

Utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamiske kne-ankel-fot ortoser

Anne Proll Lien

Ole Mathias Samuelsen

Master i produktutvikling og produksjon

Innlevert: juni 2018

Hovedveileder: Knut Einar Aasland, MTP

Medveileder: Kristoffer Slåttsveen, MTP

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Institutt for maskinteknikk og produksjon

Abstract

In this master thesis, at the Department of Mechanical and Industrial Engineering (NTNU), an evaluation and development of fluid-driven artificial muscles for dynamic knee ankle foot orthoses (KAFO) has been conducted. A KAFO is mainly a tool for users with impaired muscle strength or partial paralysis in the leg due to varying diagnoses. The project's background was based on a need from a local orthopedic workshop, *Trøndelag Ortopediske Verksted*, to find ways to actuate the knee joint in a new dynamic KAFO. Up until now, there has been few technological developments in regard to dynamic KAFOs, where today's preferred solution can be improved on both size, weight and price.

To find new ways to actuate the knee joint of a KAFO, a prototype-driven development process was carried out based on wayfaring and set-based concurrent engineering. Three actuation principles inspired by biological muscles were tested, known as fluid-driven artificial muscles, and evaluated against each other. The artificial muscles that were found to be relevant for this study were origami-, pouch- and McKibben muscles. These muscles are cheap, lightweight, have small volumes and can easily be produced, which meets the needed improvements. In addition, they showed characteristics that suited the application.

The McKibben muscle was further chosen as the actuation principle. This was due to its fitting properties, which indicated that it could be used in a dynamic KAFO. Based on this, a concept with the use of McKibben muscles was presented. The advantage of this concept is that it is module-based and can therefore be adapted. Meaning, the number of muscles can be assessed according to different assisting needs. An early functional prototype was developed to further demonstrate the concept.

In order to develop a finished product recommendations for future assessment and areas for further improvements have been identified. Firstly, the actuator and structure must be further developed. Secondly a robust and well-functioning control-system must be developed.

Sammendrag

I denne masteroppgaven, ved institutt for maskinteknikk og produksjon (NTNU), har det blitt gjennomført en vurdering og utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamiske kne-ankel-fot ortoser (KAFO). En KAFO er hovedsakelig et hjelpemiddel for brukere med nedsatt muskelstyrke eller delvis lammelse i beinet grunnet varierende diagnoser. Bakgrunnen for prosjektet var et ønske fra Trøndelag Ortopediske Verksted om å finne måter å aktuere kneleddet på i en ny dynamisk KAFO. Frem til nå har det vært lite teknologisk utvikling av dynamiske KAFOer, hvor dagens foretrukne løsning kan forbedres på både størrelse, vekt og pris.

For å finne nye måter å aktuere kneleddet i en KAFO ble det gjennomført en prototypedreven utviklingsprosess basert på wayfaring og setbasert utvikling. Tre aktueringsprinsipper inspirert av biologiske muskler og kjent som fluid-drevne kunstige muskler, ble testet og vurdert opp mot hverandre. De kunstige musklene var origami-, lomme- og McKibbenmuskler. Musklene viste gode egenskaper, samtidig som de var billige og enkelt kunne produseres.

McKibbenmuskelen ble videre valgt som aktueringsprinsipp da den viste egenskaper som tilsier at man kan bruke den i en dynamisk KAFO. På bakgrunn av dette ble det foreslått et konsept ved bruk av mckibbenmusklene. Fordelen med konseptet er at den er modulbasert og kan derfor tilpasses slik at antall muskler kan vurderes etter ulike assisteringsbehov. En tidlig funksjonell prototype som demonstrerer konseptet ble også utviklet.

For å ta konseptet videre til et mer utviklet produkt har det blitt identifisert områder som må utforskes, og inkludert anbefalinger for videre arbeid. Aktuatorene og strukturen må utvikles videre, samtidig som et robust og velfungerende styresystem må inkluderes i konseptet.

Innhold

1	Introduksjon	1
1.1	Problemstilling	2
1.2	Leserveiledning	3
2	Bakgrunn	5
2.1	KAFO	5
2.2	Prosjektoppgaven	6
2.2.1	Empathize	6
2.2.2	Define	7
2.2.3	Ideate	7
2.3	Avgrensing	9
2.3.1	Omfang	9
3	Teori	13
3.1	Aktuatorer	13
3.1.1	Muskler	15
3.1.2	Kunstige muskler	18

3.2	Trykk fra fluider	29
3.3	Ganganalyse	31
3.3.1	Knemoment og -krefter	32
3.4	Prototyper	33
4	Metode	37
4.1	Fortsettelse av prosjektoppgaven	38
4.2	Wayfaring	40
4.3	Sett-basert utvikling	44
4.4	Vår prosess	47
4.5	Prototypeteknikker	48
4.5.1	Klassifisering av våre prototyper	48
5	Utvikling	51
5.1	Serie A: Origami-muskler	53
5.1.1	Probe A1 - Prinsipp	54
5.1.2	Probe A2 - Utforskning av størrelser	56
5.1.3	Probe A3 - Materialer	58
5.1.4	Probe A4 - Ytelse	60
5.2	Serie B: Lomme-muskler	67
5.2.1	Probe B1 - Prinsipp	68
5.2.2	Probe B2 - Geometrier	70
5.3	Serie C: McKibben-muskler	73

5.3.1	Probe C1 - Prinsipp	74
5.3.2	Probe C2 - Ytelse	76
5.3.3	Probe C3 - Væsketrykk	79
5.3.4	Probe C4 - Bevegelser	80
5.3.5	Probe C5 - Materiale, plattform	82
5.4	Diskusjon aktuatorer	84
5.5	Serie D: Sammenstilling	92
5.5.1	Probe D1 - Dimensjoner	92
5.5.2	Probe D2 - Kunstig kneskål	94
5.5.3	Probe D3 - Opplevelse	96
5.5.4	Probe D4 - Fleksjonsbevegelse	98
5.6	Diskusjon sammenstilling	100
6	Resultat	103
6.1	Endring i kravspesifikasjon og dimensjoner	103
6.2	Konsept	104
6.3	Vurdering av løsning	107
6.3.1	Størrelse	108
6.3.2	Vekt	108
6.3.3	Pris	109
7	Videre arbeid	111

8 Teknologianalyse	115
8.1 Teknologier	115
8.1.1 AeroMorph	115
8.1.2 Tekstilaktuator	116
8.1.3 Hydraulisk McKibben-muskel for høyt trykk	117
8.2 Produkter	118
8.2.1 ROAM Robotics - eksoskjelett basert på tekstil	118
8.2.2 Pneumatisk muskel fra Festo	120
9 Vurdering av prosjektet	121
9.1 Planlegging	121
9.2 Utvikling	122
9.3 Til slutt	123
Bibliografi	124
A Akronymer	129
B Prosjektoppgave	131

Figurer

1.1	Den dynamiske KAFOen C-brace.	2
2.1	Stadiene i Design Thinking.	6
3.1	Muskler på hofte og lår.	17
3.2	Prinsipptegning av en MKM under konstant last.	19
3.3	Flettet nett på McKibbenmuskel.	20
3.4	Sammenhengen mellom vev-vinkel og makskraft (McKibben muskel)	21
3.5	Sammenhengen mellom prosentvis sammentrekning og kraft (McKibben muskel)	22
3.6	Prinsipptegning for hvordan FOAM fungerer.	24
3.7	En mekanisk modell av den genererte kraften i en FOAM.	24
3.8	Forholdet mellom kraft og sammentrekning for FOAM.	26
3.9	Virkemåten for en lineær Peano-aktuator.	27
3.10	Modell av posemotor.	27
3.11	Forholdet mellom kraft og sammentrekning for en lineær Peano-aktuator.	28
3.12	Roam robotikk sin tidlige prototype.	29
3.13	Gangsyklus med markering av aktiverte muskler.	31

3.14 Graf av momentene i ulike ledd under vanlig gange.	33
3.15 Illustrasjon som viser vinkel og momentarm ved kneet for vastus lateralis.	33
3.16 Prototype-dimensjoner.	35
4.1 Faser i utviklingsprosjekter	38
4.2 Design-prototype-test loop.	39
4.3 Wayfaring-modellen.	42
4.4 Modell av probing	43
4.5 Visuell presentasjon av SBCE prosessen på tvers av forskjellige team.	45
4.6 Visuell presentasjon av SBCE prosessen innad i et team team.	45
4.7 Illustrasjon av vår prosess.	47
4.8 Våre prototyper klassifisert gjennom en graf.	48
5.1 Tre typer prober.	52
5.2 Prototyper fra probe A1.	55
5.3 Prototyper fra probe A2.	57
5.4 Prototyper fra probe A3.	59
5.5 Prototyper fra probe A4.	61
5.6 Graf som viser sammentrekning og kraft ved 40 kPa på origamimuskel.	62
5.7 Graf som viser sammentrekning og kraft ved 60 kPa på origamimuskel.	63
5.8 Graf som viser sammentrekning og kraft ved 80 kPa på origamimuskel.	64
5.9 Ødelagte prototyper fra probe A4	65
5.10 Prototyper fra probe B1.	69

5.11 Prototyper fra probe B2.	71
5.12 Prototyper fra probe C1.	75
5.13 Prototyper fra probe C2.	77
5.14 Graf som viser sammenheng mellom trykk og kraft av en prototype i probe C2. . .	78
5.15 Prototyper fra probe C3.	79
5.16 Prototyper fra probe C4.	81
5.17 Prototyper fra probe C5.	83
5.18 Prototyper fra probe D1.	93
5.19 Prototyper fra probe D2.	95
5.20 Prototyper fra probe D3.	97
5.21 Prototyper fra probe D4.	99
6.1 Funksjonell prototype av konseptet.	105
6.2 Konseptegning med tre McKibbenmuskler.	107
6.3 Konseptegning med åtte McKibbenmuskler.	107
7.1 Faser i utviklingsprosjekter	113
8.1 Ny teknologi - AeroMorph.	116
8.2 Skjematisk beskrivelse av aktiveringsprosessen til en tekstilaktuator.	117
8.3 Forslag til hvordan bygge en hydraulisk McKibben-muskel.	118
8.4 Roam Robotics sin fluid-drevne aktuator.	119
8.5 Roam Robotic sitt eksoskjelett for skikjøring.	119

8.6	Prinsipp tegninger som viser hvordan Roam Robotic sin teknologi kan brukes. . . .	119
8.7	Festo sin produktserie med pnematiske muskler.	120

Tabeller

2.1	Kravspesifikasjon for en ny dynamisk KAFO	8
3.1	Egenskaper til lineære biologiske muskler	15
3.2	Parametre til biologiske muskler	17
5.1	Maks sammentrekning mot lengde på 3 prototyper i probe C2.	78
5.2	Resultater av testing av forskjellige nett.	83
5.3	Egenskapene til ulike muskler.	84
5.4	Fordeler og ulemper med våre kunstige muskler.	91

Kapittel 1

Introduksjon

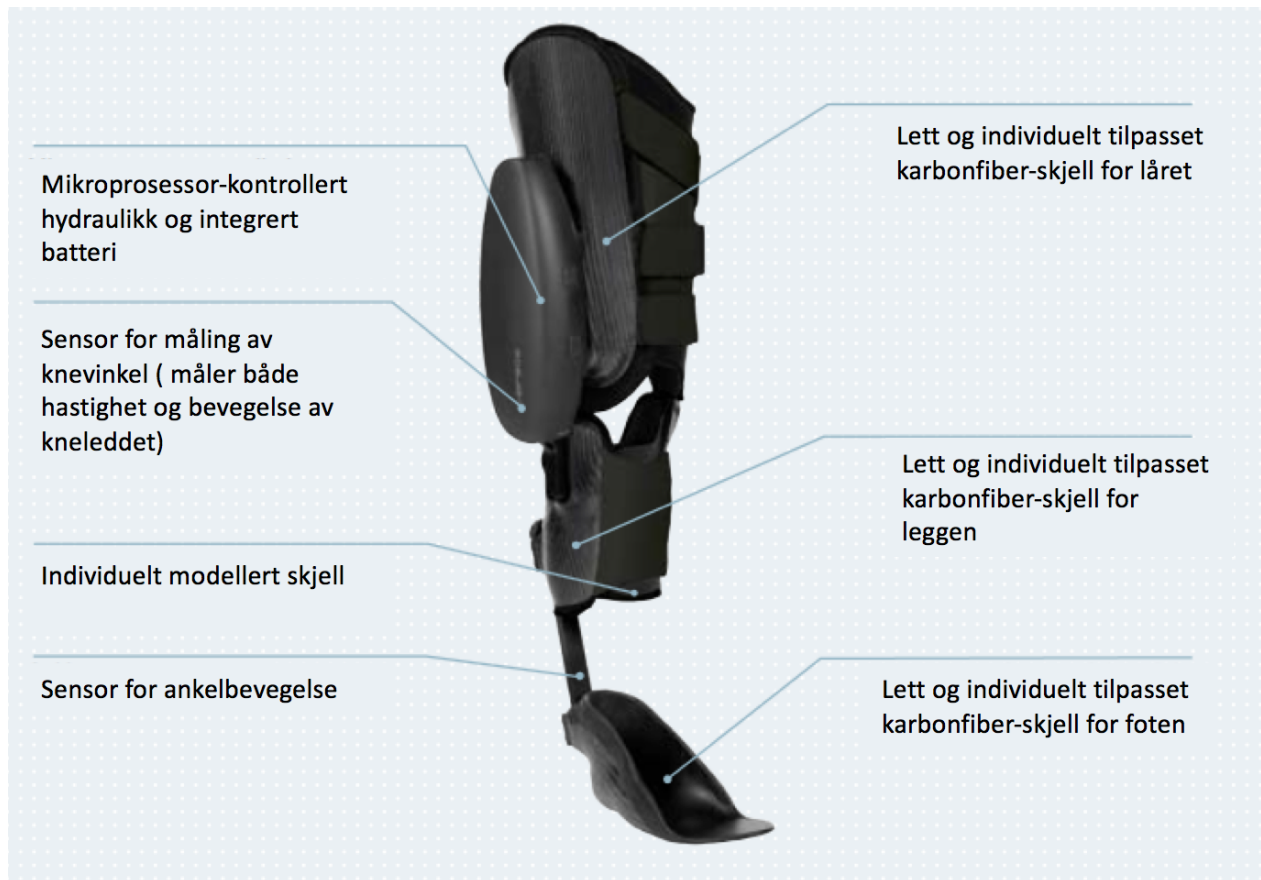
Masteroppgaven presenterer en vurdering og utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamiske kne-ankel-fot ortoser (KAFO). Dette arbeidet er en videreføring av prosjektoppgaven gjort i sammenheng med emnet *TMM4560: Produktutvikling og materialer, fordypningsprosjekt*. For å få en komplett forståelse av arbeidet er det anbefalt å lese rapporten fra prosjektoppgaven, funnet i appendix B.

