videre på arbeidet. Det vil i masteroppgaven benyttes en sett-basert metode og jobbes videre ut fra de mest lovende konseptene foreslått av tidligere studenter. Det vil blant annet si at en type hodeinnfestning ved hjelp av oppblåsbare elementer, anbefalt ved sist masteroppgave, vil utforskes ytterligere. Flere tester og analyser vil gjennomføres for å komme til en endelig beslutning. Det utelukkes ikke at det bør gjøres en ny konseptutvikling for en hodeinnfestning spesialtilpasset en kabelstyrt parallell robot. I et slikt konsept vil plasseringen til innfestingspunktene på hodeinnfestningen ha mye å si for hvordan kreftene overføres, og for å unngå at kabler kommer i kontakt med hverandre.

9.3 Mellomfeste

Bevegelsesplattformen og hodeinnfestningen vil i stor grad definere rammene for designet av mellomfestet. Det vil si at mellomfestet skal tilpasses komponenter som enda ikke er bestemt. I den siste masteroppgaven, av Ole Jacob og Øystein, ble det undersøkt konsepter for mellomfeste der hodeinnfestningen kunne rotere relativt til bevegelsesplattformens end-effektor. Dette er en funksjon som ikke er nødvendig ved de konseptene for bevegelsesplattformene som skal jobbes videre med i masteroppgaven. Dermed er det ikke gitt at det kan bygges direkte videre på konseptene fra tidligere arbeider. Selv om mellomfestet ikke legger premissene for bevegelsesplattformen og hodeinnfestningen er den alltid med i vurderingen av disse, da en smart løsning av mellomfestet kan åpne muligheter og kompensere for begrensninger ved de andre komponentene.

Videre konseptutvikling av mellomfestet vil altså foregå parallelt med utviklingen av de andre komponentene, men endelig utforming og dimensjoner vil defineres til slutt.

9.4 Maskinlæring

Dersom det bygges opp en stor brukerbasis, vil all bruk av produktet etter hvert føre til enorme datamengder (big data). Slike enorme datamengder er ofte uoversiktlige og vanskelig å analysere på tradisjonelt vis. Dermed ses det på som en mulighet å benytte *maskinlæring* til å analysere og finne sammenhenger som ellers hadde vært særdeles vanskelig å oppdage. Eksempelvis kunne algoritmene gi indikasjoner om hvilke øvelser som gir mest framgang ved

ulike typer skader, og dette basert på tusenvis av case fra hele verden. En slik mulighet ville gitt et fremtidsrettet produkt med en klar fordel i forhold til dagens løsning.

En pasient med nakkeskader har ofte et annet bevegelsesmønster av nakken enn hva en frisk person ville hatt. I dag bruker fysioterapeutene øyemål i et forsøk for å identifisere disse forskjellene. Ved å implementere maskinlæringsalgoritmer i programvaren kunne den potensielt gjenkjent ulike bevegelsesstrategier og dermed assistert fysioterapeutene i diagnostisering av pasienter. Denne muligheten vil utforskes nærmere på i masteroppgaven, hvis arbeidet kommer såpass langt at det blir aktuelt.

9.5 Visjoner

Visjonen for det videre arbeidet er å skape et produkt som kan realiseres og blir en ubestridt suksess i rehabiliteringen av nakkeskadde pasienter. Målet er å kunne hjelpe så mange som mulig til å oppnå forbedret livskvalitet. Et viktig ledd i dette målet er at det skapes et attraktivt produkt som fysioterapeuter over hele landet er kapable til og villige til å ta i bruk. Et mer ambisiøst mål er at produktet også skal komme inn i det globale markedet. Likevel anses ikke dette helt umulig siden MCU er den eneste reelle konkurrenten i dagens marked.

9.6 Oppsummering

Det første delmålet i det videre arbeidet er å komme frem til en “proof of concept” prototype av den kabelstyrte parallelle roboten for å være sikker på at konseptet er gjennomførbart. Samtidig vil det jobbes med en god hodeinnfestning og et mellomfeste, for så mot ferdigstilling av rehabiliteringsapparatet. Om det blir aktuelt vil muligheten for å implementere maskinlæring utforskes.

10 REFERANSER

- [1] Firda Fysikalsk-Medisinsk Senter (2013). *Brukerundersøkelse*, Hentet 15. September 2016, fra <http://www.firdafysmed.no/brugerundersokelse.pdf>
- [2] Slåttsveen, K. B., & Tolo, S. F. (2015). *First development of new machine for rehabilitation of whiplash patients* (Masteroppgave, NTNU)
- [3] Berg, O. J., & Sunde, Ø. K. (2016). *Utvikling av apparat for behandling av nakkeskadde* (Masteroppgave, NTNU)
- [4] Dahl, Hans A. (2007) *Menneskets funksjonelle anatomi*. Oslo: Cappelen Damm
- [5] Panjabi, M. M., Cholewicki, J., Nibu, K., Grauer, J. N., Babat, L. B., & Dvorak, J. (1998). Mechanism of whiplash injury. *Clinical Biomechanics*, 13(4), 239-249. doi: [10.1016/S0268-0033\(98\)00033-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00033-3)
- [6] Næss, T. (2013) *Misvisende og mangelfull statistikk om nakkeskader*. Hentet 15. september 2016, fra http://www.lfn.no/Pdf/Dokument/2013_MISVISENDE_OG_MANGELFULL_STATISTIKK_OM_NAKKESKADER%20%20justert.pdf
- [7] ISO 8373:2012, *Robots and robotic devices – vocabulary*
- [8] Tsai, L.-W. (1999). *Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators* (s. 6-19), John Wiley & Sons, inc.
- [9] Mecademic (udatert) *What is a parallel robot?*. Hentet 6. september 2016, fra <http://www.mecademic.com/What-is-a-parallel-robot.html> ,
- [10] Wen, J.T., & O'Brian, J.F. (2003). Singularities in three-legged platform-type parallel mechanisms. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(4), 720-726. doi: [10.1109/TRA.2003.814518](https://doi.org/10.1109/TRA.2003.814518)
- [11] Université Laval (udatert) *Power reduction*. Hentet 10. oktober 2016, fra <http://robot.gmc.ulaval.ca/en/research/research-thrusts/human-robot-cooperation/power-reduction/>
- [12] Xie, S. (2016) *Advanced Robotics for Medical Rehabilitation*. Sveits: Springer International Publishing
S3-6 + s129 + s 145-149 ,
- [13] Gonçalves, R. S., & Carvalho, J. C. M. (2012). Chapter 9: Robot modelling for physical rehabilitation. M. Ceccarelli (Red.), *Service Robots and Robotics* (s. 155)
- [14] Authors: Nokata, M., & Tejima, N. (2004). Chapter 10: A Safety Strategy for Rehabilitation Robots. Z. Z. Bien (Red.), & D. Stefanov (Red.), *Advances in Rehabilitation Robotics*. Berlin: Springer-Verlag