Prosjektet ble startet høsten 2017 og er et samarbeid mellom Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV) og institutt for maskinteknikk og produksjon ved NTNU. Bakgrunnen for prosjektet var TOV sitt ønske om å videreutvikle sine KAFOer. En KAFO er et hjelpemiddel som gjenoppretter eller bedrer tapt funksjon i kne- og ankelleddet, og er en lang ortose som strekker seg fra låret og ned til fotsålen. Det ble dermed opprettet et prosjekt der produktutviklere fra NTNU skulle se på mulighetene for å bruke en ekstern kraftkilde til å levere moment til kneleddet for å gi KAFO-brukere et naturlig gangmønster. En KAFO som tilfører ekstern kraft for å komplementere eller assistere en brukers gangmønster kalles en *dynamisk KAFO*.

C-brace, vist i figur 1.1, er hittil den mest utviklede dynamiske KAFOen på markedet. KAFOen har likevel blitt kritisert for å være dyr, stor og klumpete¹. Det var dermed et ønske fra TOV om å utvikle en ortose som forbedrer områdene C-brace har mangler på, som størrelse, form og pris.

For å gi moment til kneleddet har vi sett på og prototypet *myke fluid-drevne aktuatorer* som er kjent under begrepet *kunstige muskler*. Vi har utforsket og vurdert tre forskjellige typer kunstige muskler for bruk i en ny dynamisk KAFO; *origami-*, *lomme-* og *mckibben-muskler*. Dette har ledet til et konsept, og en tidlig funksjonell prototype.

¹kapittel 2, appendix B



Figur 1.1: Ottobocks dynamiske KAFO C-Brace ².

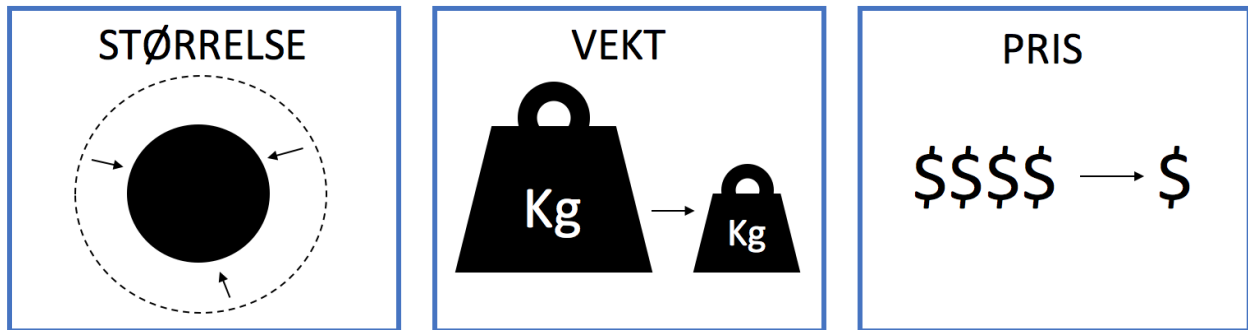
1.1 Problemstilling

I likhet med masteroppgavens tema, er problemstillingen også en videreføring fra prosjektoppgaven. Masteroppgavens problemstilling lyder som følgende:

Hvordan generere moment til kneleddet i en kne-ankel-fot ortose uten at ortosen får høy vekt eller tar stor plass, samtidig som den er billigere enn dagens løsning?

Optimalisering av størrelse, vekt og pris har dermed vært hovedfokus under utviklingen av en ny dynamisk KAFO.

²Hentet fra avsnitt 5.1.3, appendix B



1.2 Leserveiledning

Basert på problemstillingen er masteroppgaven kategorisert som en utviklingsrapport³, hvor hensikten er å gi innsikt i studiens prosess for utvikling av et konsept for en ny dynamisk KAFO.

I bakgrunnskapittelet (kapittel 2) vil en innføring i KAFOer og en oppsummering av prosjekt-oppgaven bli presentert. En avgrensning av masteroppgaven og hvilke dimensjoner ved en dynamisk KAFO vi har valgt å fokusere på vil også bli beskrevet her.

I teoridelen (kapittel 3) vil informasjon om biologiske og kunstige muskler, trykk fra fluider, ganganalyse og prototyper være beskrevet for å få bedre forståelse av utviklingsprosessen og valgene vi har tatt.

Produktutviklingsmetodikk og teknikker er forklart i metodekapittelet (kapittel 4), og er nødvendig for å forstå arbeidet presentert i utviklingskapittelet (kapittel 5). Videre vil resultatet av utviklingen bli presentert som et konsept beskrevet i kapittel 6.

En oppfordring til videre arbeid vil bli oppsummert i kapittel 7. Kapittel 8 Teknologianalyse er tatt med for å få et innblikk til det som kan være fremtidens teknologier på feltet.

Rapporten avsluttes med en vurdering av prosjektet i kapittel 9.

³En utviklingsrapport er en rapport uten en fast struktur. Strukturen blir formet gjennom utviklingen, men vil ha noen likheter med forskningsrapporter.

Kapittel 2

Bakgrunn

Dette kapittelet vil gi nødvendig bakgrunnsinformasjon om kne-ankel-fot ortosen og en oppsummering av prosjektoppgaven. En avgrensning av utviklingsrapporten og hvilke dimensjoner ved en dynamisk KAFO vi har valgt og fokusere på vil også bli beskrevet her.

2.1 KAFO

I flere århundrer har pasienter som lider av funksjonsnedsettelse i musklene som bidrar til kne-ekstensjon og -fleksjon, fått tildelt passive KAFOer for å forhindre at benet kollapser [1]. Passive KAFOer karakteriseres ved at de avstiver kneleddet under gange, og kan åpnes manuelt hvis man for eksempel vil sitte naturlig på en stol¹. I 1978 kom den første stance-control KAFOen (SCKAFO) som et alternativ til den passive KAFOen [1]. En SCKAFO låser kneleddet når kneet skal belastes, men gir fri rotasjon under svingefasen¹. Dette gir et mer naturlig gangmønster, reduserer hofterulling og energibruk. Et studie gjennomført med tretten brukere sammenligner bruken av passive og stance-control KAFOer mot den dynamiske KAFOen C-brace [1]. Resultatet fra studiet viste at en dynamiske KAFO muliggjør en lettere, mer ergonomisk og sikrere gjennomføring av mange daglige aktiviteter [1].

Hensikten med Dynamiske KAFOer er å gjenskape en normal funksjonalitet under *hele* gangsyklusen. Dette gjør de ved å kontrollere både stand-og sving-fase med å gi ekstra moment til leddene under ekstensjon og fleksjon. Dette gir også mulighet til å belaste benet i bøyd tilstand. Moment genereres av aktuatorer (f.eks. motorer) som er bygget inn i ortosen. Energien som leve-

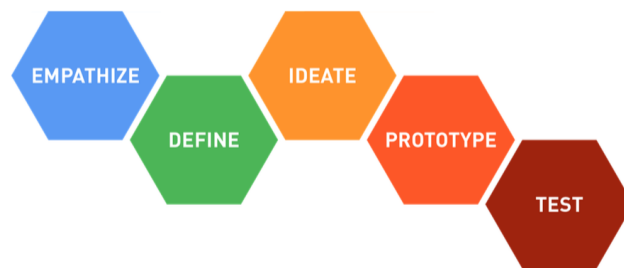
¹ Hentet fra avsnitt 5.1, appendix B

res til aktuatorene må komme fra en energikilde som også må bæres på kroppen, eksempelvis batteri. For å gjenskape en normal gangsyklus må en dynamisk KAFO levere riktig moment til leddene til rett tid.

2.2 Prosjektoppgaven

Høsten 2017 startet prosessen med å utvikle en dynamisk KAFO i form av en prosjektoppgave. Prosjektoppgaven tok for seg en grundig teknologi- og brukeranalyse som resulterte i en kravspesifikasjon og tidlig idegenerering. Design thinking (DT) ble her valgt som metode for å utføre prosjektet da den er effektiv til å åpne opp løsningsrommet.

Design thinking er en menneskesentrert prosess som brukes til å avdekke brukerbehov, og blir vanligvis brukt innen produktutvikling, service- og businessdesign². En stor del av denne prosessen handler om å skape empati for de man designer for. Dette gjøres ofte ved hjelp av en rekke aktiviteter som prøver å skape en opplevelse av hvordan løsningen din vil være for brukeren. DT-prosessen blir delt inn i fem stadier; Empathize, Define, Ideate, Prototype og Test². Vi vil raskt oppsummere hvordan vi gikk gjennom de tre første stadiene i prosjektoppgaven. I metodekapittelet (kapittel 4) vil vi fortelle hvordan vi har taklet de siste stadiene gjennom masteroppgaven.



Figur 2.1: De distinkte stadiene i Design Thinking².

2.2.1 Empathize

For å forstå brukergruppen ble det gjort en grundig analyse av kneets anatomi, mekanismer ved gange og vanlige diagnoser blant KAFO-brukere. Artikler om ortoser og relevant teknologi ble også analysert. Brukerintervjuer og observasjon ble brukt for å avdekke behovene en ny KAFO

² Hentet fra avsnitt 3.1, appendix B

må dekke, samt å forstå brukernes tanker og motivasjon, for å utvikle et best mulig produkt (se avsnitt 3.2, appendix B)

2.2.2 Define

Det neste stadiet av utviklingsprosessen brukte all innsikt fra empatidelen til å definere brukergruppen og deres behov. Deretter ble det laget en kravspesifikasjon til den nye dynamiske KAFO-en. Det var også her problemstillingen ble formulert gjennom en teknikk kalt *Point-Of-View madlib* (se avsnitt 3.3.1, appendix B).

Brukergruppen

Brukergruppen er i dette prosjektet TOVs KAFO-brukere, og omfatter brukere med alle mulige former for funksjonsnedsettelse som kan forbedres med å bruke en spesialtilpasset KAFO. For oversiktens skyld ble brukeren definert til å involvere mennesker som har ett fungerende ben og ett ben med nedsatt muskelstyrke eller andre skader som krever ekstra støtte. Slike asymmetriske funksjonsnedsettelse oppstår ved blant annet diagnoser som polio, ryggmargbrokk og skader fra ytre forhold.

To krav til brukere som skal benytte en dynamisk KAFO ble definert:

- Evne til å stå oppreist, med oppreist overkropp.
- Styrke i hoftemuskelser må være nok til å svinge benet. Eventuelt må man kompensere for denne bevegelsen gjennom andre bevegelser.

For mer utfyllende informasjon om brukergruppen se avsnitt 6.2, appendix B.

Kravspesifikasjon

Fra bruker- og teknologianalysen ble kravene en dynamisk KAFO skal dekke definert i tabell 2.1. Se avsnitt 6.5 i appendix B for beskrivelse av spesifikasjoner.

2.2.3 Ideate

Videre i produktutviklingsprosessen ble flere idegenereringer gjennomført og et mangfold av ideer ble produsert. Disse ideene ble strukturert i en morfologisk tabell. Det ble videre definert åtte dimensjoner(kategorier) i vårt løsningsrom, som tilsammen beskrev hva som må inngå i en dynamisk KAFO. Kategoriene var: *aktuatorer, kontrollsystem, energikilde, festemekanisme, ledd, demping, låsemekanisme, og struktur/materiale*. Tabellen ble brukt til å sette sammen noen få

tidlige konsepter.

Tabell 2.1: Kravspesifikasjon for en ny dynamisk KAFO ³.

KNE-ANKEL-FOT ORTOSE		
Spesifikasjoner	Krav	Ønske
Funksjonalitet		
Vanlig gange	Nøytralt gangmønster	
Gå i trapp	Gå opp og ned trapper	
Gå i bakke	Gå opp og ned bakker	
Vekt (KAFO)	< 2 kg	<1,2 kg
Størrelse	<C-brace	Passe under klær
Tilpasning	Fysisk tilpasning (Ulike kroppsformer)	Tilpasse diagnoser
Innfestning	Enkel å ta av og på	
Demping	Kunne sette seg ned med en kontrollert bevegelse	
Bruk	-Energibesparende for bruker -Må ikke vanskeliggjøre daglige gjøremål (f.eks: toalettbesøk) -Behagelig når i ståposisjon/sitteposisjon	
Slitasje		Unngå unødvendig slitasje på klær og sko
Aktiviteter		Tilpasses ulike aktiviteter
Sikkerhet		
Materiale	-Tåle rask endring i temperatur -Høy styrke, men fleksibel	
Vekt (bruker)	<125 kg	
Brukstid	Bruke KAFO en hel dag før oppladning	20 timer levetid
Skade	Unngå klemskader og slitasje	
Stabilitet	Brukeren må føle seg trygg på at han/hun ikke faller.	
Pris		
Pris, ferdig produkt	<C-brace (ca. 600 000 kr)	
Estetikk		
Estetikk		Nøytralt design Fargevalg

³Hentet fra avsnitt 6.5, appendix B

2.3 Avgrensing

Masteroppgaven har vært preget av de tre siste fasene i DT; *Ideate*, *Prototype* og *Test*. Utvalgte konsepter og ideer fra prosjektoppgaven ble tatt med videre, og skapte grunnlaget for hva vi så på videre i masteroppgaven (kapittel 7, appendix B). I masteroppgaven valgte vi å avgrense løsningsrommet, da vi innså at vi ikke hadde tid og ressurser til å se på og utvikle alle løsninger som må inngå i en dynamisk KAFO i løpet av et vårsemester.

2.3.1 Omfang

Vi valgte å fokusere på de dimensjonene til produktet vi mener har størst innvirkning på spesifikasjoner som pris, størrelse, vekt og tilpasning til brukere og deres diagnoser. På grunn av produktets kompleksitet har det også vært naturlig å slå sammen dimensjoner, og dermed utforske flere områder samtidig. Dimensjonene definert for masteroppgaven er listet opp under, med de sammenslåtte dimensjonene fra prosjektoppgaven i parentes.

- Aktuator (aktuator, energikilde, demping, låsemekanisme)
- Kontrollsystem
- Struktur (struktur/materiale, festemekanisme, ledd)

Aktuator

Valg av aktuator har vært vårt hovedfokus. Mekaniske og elektroniske aktuatorer, som hydrauliske sylindere og elektriske motorer, er tunge og dyre, og må ofte lages ganske store for å generere høyt moment/høy kraft. De lages gjerne av stål, men kan og ha mange metallkomponenter, og har derfor ofte høye produksjonskostnader knyttet til maskinering og produksjon av produktets mange bestanddeler. I tillegg er de harde og leverer brå bevegelser⁴.

Vi har sett på myke fluid-drevne aktuatorer, «kunstige muskler», som endrer form når de utsettes for internt trykk. Disse kan lages av billige og lette materialer (som silikon, nylon, PET, PP, plast, gummi og kompositt), inneholder få bestanddeler, og kan produseres på enkle måter (3D-printing, støping av silikon, termoforming og bretteing). En annen fordel med myke aktuatorer er at de ofte er elastiske, og man kan dermed få til en naturlig demping av bevegelser. Det er derfor i noen tilfeller mulig å lage en aktuator som også har dempende egenskaper. Mykheten er også en fordel hvis de skal brukes i områder med høy grad av menneskelig interaksjon, som i en ortose eller protese.

⁴Hentet fra avsnitt 7.1, appendix B

Energikilden til myke fluid-drevne aktuatorer er hydrauliske eller pneumatiske systemer som kan levere fluider under trykk (eller generere vakuum). Som med Ottobocks C-brace kan et hydraulisk trykk genereres med en elektrisk styrt pumpe, som bygger opp trykk i en hovedsylinder som blir distribuert ved hjelp av ventiler [1]. Andre mobile systemer kan bruke minikompressorer, sentrifugalpumper, portable trykkbeholdere, etc. Mobile energikilder er en stor utfordring med fluid-drevne muskler, og er derfor en problemstilling som må håndteres dersom dette prosjektet skal videreutvikles i fremtiden.

Låsemekanismen kan også inngå i aktuator-valget, da det handler om å låse KAFOen i en bestemt posisjon (vinkel) for å kunne belaste benet. Ottobocks C-brace bruker motorbrems til dette, som leverer et bestemt moment til kneleddet som balanserer mot momentet som forårsakes av en brukers skiftende massesenter [1]. For en fluid-dreven muskel kan det tenkes å bruke «muskelbrems» ved å holde formen til muskelen konstant. På den måten kan kneleddet holdes låst i en posisjon.

Kontrollsystem

Mekanismen som skal assistere kneleddet må kunne kontrolleres. Kontrollsystemet er definert som mulige måter å styre KAFOen på. Avhengig av aktuator-løsningen, er forskjellige kontrollsystemer interessante å se på. Det er et område som det kan gjøres mye spennende og innovativt arbeid på, da det ikke finnes noen standard på hvilket kontrollsystem som skal benyttes i dynamiske KAFOer.⁵

Aktuatorene vi har sett på kan styres elektronisk. Under utviklingen har vi derimot styrt aktuatorene manuelt. Dette var fordi det ikke var nødvendig å lage et automatisk kontrollsystem på det stadiet vi har vært i utviklingen. Ventiler, pumper og kompressorer kan kontrolleres elektronisk, og kan dermed bli styrt av mikrokontrollere. Et robust og velfungerende elektronisk styresystem er krevende å utvikle i tillegg til nye aktuatormetoder, så pga. tidsplanlegging ble det valgt at vi ikke skulle fokusere på å utvikle dette.

⁵Hentet fra avsnitt 7.1, appendix B

Struktur

Hovedfunksjonen til en KAFO er å stive av kneet slik at kraften personen påfører beinet blir fordelt og holdes oppe av ortosen. Dette gjør at stivhet og styrke er vesentlig for en KAFO. Struktur og materiale er to områder som bidrar til å gi ortosen stivhet og styrke. I dag er det vanlig å bruke karbonfiber som materiale da det både er sterkt og lett. Forskjellige strukturer kan brukes for å støtte opp der brukeren trenger det mest.⁶

Festemekanismer kan defineres som måter å feste en KAFO til et ben på. Festemekanismer må sørge for å fordele eventuelle laster utover et (mykt) menneskeben, uten at det er ubehagelig eller gir klemskader. I tillegg er det positivt hvis festemekanismen ikke gir slitasje på klær⁶.

Ledd er bevegelige forbindelser mellom to eller flere komponenter. Hvis konseptet som videreutvikles består av en stiv struktur/materiale, vil det være behov for et ledd for at benet skal kunne flekses. Det samme gjelder ankelleddet⁶.

TOV produserer i dag fullstendig brukertilpassede KAFOer, hovedsakelig av karbonfiber og med spesialbestilte ledd. Dette er noe de er eksperter på, så tanken var at vi kunne beholde det meste av strukturen på ortosene deres i vårt konsept. Det vi fokuserte på når det gjaldt strukturen var hvordan aktuatorene kunne plasseres på KAFOen. Dette inkluderte hvordan TOVs ortoseløsningen kunne modifiseres for å kunne bruke kunstige muskler til gangassistanse. Denne delen av utviklingen har vi i rapporten referert til som *sammenstilling*.

Masteroppgaven

I overgangen fra prosjekt- til masteroppgaven identifiserte vi hovedsakelig tre prinsipper innen fluid-drevne kunstige muskler som virket aktuelle. Prinsippene benyttet løsninger som var nye og uprøvde. Derfor ble det bestemt at vi ville innføre en prototype-basert tilnærming (se kapittel 4) for å få førstehånds erfaring med denne teknologien.

For å få en forståelse av hvilke utfordringer og kritiske faktorer som ville gjelde ved å implementere hvert prinsipp i en KAFO, bestemte vi oss for å jobbe med alle tre prinsippene samtidig. Etter vi hadde fått mer kunnskap om hvert prinsipp ble det enklere å ta et valg om videre utvikling.

⁶Hentet fra avsnitt 7.1, appendix B

Kapittel 3

Teori

Dette kapittelet vil omhandle bakgrunnskunnskap som kan være nyttig å ha for å utvikle en ny dynamisk KAFO. Teori om aktuatorer, muskler, kunstige muskler, samt hvordan musklene våre genererer knemoment-og krefter under gange vil bli presentert her. I tillegg vil teori om prototyper bli presentert for å gi en bedre forståelse av utviklingsprosessen vi har hatt.

3.1 Aktuatorer

Som nevnt tidligere vil denne masteroppgavens hovedfokus være på å prototype en myk, fluid-dreven aktuator som kan brukes i en ny dynamisk KAFO. En aktuator er en innretning som kan utføre en reversibel forandring i form eller volum, eller generere en kraft ved hjelp av en ekstern stimuli [2]. En aktuator brukes til å omgjøre et styresignal til en bevegelse, og kan drives på forskjellige måter. Konvensjonelle aktuatorer for industrielt bruk kan være elektriske, pneumatiske eller hydrauliske. En aktuator som utfører en rettlinjert bevegelse kalles en lineæraktuator, mens en rotasjonsaktuator utfører en rotasjonsbevegelse. Basert på formuleringen ovenfor kan mange biologiske muskler regnes som lineær-aktuatorer, og kan da kalles en *myk aktuator*. I senere tid har det vært store framskritt på å lage former for myke aktuatorer med egenskaper som ligner på biologiske muskler. De blir ofte betegnet som *kunstige muskler* [2].

For konvensjonelle aktuatorer, som har vært vanlig å bruke i roboter og annet verktøy, er forholdet mellom kraft/volum, kraft/masse, energi/volum og energi/masse for liten for små og kompakte maskiner som må levere høy kraft [3]. Hydrauliske og pneumatiske sylindere kan generere store krefter, men er samtidig også tunge og store [2]. Forbrenningsmotorer og elektriske motorer har høy kraft til masse, men krever komplekse transmisjonssystemer for å utføre dis-

kontinuerlige og ikke-repeterende oppgaver, som reduserer effektiviteten og øker kostnadene [4]. Direktdrevne elektromotorer (direct-drive motors) har ofte lav kraft og lavt dreiemoment til masse, sammenlignet med en biologisk muskel [4]. Disse manglene gjør menneskelig bevegelse vanskelig å reproducere i roboter og maskiner. Utviklingen av kunstige muskler er derfor hovedsakelig drevet av to grunner [2]:

- 1) Behovet for å assistere menneskelig bevegelighet ved skader eller funksjonshemning som f.eks. i form av robot-ortoser og proteser.
- 2) For applikasjoner hvor mykhet er viktig, som f.eks. for myke robotarmer som skal samarbeide med mennesker.

For å evaluere forskjellige aktiveringstyper har vi benyttet oss av fire parametre: kraftdensitet per volum (FDV), kraftdensitet per masse (FDM), energidensitet per volum (EDV) og energidensitet per masse (EDM) [3]. Parametrene kan være nyttige å bruke for å sammenligne ytelsen til faktiske, eksisterende aktuator teknologier. I beregningen tar man ikke med volumet og massen på energikilden (f.eks. hydrauliske/pneumatiske pumper). Parametrene beskrives med følgende formler:

$$FDM = \frac{f}{m} \quad (3.1)$$

$$FDV = \frac{f}{v} \quad (3.2)$$

$$EDM = \frac{1}{m} \int f dx \quad (3.3)$$

$$EDV = \frac{1}{v} \int f dx \quad (3.4)$$

f , x , m og v representerer henholdsvis kraft, slaglengde, masse og volum. EDV og EDM er avhengige av slaglengde, som her betyr lengden et stempel beveger seg i en sylinder fra topp til bunn. Den kan også bety lengden en (kunstig) muskel lineært trekker seg sammen fra initiell lengde til full sammentrekningslengde. Disse parametrene er spesielt nyttige da man ser på den totale bevegelses-energien som blir generert av aktuatoren når den beveger seg en slaglengde. Dette kan vi bruke til å sammenligne konvensjonelle aktuatorer som yter konstant kraft per forskyvning mot myke aktuatorer, der forholdet mellom kraft og forskyvning ofte ikke er lineært.

3.1.1 Muskler

Her vil vi presentere hvordan våre biologiske muskler er festet til kroppen for å yte kraft og gi bevegelse til skjelettet vårt. Dette er for å få en mer «mekanisk» forståelse av skjelett-muskel systemet. I prosjektoppgaven (avsnitt 4.2, appendix B) beskriver vi nærmere hvordan musklene i låret ser ut og fungerer.

I introduksjonen til avsnitt 3.1 fortalte vi at en noen muskler kan kalles myke lineær-aktuatorer. Slike muskler brukes til å bevege lemmer våre, og kalles skjelettmuskler [5, s.331]. Bevegelsene er bestemt av hvor og hvordan de er plassert på skjelettet vårt, og hvordan leddene kan rotere.

Hvor høy kraft en skjelettmuskel kan generere er avhengig av mange variabler. Tverrsnittsarealet (PCA) blir ofte brukt som et mål på hvor mye kraft en muskel kan generere basert på å måle antall *sarkomerer* som kan trekke seg sammen parallelt [5, s.337]. En sarkomer er den minste sammentrekkbare enheten i muskelen, og er bestandelen til muskelfibrene som utgjør en hel muskel [5, s.337]. En muskel kan trekke seg sammen mellom 20-40% av sin opprinnelig lengde (se tabell 3.1). Sammentrekningskraften resulterer i en ekstern kraft på skjelettet som er bestemt av vekstangprinsippet. Det er avstanden mellom muskelens angrepspunkt og et ledds rotasjonspunkt som avgjør det mulige rotasjonsmomentet og den mulige rotasjonshastigheten til bevegelsen [5, s.46].

Lineær sammentrekning er den vanligste bevegelsen i biologiske skjelettmuskler hos dyr og mennesker, og tillater komplekse og smidige bevegelser som for eksempel å hoppe og løfte [2]. Våre biologiske muskler har unike egenskaper som er vanskelig å etterligne med dagens kunstige muskler [4]. I tabell 3.1 er noen av disse egenskapene oppsummert [4].

Tabell 3.1: Egenskaper til lineære biologiske muskler [4].

Egenskaper	Typiske verdier	Maks verdier
Tøyning (%)	20-40	>40
Spenning (kPa)	100	350
Arbeidstetthet (kJ/m^3)	8	40
Tøyningshastighet (%/s)		>50
Effektivitet (%)	25 [5]	40
Densitet (kg/m^3)	1037	

Under følger en forklaring av de forskjellige egenskapene:

Tøyning: Endringen av muskelens lengde under sammentrekning normalisert mot muskelens initiale lengde ($\frac{\Delta l}{l_0}$).

Spenning: Kraften per tverrsnittsareal. Maksimal spenning er den maksimale kraften per tverrsnittsareal der muskelen er i stand til å opprettholde stillingen.

Arbeidstetthet: Mengden arbeid generert i en aktuatorsyklus (fra 0 prosent tøyning til maks tøyning) normalisert mot aktuatorvolum.

Tøyningshastighet: Gjennomsnittlig tøyningen per tidsenhet under en aktuatorsyklus. Den maksimale tøyningshastigheten er vanligvis observert ved høye frekvenser hvor tøyningen er liten.

Effektivitet: Forholdet mellom arbeid generert og energi brukt.

Densitet: Vekten av muskelen per volumenhet.

En biologisk muskels FDM, FDV, EDM og EDV

En typisk lineær biologisk muskel kan vurderes ut i fra parameterne presentert i formel 3.1, 3.2, 3.3 og 3.4. Under presenteres en utregning på en av kroppens muskler basert på typiske tall hentet fra boken «Physics of the Human Body» [5]:

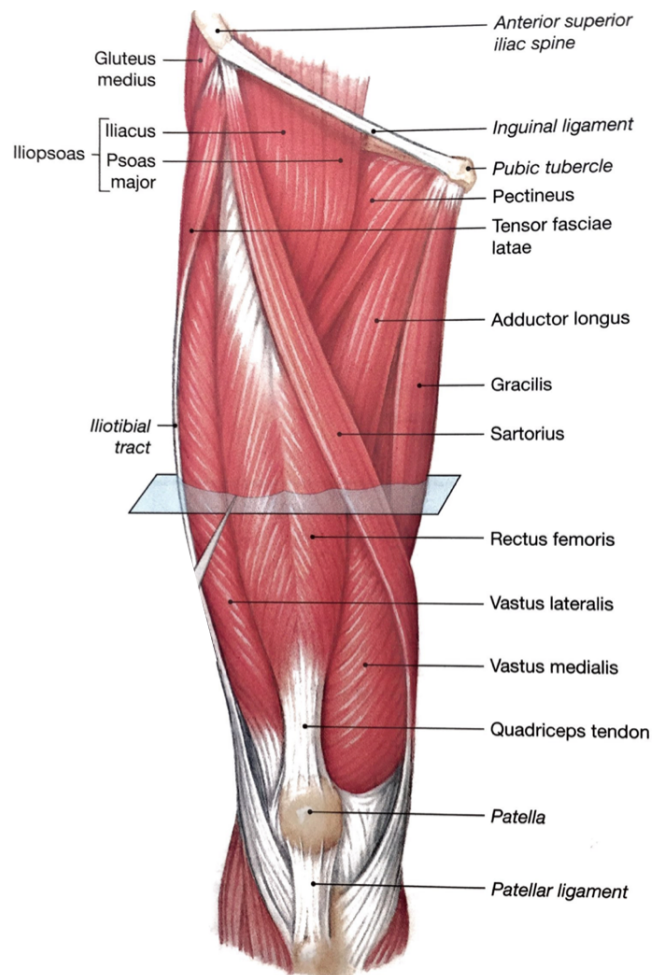
En av de store lineære musklene vi har i låret heter *vastus lateralis*, og er en del av quadriceps¹. Quadriceps er muskelgruppen som inneholder de fire store lårmusklene som er festet til øverste del av skinnbenet via det patellare leddbåndet (se figur 3.1). Vastus lateralis er den største muskelen som krysser kneleddet og bidrar til knebevegelse ved både løfting og bremsing av bevegelser [5, s.334].

Under statisk belastning kan kreftene i quadriceps ligge på opp til $100 \frac{N}{cm^2}$ [5, s.332]. Av musklene i quadriceps står vastus lateralis for rundt 20% av tverrsnittsarealet (PCA) og muskelens PCA ligger på rundt $30 cm^2$ [5, s.334]. Forenklet kan man si at muskelen kan generere en sammentrekningskraft på opp til $20 \frac{N}{cm^2} \times 30 cm^2 = 600 N$. Sammentrekningskraften må ikke forveksles med den opplevde kraften, da den er en funksjon av angrepspunkt og angrepvinkel på skjelettet. Vastus lateralis har en masse på rundt 210g [5, s.339]. Tettheten til en typisk biologisk muskel er $1037 \frac{kg}{m^3}$ (tabell 3.1). Muskelens parametre er presentert i tabell 3.2.