- [15] Bilde av nakken. Hentet fra <http://www.cervicaldisc.com/portals/0/Images/cervical-anatomy/healthy-cervical-spine.png>
- [16] Bilde av nakkeslengmekanisme. Hentet fra <https://www.nelsonmacneil.com/sites/default/files/files/CarA.jpg>
- [17] Bilde fra FFMS. Hentet fra http://www.firdafysmed.no/images/mcu_test.jpg
- [18] Dasgupta, B., & Mruthunjaya, T.S. (2000). The Stewart platform manipulator: a review. *Mechanism and Machine Theory*, 35(1), 15-40.
- [19] Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M., Popescu, V., & Deutsch, J. E. (2001). A Stewart Platform-Based System for Ankle Telerehabilitation. *Autonomous Robots*, 10(2), 203-212. doi: 10.1023/A:1008938121020
- [20] Wapler, M., Urban, V., Weisener, T., Stallkamp, J., Dürr, M., & Hiller, A. (2003). A Stewart platform for precision surgery. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 25(4), 329-334. doi: 10.1080/0020717031000161251
- [21] Karlsson, C., & Ahlström, P. (1996). The difficult path to lean product development. *Journal of Product Innovation Management*, 13(4). doi: 10.1016/S0737-6782(96)00033-1
- [22] Haque, B., & James-Moore, M. (2010). Applying lean thinking to new product introduction. *Journal of Engineering Design*, 15(1), 1-31. doi:10.1080/0954482031000150125
- [23] Welo, T. (2011). On the application of lean principles in Product Development: A commentary on models and practices. *International Journal of Product Development*, 13(4), 316-343. doi: 10.1504/IJPD.2011.042027
- [24] Sobek II, D. K., Ward, A. C., & Liker, J. K. (1999). Toyota's Principles of Set-Based Concurrent Engineering. *Sloan Management Review*; 40(2), 67-83.
- [25] Kennedy, B. M., Sobek II, D. K., & Kennedy, M. (2014). Reducing Rework by Applying Set-Based Practises Early in the Systems Engineering Process. *Systems Engineering*; 17(3), 278-296. doi: 10.1002/sys.21269
- [26] Ward, A., Liker, J. K., Cristiano, J. J., & Sobek II, D. K. (1995). The Second Toyota Paradox: How Delaying Decisions Can Make Better Cars Faster. *Sloan Management Review*; 36(3), 43-62.
- [27] Bonev, Ilian (2001) *Delta Parallel Robot – the story of success*. Hentet 6. september 2016, fra <http://www.parallemic.org/Reviews/Review002.html>
- [28] Zlatanov, D., Bonev, I., & Gosselin, C. (2002). Constraint Singularities as Configuration C-Space Singularities. J. Lenarcic (Red.), & F. Thomas (Red.), *Advances in Robot Kinematics: Theory and Applications* (s. 183-192). Nederland: Springer

[29] Coste-Manière, È., Olender, D., Kilby, W., & Schulz, R.A. (2005). Robotic whole body stereotactic radiosurgery: clinical advantages of the Cyberknife[®] integrated system. *The international Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1(2), 28-39. doi: 10.1002/rcs.39

[30] Kuka Healthcare (udatert) *Lightweight Robotics*. Hentet 13. september 2016, fra http://www.kuka-healthcare.com/en/lightweight_robotics/,

[31] Bilde av UR5. Hentet fra http://universalrobots.x-stk.com/images/ur5_left.png

[32] Bilde av kabelrobotprinsipp. Hentet fra http://www.eunited.net/robotics/upload/images_news/images_press_room/2011_05_01_Soruce_Fraunhofer_IPA_cable_robot_model.jpg

[33] Surdilovic, D., Zhang, J., & Bernhardt, R. (2007). STRING-MAN: Wire-robot technology for safe, flexible and human-friendly gait rehabilitation. B. Driessen (Red.), J. L. Herder (Red.), & G. J. Gelderblom (Red.), *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. Nederland

[34] Ceccarelli, M., & Romdhane, L. (2010). Design issues for human-machine platform interface in cable-based parallel manipulators for physiotherapy applications. *Journal of Zhejiang University SCIENCE A*, 11(4), 231-239. doi:10.1631/jzus.A1000027

[35] Tavolieri, C. (2008) *Design of a cable-based parallel manipulator for rehabilitation applications* (Doktoravhandling, University of Cassino). Italia: University of Cassino