¹Hentet fra avsnitt 4.2, appendix B

Tabell 3.2: Parametre til biologiske muskler.

FDM (N/kg)	2.86×10^3
FDV (N/mm^3)	2.96×10^{-3}
EDM (J/kg)	7.7 – 38.6
EDV (J/mm^3)	$8 - 40 \times 10^{-6}$

Figur 3.1: Muskler som beveger benet. Hofte og lår, visning forfra².

EDM og EDV er hentet fra tabell 3.1, og representerer generelle verdier for en biologisk muskel. Verdiene i tabell 3.2 vil bli tatt med videre i utviklingskapittelet (kapittel 5) og brukt for å sammenligne kunstige muskler mot biologiske muskler. Sammenligningen kan være verdifull fordi den forteller noe om hvordan kunstige muskler må yte for å gjenskape naturlige menneskebevegelser.

²Hentet fra avsnitt 4.2, appendix B.

3.1.2 Kunstige muskler

Kunstige muskler er myke aktuatorer med egenskaper som etterligner våre naturlige muskler [6]. Det er et begrep brukt om innretninger som kan trekke seg sammen, ekspandere, eller rotere *innad i en enhet* på grunn av en ytre påvirkning [7]. Den ytre påvirkningen kan være forandringer i spenning, elektrisk potensiale, trykk og temperatur. Konvensjonelle pneumatiske eller hydrauliske, lineære eller roterende aktuatorer har ofte to komponenter (for eksempel en aksel og et stempel). Siden aktueringen ikke skjer *innad i en enhet*, kan de derfor ikke kalles kunstige muskler [7].

Kunstige muskler har blitt popularisert i senere tid på grunn av en økende interesse for å benytte nye sterke, syntetiske materialer for å lage de praktiske og brukbare til forskjellige applikasjoner [2]. Det forskes mye på å utvikle en kostnadseffektiv produksjon av kunstige muskler med spesialtilpassede egenskaper [2]. Utallige materialer og produksjonsmetoder kan bli brukt for å lage kunstige muskler, og de blir ofte delt inn i 4 hovedgrupper [2]:

- Kunstige muskler som endrer form eller størrelse som respons på et elektrisk felt eller ioneforandringer. Disse blir ofte kalt elektroaktive polymerer (Electroactive polymers - EAPs).
- Formhukommelses-legeringer (Shape memory alloys - SMAs) som etter de har blitt deformert kan returnere til sin opprinnelige form. Dette skjer ved temperaturforandringer, på grunn av faseoverganger som skjer i den krystallinske strukturen.
- Formhukommelses-polymerer (Shape memory polymers), som etter de er blitt deformert kan returnere til sin opprinnelige form ved forskjellige stimuler. Temperaturforandring, elektriske og magnetiske felt, lys eller kjemiske løsninger er eksempler på stimuler.
- Elastiske aktuatorer som opererer med væske- eller gasstrykk, og kalles fluid-drevne kunstige muskler (FAM).

FAM er forløpig de mest brukte kunstige musklene på grunn av deres enkelhet, store aktueringspenning, store deformasjonsevne, høye energieffektivitet og lave pris sammelignet med andre kunstige muskler [6]. Et eksempel på en FAM er McKibben-muskelen (figur 3.2). Den er en av de mest populære fluid-drevne kunstige musklene [6], og kan operere på både væsketrykk og gasstrykk. Dette var en av de kunstige musklene vi så på for å bruke som aktueringsmetode i en dynamisk KAFO. Under utviklingen ble det også sett på to andre lovende, men mindre utviklede prinsipper innenfor fluid-drevne kunstige muskler. Det var lomme-muskler som opererer på lufttrykk og origami-inspirerte kunstige muskler som opererer på vakuumentrykk. I de neste avsnittene vil vi introdusere teori som omhandler de tre prinsippene for kunstige muskler som vi

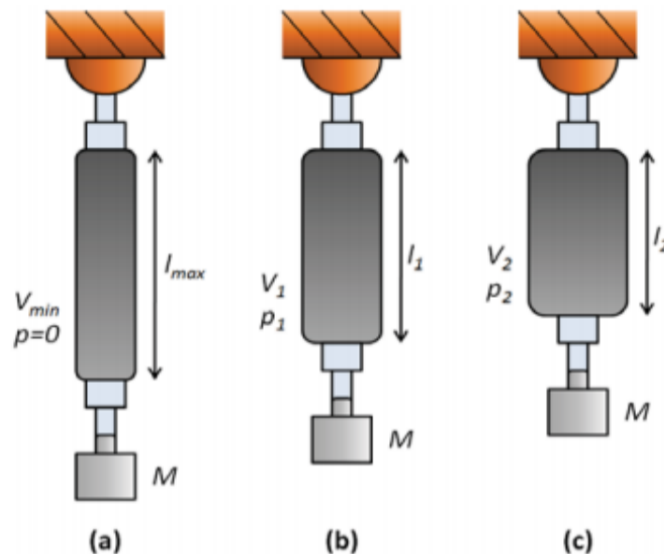
har sett på under utviklingen av den dynamiske KAFOen. I teknologianalysen (kapittel 8) vil vi vise noen eksempler på kunstige muskler fra de andre hovedgruppene som kan være interessant for fremtidig arbeid.

McKibben-muskler (MKM)

McKibben-muskelen ble først introdusert på 1950 tallet, der en av de første applikasjonene var for å assistere mennesker med paralyser [2]. En pneumatisk MKM ble brukt i en håndortose for å genere klype-kraft til fingrene [2]. Muskelen ble senere kommersialisert i 1980 årene under navnet Rubbertuators (gummiaktuatorer) av det japanske selskapet «The Bridgestone rubber company» [2].

En MKM består av en elastisk slange omgitt av et vevet nett. Nettet består av spiralflettede fibre, og er ofte laget av polyester- eller nylonfibre, men alle fibre som kan veves kan brukes [3]. Muskelen opererer vanligvis med trykkluft, og et slikt system krever ofte en kompressor i tillegg til en gassbeholder [2]. Hydrauliske systemer kan også med fordel brukes [3].

Trykket tilført MKMen øker volumet av slangen, som deformerer det ytre flettede nettet. Nettet omgjør slangens volumutvidelse til en radiell utvidelse og lengdevis sammentrekning. Det er denne sammentrekningen som genererer krefter som muliggjør eksempelvis løfting av en masse (se figur 3.2).

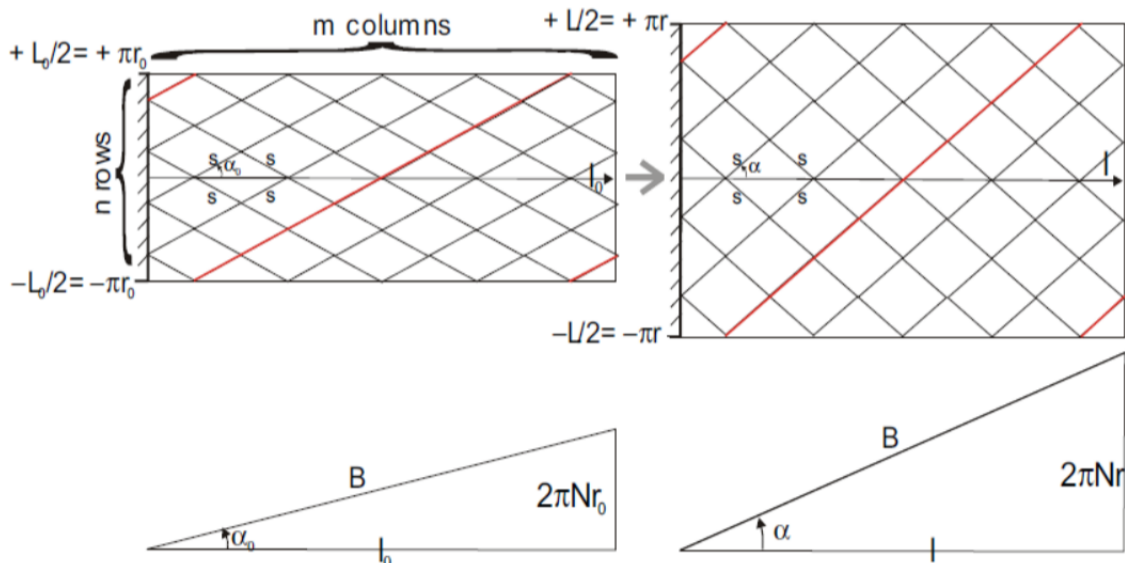


Figur 3.2: En MKM under konstant last a) hviletilstand b) delvis sammentrekt c) full sammentrekning [2].

V , p , M og l er henholdsvis volum, trykk, masse og lengde. Sammenhengen mellom løftkraften og det interne trykket P , er avhengig av motstanden og spenningen til muskelmaterialet ³, friksjonen mellom røret og nettet og muskelenes radius [3]. En forenklet formel blir ofte brukt for å vise denne sammenhengen. Den kalles Schulte's formel, og viser kraften F , som funksjon av tøyning ϵ , nettets geometri a og b , og internt trykk P .

$$F(\epsilon) = (\pi r_0^2) P [a(1 - \epsilon)^2 - b] \quad (3.5)$$

Formelen tar utgangspunkt i at nettet rundt muskelen kan modelleres som et nettverk av identiske romber, der knutepunktene fungerer som et rotasjonslager (se figur 3.3) [2]. En rombe kan da endre form ved at motstående vinkler blir større i lengderetning, og mindre i bredderetning. Da vil hele nettet vokse i bredderetning mens det krymper i lengderetning. Dette er illustrert øverst i figur 3.3. Tar man ut en halv rombe fra nøytrallinjen (nederst i figur 3.3), ser man vinkelforandringen fra startposisjon α_0 , til sluttposisjon α .



Figur 3.3: Det flettede nettet kan modelleres som et nettverk av identiske romber [2].

³Elastisiteten til slangen og hvordan nettet er vevd

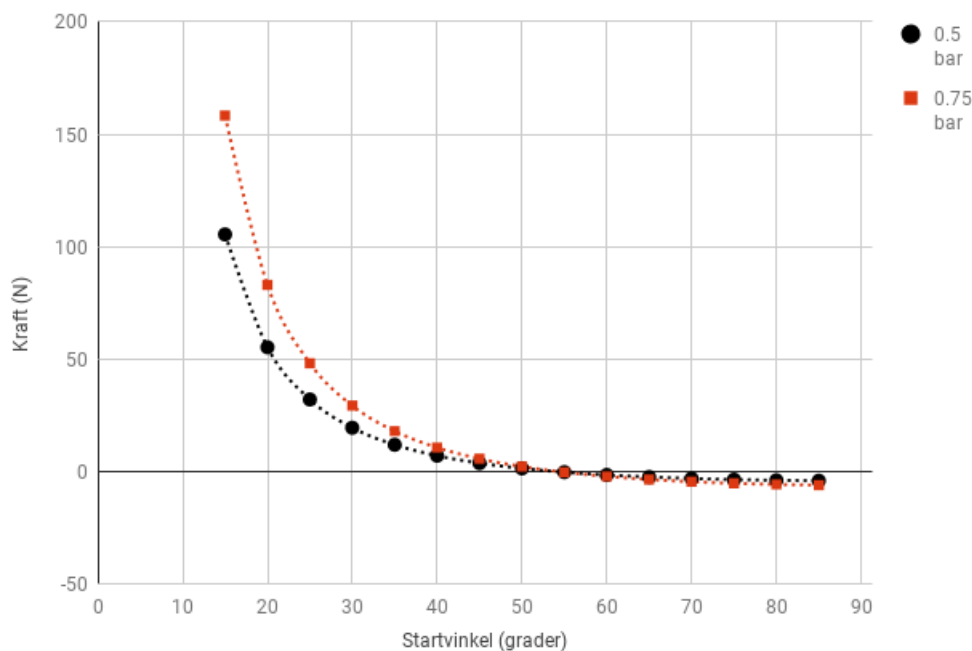
Det er start-vinkelen som bestemmer den teoretiske kraften som funksjon av trykket i en MKM:

$$a = \frac{3}{\tan^2 \alpha_0} \quad (3.6)$$

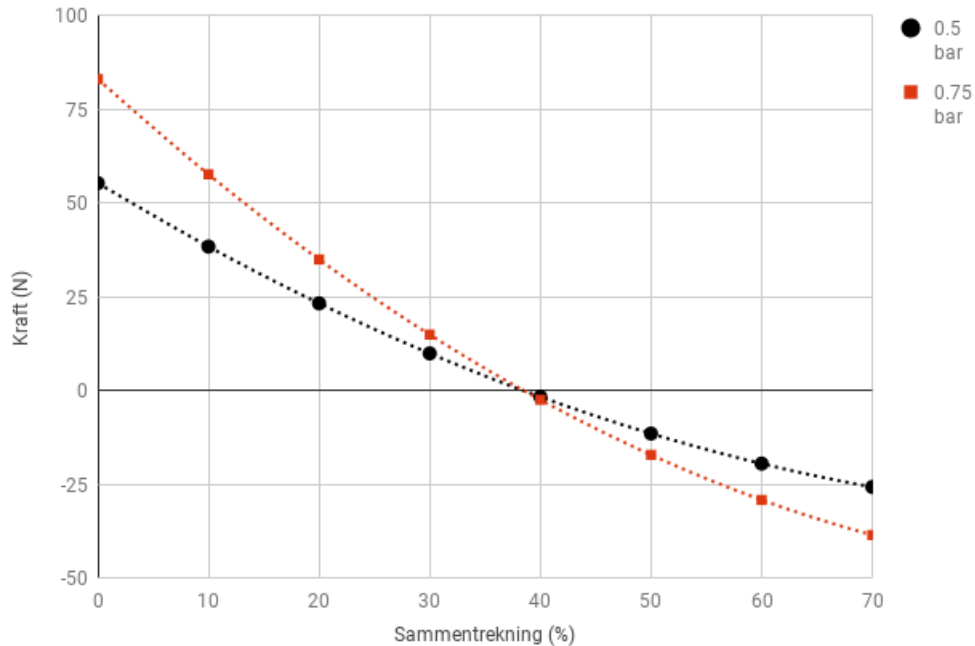
$$b = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0} \quad (3.7)$$

Den genererte kraften reduseres med økt startvinkel (vev-vinkel) opp til en kritisk vinkel på 54.44° . Deretter vil muskelen generere negativ kraft som resulterer i en lengdevis ekspansjon istedenfor lengdevis sammentrekning (vist i figur 3.4). Kraften reduseres også med sammentrekning (vist i figur 3.5), slik at muskelen produserer maksimum kraft når $\varepsilon = 0$:

$$F(\varepsilon) = (\pi r_0^2) P [a - b] \quad (3.8)$$



Figur 3.4: Den teoretiske sammenhengen mellom vev-vinkel og makskraft generert av en MKM, med radius 5mm og trykk på henholdsvis 500 og 750 kPa.



Figur 3.5: Den teoretiske sammenhengen mellom prosentvis sammentrekning og kraft generert av en MKM, med radius 5mm og trykk på henholdsvis 0.5 og 0.75 bar, vev-vinkel 20° .

Teoretisk sett er det ingen grense på hvor stor kraft man kan få en MKM til å generere, så lenge man øker trykket og radiusen, men samtidig beholder startvinkelen forholdsvis lav⁴. Det er midlertid bare materialstyrken, da hovedsakelig styrken til nettet, som setter grenser på hvor store krefter en MKM kan levere.

En beregningsmodell for å bestemme spenningen som oppstår i nettet er foreslått av Mayuko, Koichi, Masayuki og Takashi(2010) [3], og baserer seg på vev-vinkel θ , slangediameter D , trykk P , påført last F , og antall fiber i vevet n . T er et produkt av kraftkomponentene i x-retning(omkrets) og z-retning(slangeretning).

$$T = \sqrt{T_x^2 + T_z^2} \quad (3.9)$$

$$T_x = \left(2\pi D^2 \cdot \frac{\tan\theta}{2} \right) P \quad (3.10)$$

⁴Ekspérimentelt viser det seg at startvinkelen burde ligge på mellom 15 og 30 grader, da for liten vinkel kan gi for stor deformasjon på slangen som kan resultere i varig deformasjon. For stor vinkel beskytter slangen mindre, og kan føre til utbuling ut mellom hullene [3]

$$T_z = \frac{\left(\frac{D^2}{4}\pi P + F\right)}{n} \quad (3.11)$$

Dette kan brukes til å bestemme hvilket fiber-materiale som må brukes basert på hvilket trykk MKMen skal operere med. Spenningen som oppstår i materialet kan bestemmes ut i fra tverrsnittsarealet til ett enkelt fiber i vevet.

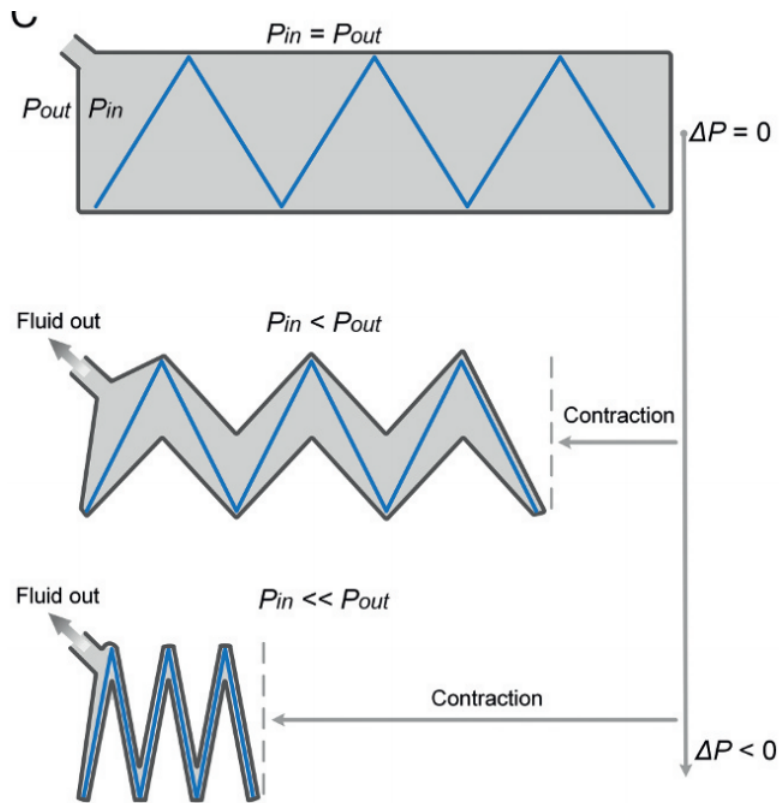
Origami-inspirerte fluid-drevne kunstige muskler

(Fluid-driven origami-inspired artificial muscles(FOAM))

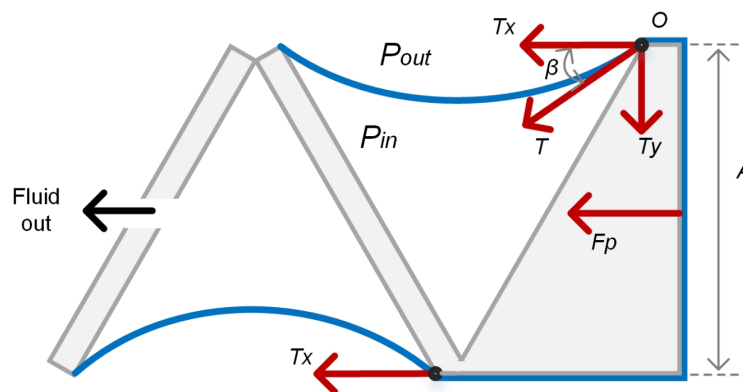
FOAM er en ny type FAM som er utviklet ved Harvard University av Li, Vogt, Rus og Wood (2017) [6]. Musklene fungerer ved å benytte vakuum til å kollapse en origami-inspirert struktur inni en lufttett lomme⁵. En kontrollert forandring av form og volum som respons på et vakuumentrykk er dermed mulig ved å bruke forskjellige brettede origami-strukturer som kan kollapse på forskjellige måter. En origami-struktur «kollapser» ved at sider bretter seg mot eller inn i hverandre. En prinsipptegning av en enkel FOAM er vist i figur 3.6. En FOAM består vanligvis av en komprimerbar indre struktur, en fleksibel fluidetett lomme, og er fylt med et fluidmedium [6]. Den indre strukturen kalles «skjelettet». Med å pumpe ut fluidmediumet (f.eks. luft) vil muskelen trekke seg sammen avhengig av formen til skjelettet. Li et. al. har oppnådd gode resultater med sine FOAM. De har laget en FOAM med kraft/masse-forhold høyere enn det for biologiske muskler [8]. Siden muskelen er drevet med vakuum, kan aktueringen være tryggere enn de fluide aktuatorene som opererer med positivt trykk [6].

I figur 3.6 illustreres virkemåten til en FOAM. Her fyller luft det innvendige rommet mellom skjelettet og lommen. I utgangsposisjonen vil trykket på innsiden av muskelen være likt som trykket på utsiden av muskelen. Luften pumpes ut og en ny likevektstilstand oppnås. En trykkforskjell mellom innsiden og utsiden av lommen gir en spenning på den fleksible lommen. Denne spenningen virker på skjelettet, som vil endre form ut ifra sin geometriske struktur. En mekanisk modell er også foreslått av Li et. al. [8], og illustreres i figur 3.7.

⁵Origami (fra japansk; *Ori* betyr brette og *kami* betyr papir. *Papirbretting*) er en japansk brettekunst hvor man ved å følge geometriske regler kan oppnå et ønsket design. Origami har lenge blitt brukt for å skape 3-dimensjonale strukturer ut fra 2-dimensjonale flater som papir. Origami oppnår bevegelse fra bøyning og avbøyning istedenfor hengsler og kulelagre. Bevegelsene er avhengig av papirets fleksibilitet.



Figur 3.6: Prinsipptegning for hvordan en FOAM fungerer. Sammentrekningen (contraction) er hovedsakelig drevet av kraften fra spenningene i den fluidtette lommen. Denne kraften oppstår på grunn av trykkforskjellen mellom det innvendige og utvendige fluidet (ΔP) [6].



Figur 3.7: En mekanisk modell av den genererte kraften i en FOAM [6].

Modellen viser sammenhengen mellom sammentrekningskraften, F_o , resultantkraften av spenningen i posen T_x , og resultantkraften av trykkforskjellen F_p .

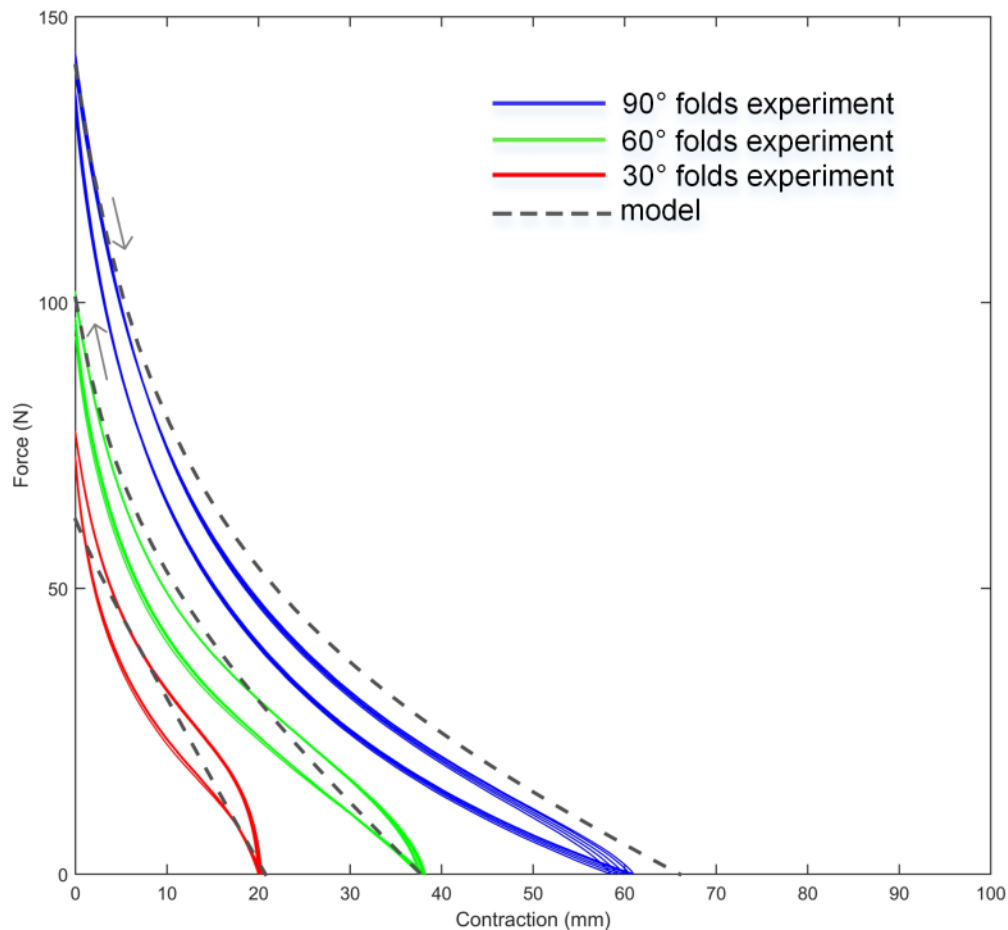
$$F_o = 2T_x + F_p = 2T \times \cos\beta + \Delta P \times A \quad (3.12)$$

Formelen blir ikke brukt av oss under utviklingen, da vi eksperimenterte med andre skjeletter enn det modellen tok utgangspunkt i. For vårt formål har vi tatt utgangspunkt i antakelsen om at resultantkraften vil ha størst bidrag av trykkforskjellen som angriper tverrsnittsarealet, som resulterer i en veldig forenklet modell:

$$F_o = \Delta P \times A \quad (3.13)$$

Denne blir brukt for å vurdere omtrent hvilken størrelse på sammentrekningskraften vi kan forvente av en FOAM ved en gitt trykkforskjell. I likhet med McKibben-muskelen er ikke sammentrekningskraften konstant under sammentrekning. Li et. al. (2017) viser eksperimentelt at den statiske kraften, (force) (N), som kan genereres av en FOAM reduseres ved økende sammentrekning, (contraction) (mm) [8]. Resultatet av eksperimentet er presentert i figur 3.8. Denne sammenhengen kommer av at skjelettet har fjærende egenskaper, slik at den vil yte en motkraft jo mer sammenpresset den blir [6].

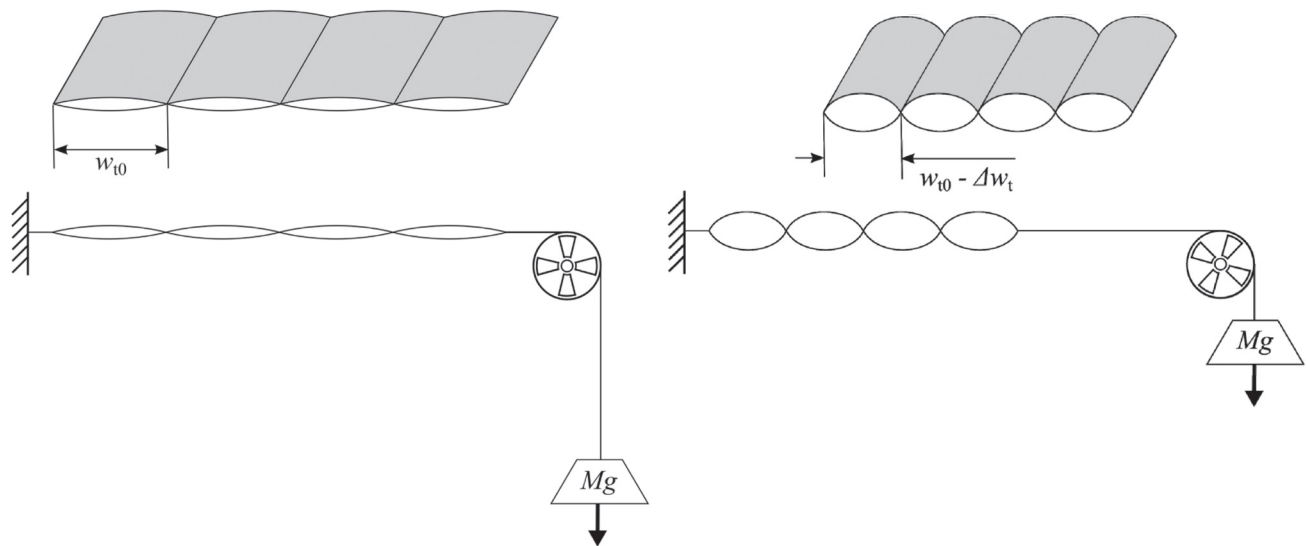
Li et. al. (2017) viser ulike teknikker for å bygge FOAM. Ved å bruke forskjellige origami-inspirerte strukturer demonstrerer de muskler som kan oppnå bevegelser i flere akser, inkludert sammentrekning, bøyning og vridning [8]. De demonstrerer også bruk av ulike byggematerialer for pose og skjelett. FOAM kan lages av fleksible materialer som stoffer, fleksible plast-typer, skummaterialer, etc. De kan også lages av mer rigide materialer som metaller, plast og kompositter [8]. Flere metoder for å bygge skjelettet på er også foreslått, og inkluderer teknikker som 3D-printing, støping, maskinering, bretteing og forming [6].



Figur 3.8: Forholdet mellom kraft og sammentrekning for tre FOAM med forskjellige brettevinkler i det origami-inspirerte skjelettet [8].

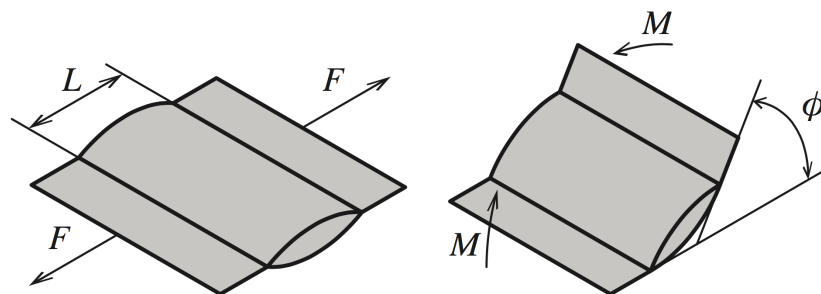
Lomme-muskler (LM)

Lomme-muskler er et begrep vi har valgt å bruke om kunstige muskler som består av en eller flere oppblåsbare lufttette poser som er bygget av myke tekstil- eller plastflater. Et eksempel på en LM er Peano-aktuatoren, en lineær aktuator først introdusert i artikkelen «Pneumatic Torsional Actuators for Inflatable Robots» av Sanan, Griffith og Lynn (2014) [9]. Peano-aktuatoren benytter seg av sammentrekningen som skjer over bredden til en sylindrisk pose når den fylles med luft. Sammentrekningen genererer en sammentrekningskraft, som kan brukes til å f.eks. løfte en masse, vist i figur 3.9.



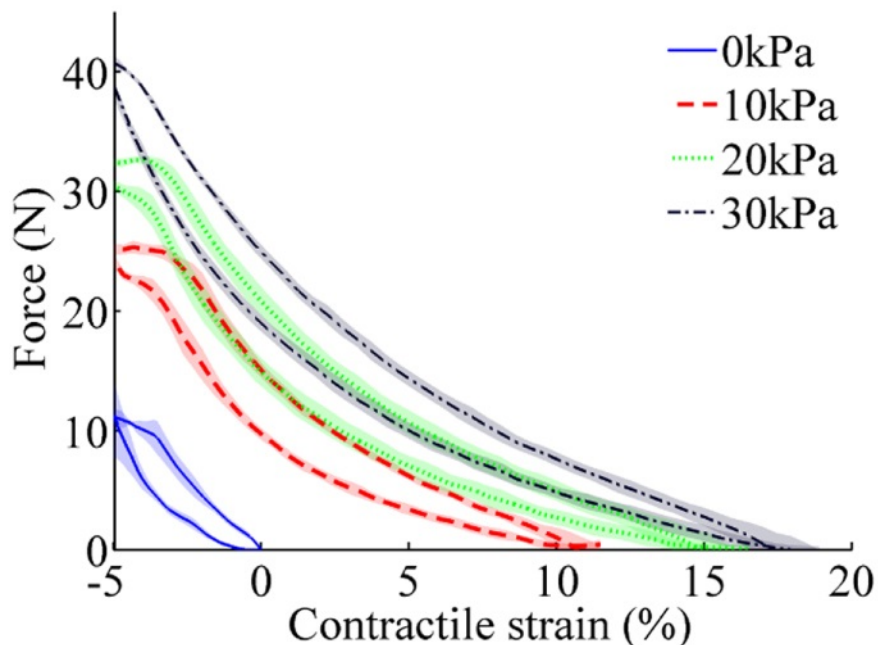
Figur 3.9: Virkemåten for en lineær Peano-aktuator [10].

Peano-aktuatorer kan også utformes for rotasjonsbevegelser for å generere moment til et hengselledd [11]. Figur 3.10 viser henholdsvis prinsipp tegninger av en lineær og en angulær Peano-aktuator.



Figur 3.10: Prinsippet bak en lineær og en angulær Peano-aktuator. [11].

Den statiske sammentrekningskraften en lineær Peano-aktuator kan generere er proporsjonal med aktuatorens tverrsnittsareal i sylinder-retning, og det interne trykket. Den maksimale tøyningen ligger på rundt 36% for en lineær Peano-aktuator [10]. Som med FOAM og MKM vil sammentrekningskraften reduseres med økende sammentrekning. Dette er eksperimentelt vist av Veale, Xie og Anderson(2016) i artikkelen «Characterizing the Peano fluidic muscle and the effects of its geometry properties on its behavior», og oppsummeres i figur 3.11.



Figur 3.11: Forholdet mellom kraft, force (N), og sammentrekning, contractile strain (%), for en lineær Peano-aktuator under forskjellig trykk [10].

Et annet eksempel på en LM er en prototype Roam Robotics lanserte i 2016/2017 [12]. Dette konseptet bruker lufttrykk til å fylle spesialsydd, lufttette tekstil-strukturer som er dekket av et sterkere nylonmateriale for å få til kontrollerte volumekspansjoner som kan generere moment til leddene våre (se figur 3.12) [12]. Lufttrykket ser ut til å gi både struktur og stivhet. Vi har ikke funnet noe dokumentasjon eller forskningsmateriale som konseptet deres er basert på. Konseptet ligner på Peano-aktuatorer i rotasjonsmodus, der ekspansjon av tettliggende lommer blir brukt til å «tvinge» hele muskelen til å krumme seg over et ledd. En nærmere beskrivelse basert på en presentasjon av konseptet som ligger på nettstedet deres vil komme i teknologianalysen vår, kapittel 8.

En lomme-muskel kan fabrikkere på forskjellige måter. Niiyama et. al. (2014) foreslår en metode for å printe to-dimensjonale mønster på en termoplastisk film [11]. På den måten kan kompliserte lomme-strukturer lages av fleksible flater, som for eksempel tekstil eller plastduker. En vanlig måte å forene flatene på er ved varmebinding⁶ eller liming [11].

⁶Heat bonding



Figur 3.12: Roam robotikk sin tidlige prototype av et konsept basert på LM [13].

3.2 Trykk fra fluider

Her vil vi gi en rask innføring i teori om trykk og fluider. Trykk er definert som normalkraft utøvet av et fluid per arealenheter ($1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$ (Pascal)) [14, s.66]. Trykket på et punkt i et fluid har en størrelse, men ingen spesifikk retning [14, s.67] og er derfor lik i alle retninger. Fluid er en samlebetegnelse på substanser i væskeform og gassform. I utviklingen vår har fluid-trykket hovedsakelig vært generert av lufttrykk. Systemer som opererer med lufttrykk i rør og aktuatorer kalles *pneumatikk*. Når vi har operert med væsketrykk har vi brukt vann. Systemer som opererer med væsketrykk i rør og aktuatorer kalles *hydraulikk*. En vanlig størrelse på trykket som må til for å generere brukbare krefter i konvensjonelle aktuatorer er i størrelsesordenen kPa (10^3 Pa) og Mpa (10^6 Pa). Trykket i en beholder oppleves forholdsvis likt uavhengig av fluidet. En av forskjellene er at molekylene i væske er tettpakket (høyere egenvekt), mens gassmolekylene har stor avstand fra hverandre (lavere egenvekt) [14, s.3]. Dette betyr blant annet også at de fleste gasser, som f.eks. luft, er *kompressibel* (kan presses inn i små beholdere).

Det faktiske trykket på et gitt punkt heter *absolutt trykk*, og er målt relativt til *absolutt vakuum* (dvs. absolutt null trykk) [14, s.66]. De fleste trykkmålerene viser derimot null i atmosfæren (trykket til luften rundt oss. $1 \text{ atm} = 101,325 \text{ Pa}$), og viser derfor et mål på forskjellen mellom ab-

solutt trykk og atmosfæretrykk, P_{atm} kalt relativt trykk. Trykket under atmosfæretrykket kalles *vakuumbtrykk*. Absolutt trykk P_{abs} , relativt trykk P_{rel} , atmosfæretrykk, P_{atm} og vakuumbtrykk P_{vak} har følgende sammenheng [14, s.66]:

$$P_{rel} = P_{abs} - P_{atm} \quad (3.14)$$

$$P_{vak} = P_{atm} - P_{abs} \quad (3.15)$$

Et fluid kan bli klassifisert som kompressibelt eller inkompressibelt, avhengig av graden på variasjonen av tettheten under strømmingen av fluidet [14, s.10]. Fluidet er inkompressibelt hvis tettheten holder seg tilnærmet konstant i løpet av strømmingen (volumet av fluidet vil være konstant) [14, s.10]. Tettheten av væsker er i hovedsak konstant, og væsker vil derfor vanligvis være inkompressible [14, s.10]. Et trykk på 210 atm endrer for eksempel tettheten til vann ved 1 atm bare 1 %. Gasser, derimot, er svært kompressible. Tettheten til luft får en endring på 1 % ved en trykkendring på bare 0.01 atm [14, s.10].

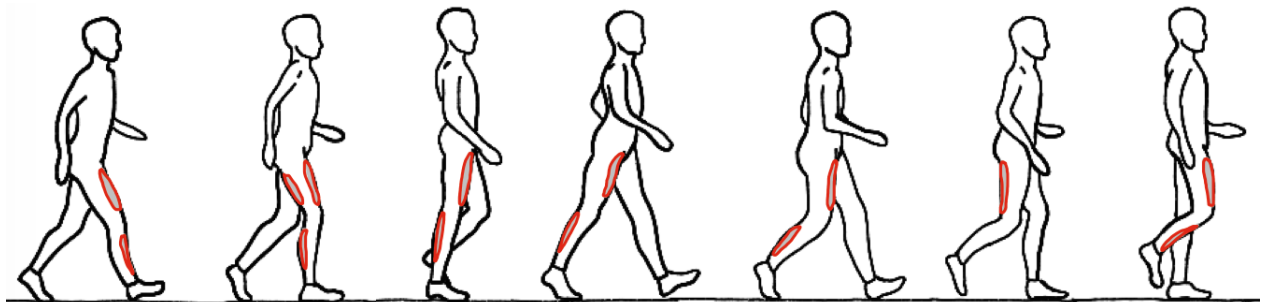
Mekanisk energi

Mekanisk energi tar form som kinetisk og potensiell energi. En pumpe yter mekanisk energi gjennom å flytte et fluid (kinetisk energi, bevegelsesenergi) til en beholder, der fluidet kan yte trykk (potensiell energi). Derfor er trykket av en strømmende fluid assosiert med mekanisk energi [14, s.180]. Trykkenheten $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = \text{J/m}^3$, som er energi per volumenhet. I aktuator-sammenhenger må man tenke på sikkerhet rundt fluider under høyt trykk. En økning i trykk er en økning i kraften per areal som igjen er en økning av energi per volumenhet. Høy potensiell energi er dermed assosiert med risiko hvis komponenter i systemet plutselig svikter.

3.3 Ganganalyse

En KAFO skal gjenopprette eller bedre en tapt funksjon i benet. Mangler man en funksjon i benet kan dette føre til et abnormt gangmønster, som igjen kan føre til belastningsskader. Den funksjonen med benet som vi har fokusert mest på er kneets funksjon. En god dynamisk KAFO-løsning må gjenopprette kneets funksjon for å gi brukeren et normalt gangmønster.

Vurdering av forskjellige måter å gå på kalles ganganalyse. En gangsyklus er tidsperioden hvor en fullstendig gangsekvens finner sted. Gangsyklusen deles ofte i de to hovedfasene; standfase og svingfase. Standfasen er perioden når den vurderte kroppsdelene er i kontakt med underlaget, mens svingfasen er perioden når den vurderte kroppsdelene ikke er i kontakt med underlaget.



Figur 3.13: Vanlig gange med markering av hvilke muskler som er aktivert ved ulike stadier i gangsyklusen.

Gangsyklusen kan analyseres ved å beskrive hvilke muskelgrupper som er aktivert (se figur 3.13). Musklene rundt kneet som brukes for å bøye, strekke ut og stabilisere kneleddet er beskrevet i avsnitt 4.2 i appendix B. Avsnitt 4.3 i appendix B gir en grundigere beskrivelse av hvordan muskelgruppene fungerer under stand- og svingfase.

Det er viktig å påpeke at muskler både kan brukes til å generere kraft og til å dempe bevegelser. Et eksempel på dette er quadriceps som er den markerte muskelgruppen på forsiden av låret i figur 3.13. Denne muskelgruppen blir aktivert før bakkekontakt og *motstår knefleksjon* i standfasen for å unngå kollaps på grunn av tyngdekraften. Deretter strekker den ut kneet i gangsyklusen når leggen roterer over den plantede foten [5, s.113]. Quadriceps er aktivert gjennom nesten hele gangsyklusen, og kan derfor sies å være den viktigste muskelgruppen for å få til en normal gange.

3.3.1 Knemoment og -krefter

Under gangsyklusen kan man se på hvilket moment som genereres i hofte-, kne- og ankel-leddene i de ulike stadiene. Figur 3.14 viser hvor i syklusen momentet på de ulike leddene for-deler seg. «Support moment» er summen av alle moment, og tas ofte med for andre beregninger enn det vi ser på her. Det høyeste rotasjonsmomentet i positiv retning (momentet som må til for å motvirke fleksjon) i kneleddet kommer mellom 10 og 20 prosent ute i gangsyklusen, og vil for en person som veier 80 kg være på ca. 40 Nm ($0.5 \frac{Nm}{kg} \cdot 80 \text{ kg}$). Det høyeste momentet i negativ retning for samme person (momentet som må til for å motvirke ekstensjon) vil være på omtrent 24 Nm⁷.

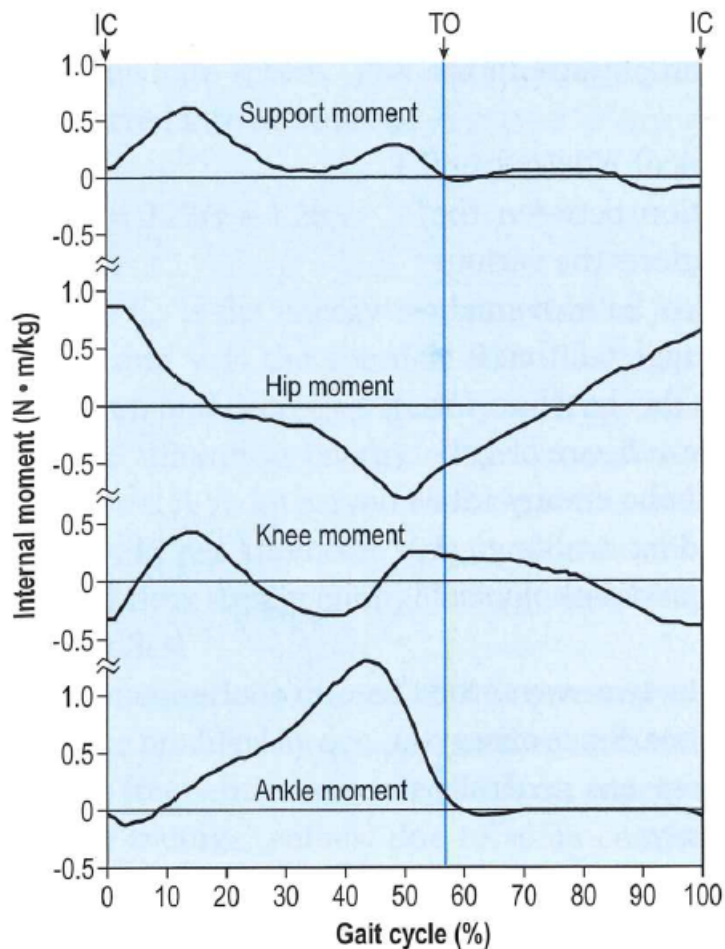
Figur 3.15 viser en forenklet modell av muskelen *vastus lateralis* som strekker seg fra hoftebe-net over kneleddet. Kreftene som utøves av muskelen på skjelettet ved innfestningspunktene er de samme, men det vil genereres et moment over kneleddet på grunn av momentarmen a . Den lineære sammentrekningen F til muskelen yter en resultantkraft tilsvarende $\cos\theta \times F$ på momentarmen. Kraftfordelingen på skjelettet er komplekst, og er avhengig av mange faktorer. Antar man en liten vinkel θ , vil et raskt overslag med f.eks. momentarmen $a=5\text{cm}$ for en per-son på 80kg, vise at muskelkraften må ligge på rundt 800N for å kunne generere et moment på 40Nm.

Trappegang

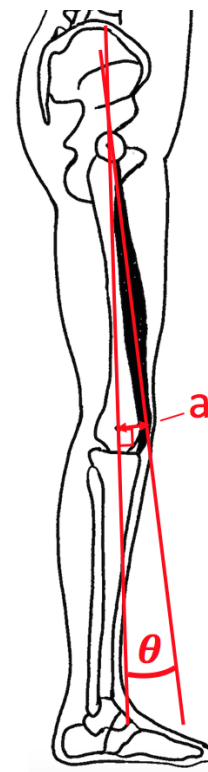
Å gå opp og ned trapper er en betydelig mer krevende aktivitet enn å gå på flatt underlag, da hofte- og kneleddet har større utfall siden det er en betydelig vertikal forflytning av gravitasjons-senteret. I trappegang vil det være i standfasen på ett bein at man må utøve størst vertikal for-flytning av gravitasjonssenteret. Dette gjør trappegang mye mer krevende enn vanlig gange da det krever balanse og høy muskelkraft⁷.

Ved trappegang vil det største momentet være når kneet er flekset ved rundt 60°[15]. Sammen-trekningskraften som må genereres av quadriceps for å løfte en person opp et trappetrinn er i gjennomsnitt 3 ganger kroppsvekten og kan i noen tilfeller være så høy som 4-5 ganger kropps-vekten [15]. Dette betyr at quadriceps må generere mellom 2.5 - 4 kN for å løfte en person opp et trappetrinn. Det vil si at kravene til en lineærmuskel er betraktelig høyere for trappegang enn for vanlig gange.

⁷Hentet fra avsnitt 4.3, appendix B



Figur 3.14: Ulike moment i ledd under gangsyklus⁸.



Figur 3.15: Vastus lateralis med momentarm a ved kneleddet og vinkel mellom muskel og senterlinjen til beinet.

3.4 Prototyper

Vi har klassifisert vår utviklingsprosjekt som en prototype-dreven utvikling. Det betyr at vi har tilnærmet oss et produkt gjennom å bygge mange, og fokuserte *prototyper*, i motsetning til utviklingsprosjekt som tilnærmer seg et produkt gjennom å bygge få og omfattende prototyper. Det finnes mange definisjoner på hva en prototype er, og begrepsbruken rundt dem varierer betydelig. I dette avsnittet vil vi klargjøre hvilken definisjoner vi har brukt når vi prater om prototyper og begrepene rundt dem.

Vi benytter Ulrich og Eppinger sin definisjon av en prototype. De definerer prototyper som en

⁸Hentet fra avsnitt 4.3.2, appendix B

«tilnærming av produktet langs en eller flere dimensjoner av interesse» [16, s.291]. Etter denne definisjonen trenger en prototype bare å utvise minst ett aspekt, eller dimensjon, ved produktet som er av interesse for å være en prototype. Å *prototype* er følgelig handlinger som leder til en tilnærming av et produkt langs en eller flere dimensjoner av interesse.

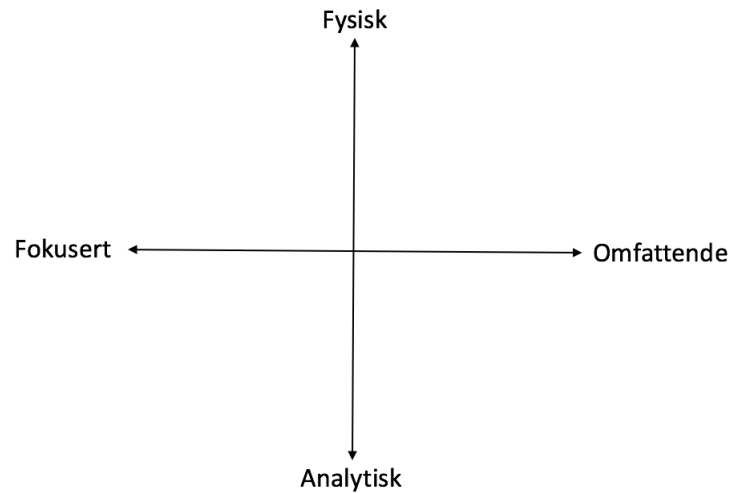
Prototyper kan dermed klassifiseres i henhold til hvilken grad de implementerer de ulike aspektene til produktet. En *omfattende prototype* implementerer de fleste, om ikke alle, aspektene ved produktet. En *fokusert prototype* implementerer derimot bare en eller få aspekter ved produktet [16, s.291]. Ved å bygge flere separate fokuserte prototyper kan man være i stand til å svare på kritiske spørsmål mye tidligere enn hvis man lager én integrert og omfattende prototype [16, s.291].

En annen måte å klassifisere prototyper på er i hvilken grad den er *fysisk* i motsetning til *analytisk*. Fysiske prototyper er håndfaste gjenstander mens analytiske prototyper representerer produktet i en ikke-fysisk form, gjerne matematisk eller visuell [16, s.291]. Analytiske prototyper er som oftest billigere og mer fleksible enn fysiske, men fysiske prototyper kan avdekke flere spørsmål fordi de blir testet mot alle fysikkens lover samtidig [16, s.298].

Ulrich og Eppingers definisjon skiller seg fra en mer standard bruk av prototype-begrepet i at den kan brukes om mange forskjellige former for aktiviteter. Under begrepet kan prototyper være konsept-tegninger, matematiske modeller, simuleringer, test-komponenter, eller fullt funksjonelle preproduksjoner av produktet [16, s.291].

Figur 3.16 sammenfatter klassifiseringene av en prototype. En prototype kan dermed beskrives med å se hvor den ligger langs de to aksene.

Prototyper kan implementere de aspektene man er interesserte i på forskjellige måter. Et begrep som ofte dukker opp i denne sammenhengen er *oppløsning*. Graden av oppløsningen til en prototype beskriver forholdet mellom funksjonaliteten til prototypen og formen til prototypen. Høy eller lav oppløsning vil i denne rapporten beskrive utseendet og materialbruken til prototypen tilnærmer seg utseendet og materialbruken til det ferdige produktet eller ikke. En prototype med høy oppløsning ligner mer på hvordan en ferdig løsning kan ta form, mens en prototype med lav oppløsning inneholder bare funksjonaliteten til den ferdige løsningen. Det er viktig å gjenkjenne at sammenhengen mellom utseendet og funksjonaliteten til en prototype nødvendigvis ikke samsvarer med det endelige produktet, eller et bestemt stadie i utviklingsprosessen [17, s.369].



Figur 3.16: En prototype kan klassifiseres ut i fra hvor analytisk/fysisk den er og hvor fokusert/omfattende den er [16, s.291].

I et produktutviklingsprosjekt brukes prototyper til følgende formål: læring, kommunikasjon, integrasjon og milepæler [16, s.294]. En prototype kan dermed brukes til å kommunisere en tanke eller en ide, teste ideer under kontrollerte omstendigheter i virkeligheten (integrasjon), fungere som et tidlig utviklet produkt for verifisering (milepæl), eller som et verktøy for læring.

Kapitlene 4 og 5 vil vise hvordan vi har brukt prototyper som et verktøy for læring og for å utforske løsningsrommet for å utvikle en ny type dynamisk KAFO som bruker kunstige muskler.

Kapittel 4

Metode

Dette kapittelet vil beskrive hvilke metoder og teknikker innenfor produktutvikling som ble brukt i utførelsen av masteroppgaven. Under beskrivelsen av teknikkene vil vi trekke frem eksempler fra utviklingsprosessen (kapittel 5) som vi mener representerer disse. Dette er for å knytte en mer teoretisk metodikk til de faktiske handlingene vi utførte for å få en bedre forståelse av hvordan vi har jobbet.

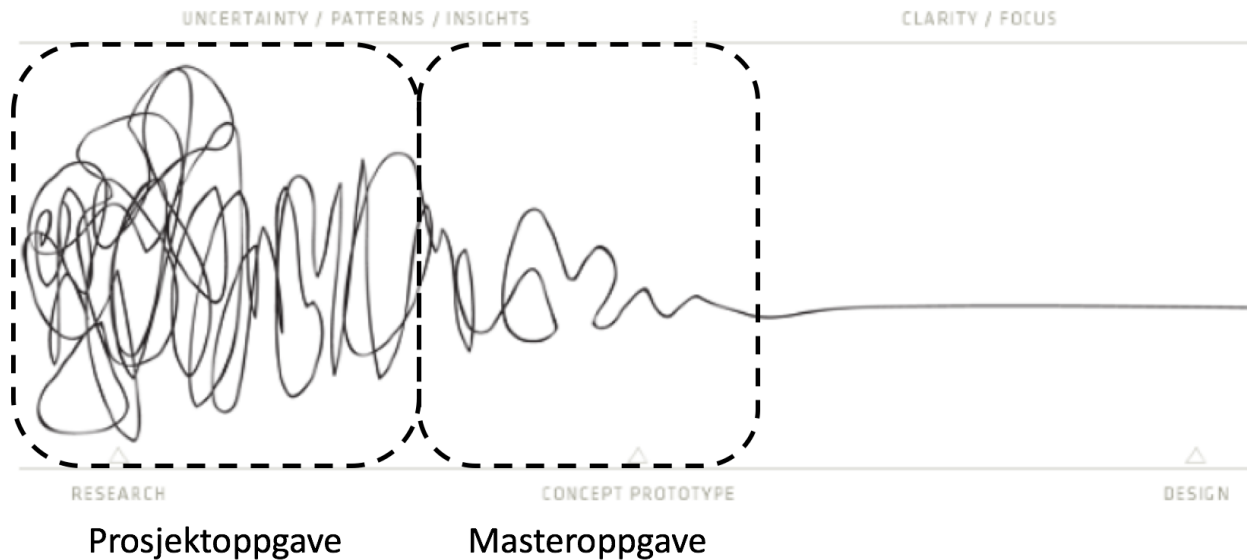
Som nevnt i bakgrunn og teori har prosessen vår vært preget av å bygge mange og fokuserte, lav-oppløselige prototyper. Denne fremgangsmåten har vært inspirert av en modell kalt *Wayfaring* [18], som er utformet for å strukturere utviklingsprosjekter der man trenger å utvikle nye teknologier for nye bruksområder [19]. Utgangspunktet for vårt arbeid med kunstige muskler for bruk i en KAFO har vært preget av en stor usikkerhet rundt mulighetene til denne teknologien. Vi har benyttet en metode kalt sett-basert utvikling¹ for å vurdere et sett av kunstige muskel-løsninger.

Sammenlignet med arbeidet i prosjektoppgaven, som var preget av den diffuse startfasen i et produktutviklingsprosjekt, har masteroppgaven endt opp i et konsept som gradvis har tatt form. Den overordnede fasen vi har vært i denne våren er illustrert i figur 4.1².

Wayfaring, sett-basert utvikling, vår prosess, og ulike prototypeteknikker vil bli presentert i de neste avsnittene. Men først vil vi presentere hvordan metodikken i masteroppgaven har vært knyttet opp til metodikken i prosjektoppgaven.

¹Set-Based Concurrent Engineering [20]

²Hentet fra kapittel 3, appendix B



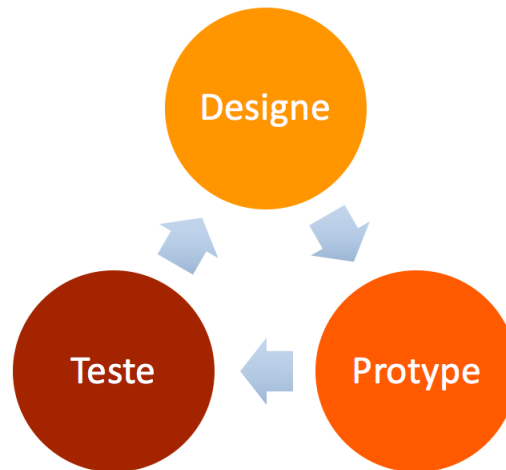
Figur 4.1: Mens prosjektoppgaven har vært preget av den uoversiktlige og kaotiske startfasen i et utviklingsprosjekt, har masteroppgaven gradvis snevret inn usikkerheten rundt utviklingen av en løsning og resultert i en tidlig konsept-prototype.

4.1 Fortsettelse av prosjektoppgaven

Som i prosjektoppgaven var vi bevisste på å velge arbeidsmetodologi som passet den fasen i utviklingen som vi var i. Under prosjektoppgaven var det viktig for oss å forstå brukerne og deres behov. Derfor valgte vi å benytte verktøy assosiert med Design Thinking (DT). I prosjektoppgaven forsøkte vi å vise hvordan DT ble brukt, med å vise eksempler på de konkrete handlingene vi utførte (se kapittel 3, appendix B). Dette var hovedsakelig av to grunner. Den ene grunnen var at det ble enkelt for leseren å forstå metodikken med å få konkrete eksempler. Den andre grunnen var at det var av akademisk interesse for oss å kunne spore hvordan metodikk påvirker utviklingsprosjektet. Dette har vi forsøkt å få fram i masteroppgaven også.

Vi var bevisste på at vi ville bytte arbeidsmetodologi da vi gikk inn i nye faser av produktutviklingen. Starttidspunktet til de nye fasene ble definert som starten av masteroppgaven, og det ble knyttet en fremdriftsplan til disse. Fra prosjektoppgaven, som bestod av fasene *Empathize*, *Define*, og litt av *Ideate*, gikk vi i masteroppgaven videre til *Ideate*, *Prototype*, og *Test*.

Vi ville gå inn i en såkalt designe-prototype-teste syklus (DBT-loop)³, illustrert i figur 4.2. I en DBT-loop itererer⁴ man seg frem til nye løsninger ved å prototype design-ideer for å teste antakelser og funksjonalitet. Det man lærer gjennom å prototype og teste kan man basere neste design-ide på. Deretter starter syklusen på nytt, og kan gå helt til man har kommet frem til en løsning som oppfyller kravene.



Figur 4.2: Designe-prototype-teste loop.

Bakgrunnen for å innføre en DBT-loop var et tankesett om at utvikling av et helt nytt produkt krever både utforskning av ideer og løsninger, men også av de fysiske størrelsene som er gjeldende. Kunstige muskler er et felt som er i stadig utvikling, og kunstige muskler i ortoser en teknologisk utfordring som det ikke finnes noen standard løsning på. Vi kunne ikke forutsi hvilke muligheter og utfordringer som kunne oppstå underveis i utviklingen. Disse utfordringene kunne enklere synliggjøres ved å lage fysiske manifesteringer av ideene gjennom å bygge fokuserte prototyper. Som vi skal se videre i metode-kapittelet, ble dermed ulike prototypeteknikker⁵ brukt for å lære om og utforske nye løsninger.

³«Design-build-test cycles», en iterativ prosess for å utforske løsninger [21]

⁴Gradvis forbedring gjennom repeterende arbeid

⁵En prosess vi refererer til som *prototyping*

4.2 Wayfaring

Wayfaringmodellen er passende for tidlig fase i utviklingsprosjekter som har en høy grad tiltenkt innovasjon, og dermed høy grad av usikkerhet [19]. Modellen ble introdusert av Steinert og Leifer i artikkelen «Finding One's Way: Re-Discovering a Hunter-Gatherer Model based on Wayfaring»(2012) [18], og har blitt videre utviklet som metodologi for tidlig fase av produktutvikling av Gerstenberg, Sjöman, Reime, Abrahamsson og Steinert [19]. Modellen baserer seg på at en «optimal ny løsning til et problem ikke kan forutbestemmes fordi man ikke har empiriske bevis på utfallet av noe som ikke tidligere har blitt gjort» [21]. Det er dermed nødvendig å ha en pragmatisk utforskning av problem- og løsningsrommet for å avdekke det ukjente[21]. Nedenfor vil vi skissere modellens retningslinjer [21], og presentere eksempler på hva vi har gjort for å følge de:

1. *«Probing» av ideer - Utforsking av løsningsrommet ved å bygge lavoppløselige prototyper for å lære og avdekke tidlige feil.*

EKSEMPEL

Vi bygget mange lavoppløselige prototyper for å teste antakelser, fyller kunnskapshull, og avdekke ukjente variabler. Vi brukte også byggingen som et kreativt verktøy for å utforske mulige løsninger og forskjellige prinsipper (presenteres i kapittel 5).

2. *Tverrfaglighet - Inkludering av alle relevante kunnskapsdomener så tidlig som mulig for å avdekke avhengigheter og bygge tverrfaglig kunnskap.*

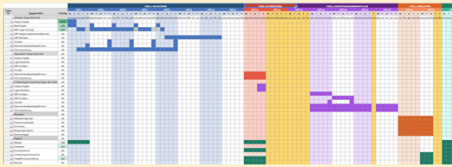
EKSEMPEL

Flere kunnskapsdomener ble benyttet i prosjektet. Ortopedi har vært inkludert gjennom kontakten hos TOV og da spesielt under arbeidet med informasjonsinnhenting om brukerbehov. Produktutvikling- material- og mekanikkfagfeltene har vært inkludert fra kunnskapsinnhenting fra fakultetets professorer, lærebøker og undervisning.

3. *Hurtighet - Planlegging basert på å få gjort korte iterasjonsøkter for å maksimere antall iterasjonssykluser.*

EKSEMPEL

Det første vi gjorde da vi startet prosjektet var å lage en framdriftsplan som baserte seg på å få gjort så mange designe-prototype-teste-loops som mulig.



Utsnitt fra fremdriftsplan

4. *Smidighet - Ha en opportunistisk tilnærming når man velger neste steg i prosjektet, og la utviklingsprosessen forme utfallet, for å gjøre rom for "tilfeldige" og innovative funn.*

EKSEMPEL

Da vi lagde framdriftsplan la vi inn en ekstra DBT-loop for et aktueringsprinsipp som vi ikke hadde bestemt oss for i tilfelle vi skulle oppdage et prinsipp underveis. Vi bestemte oss også for underveis å snevre inn omfanget for utviklingen for å gjøre plass til utforskning av aktuering og innfestning.

En utviklingsprosess som følger wayfaringmodellen er beskrevet i figur 4.3. I figuren ser man startpunktet for prosessen i venstre hjørne ved aksekorset A. Aksekorset representerer løsningsrommet til et konsept. I løsningsrommet finner man alle mulige løsninger et problem kan ha. Løsningsrommet kan som kjent bestå av mange dimensjoner⁶ og kan fort bli komplisert og kaotisk. Wayfaringmodellen foreslår å benytte seg av *prober*⁷ for å utforske løsningsrommet på en systematisk måte. En probe er en DBT-loop for en ide eller løsning [19].

Denne sekvensen av *probing*⁸ som blir beskrevet i figuren (navngitt i figuren som probe', probe'', etc.) er ment til å lede oss ut til nye områder. Målet for konseptutviklingen, definert ut i fra kravspesifikasjonen V, endrer seg hele tiden basert på nye oppdagelser gjort gjennom utforskningen. Når målet endrer seg underveis, snakker vi om *dynamiske krav* (navngitt i figuren som V', V'', ...).

⁶Vi har definert 3 dimensjoner, se kapittel 2, Bakgrunn.

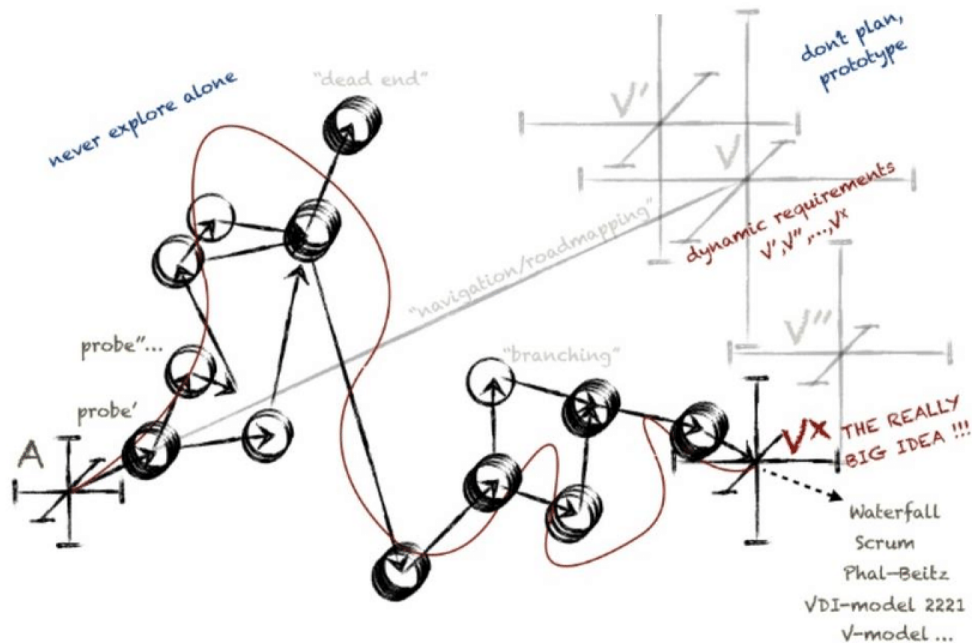
⁷Å probe er hentet fra det engelske verbet *to probe.*, og betyr å utforske eller undersøke.

⁸Probing er resultatet av å probe.

EKSEMPEL

Under arbeidet med masteroppgaven har nye oppdagelser gjennom prototyping endret kravene for en ny dynamisk KAFO. I **prosjektoppgaven** ønsket vi å kopiere C-brace sin funksjonalitet og bedre den på pris og form (se kravspesifikasjon kapittel 2). Under arbeidet med **masteroppgaven** oppdaget vi at funksjonaliteten til en ny dynamisk KAFO kan møte ulike brukerkrav, og dermed har utgangspunktet for kravspesifikasjonen endret seg gjennom prosjektet.

Wayfaringsmodellen, der man forsøker å systematisk utforske løsningsrommet, har blitt brukt for å kartlegge hvordan vi har jobbet. I avsnittet 4.4 «Vår prosess», forteller vi hvordan prober har blitt brukt for å utforske og lære om kunstige muskler og hvordan de kan brukes i en dynamisk KAFO.



Figur 4.3: Wayfaring-modellen, foreslått av Steinert og Leifer [18], redesignet av Gerstenberg [19]

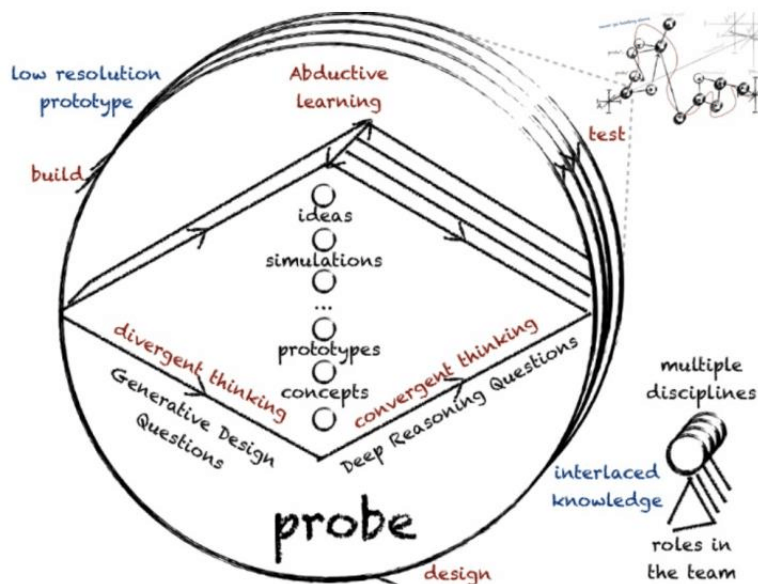
Som nevnt tidligere er en probe en DBT-syklus for en ide eller en løsning. I en probe designer, prototyper, og tester man for å kunne gi svar på antakelser og spørsmål. En probe i wayfaringsmodellen er illustrert i figur 4.4. Figuren beskriver en probe der ny kunnskap blir utledet gjennom *abduktiv*⁹ læring [19].

Læringen i en probe er pragmatisk, og går ut på å prøve å svare på *Generative Design Spørs-*

⁹«Abduction», eller abduksjon, er prosessen bak å utforme en hypotese for å forklare observerte effekter [22].

mål (Generative Design Questions) og *Dypere Resonnerende Spørsmål* (Deeper Reasoning Questions). Generative Design Spørsmål (GDS) er åpne spørsmål som i større grad spør om «hvordan kan man få til X?», eller «hva skjer hvis man ..», for å generere ideer og interessante problemstillinger [23]. Slike spørsmål forsøker å divergere fra fakta til mulighetene som kan genereres fra dem [23]. Dette appellerer til *divergerende tenking* (divergent thinking). Gjennom divergerende tenking beveger man seg «ut» i materien for å finne kilder til ny kunnskap. Gjennom *proof-of-concept* prototyper¹⁰ forsøker man i større grad å svare på disse spørsmålene [19].

Den motsatte prosessen kalles *konvergerende tenking*, der den nye kunnskapen blir fokusert mot kvantifiserbare resultater ved å svare på Dypere Resonnerende Spørsmål (DRS). Svarene til DRS forventes å være sanne og troverdige [23]. Den divergerende og konvergerende prosessen er illustrert som en diamant-form i figur 4.4.



Figur 4.4: Modell av probing, hentet fra Gerstenberg [19]

Probe-modellen har vi brukt for å beskrive og tydeliggjøre, ovenfor oss selv og for metodikken sin skyld, hvordan vi har arbeidet med læring gjennom prototypene våre.

I vårt prosjekt har probe-modellen blitt brukt for å systematisere hvordan vi har brukt prototyper for å divergere og konvergere mot ny kunnskap. Utviklingskapittelet, kapittel 5, deler opp prosessen vår i prober. I hver probe er det assosiert GDS og DRS til den kunnskapen vi har forsøkt

¹⁰Prototyper bygget for å demonstrere om en antakelse holder.

å tilnærme oss gjennom å bygge fokuserte prototyper. I vår prosess (avsnitt 4.4) er hver probe en DBT-syklus der prototyper blir bygget både for å divergere og konvergere mot kunnskap for å bringe oss videre i produktutviklingen.

En annen modell som har formet vår prosess er hentet fra Toyota sine metoder for å arbeide og vurdere sett av løsninger. Den kalles sett-basert utvikling, og vil bli presentert i neste avsnitt.

4.3 Sett-basert utvikling

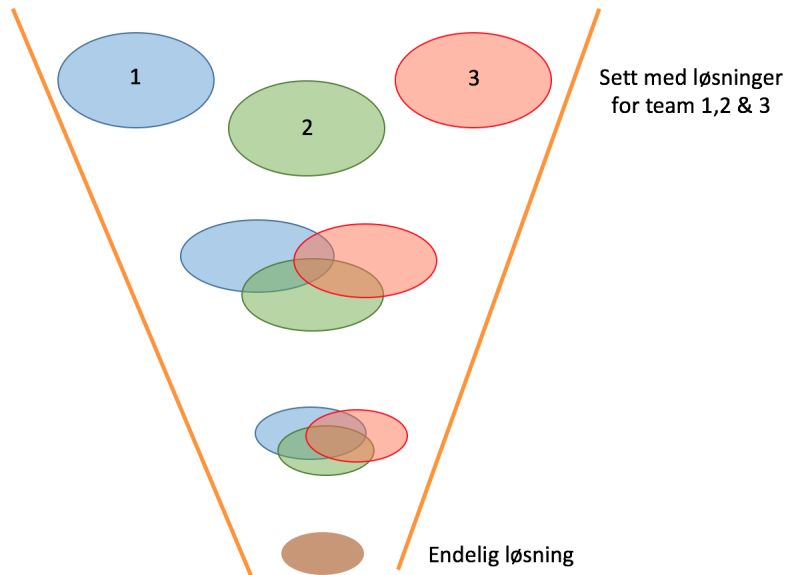
Toyota Motor Corporation har lenge vært kjent for å være industriledende når det kommer til produktutvikling, med kortere ledetider med færre ingeniører enn sine amerikanske motparter [20]. Toyotas produksjonssystem (TPS), også kjent som *lean manufacturing*, var en stor grunn til den korte ledetiden [20]. Siden åttitallet har de blitt brukt som case-studier av forskere for å finne ut av hvilke prinsipper de opererte etter da de fikk til å produsere raskere og med færre feil i produksjonen enn andre bilprodusenter på den tiden [20]. Resultatet av forskningen har vist at i tillegg til å ha en effektiv produksjonslinje, har også Toyota demonstrert en effektiv produktutviklings- og designprosess, som i ettertid har blitt identifisert som Set-Based Concurrent Engineering (SBCE) [20].

SBCE er en tilnærming der flere team innad i et prosjekt eller en bedrift, utvikler og kommuniserer sett med mange løsninger parallelt og relativt uavhengig [20]. Etterhvert som designet og løsningene utvikler seg, utvikler teamene kunnskap og forståelse om settene som tillater dem å gradvis begrense settene ved å eliminere løsninger [20]. Å jobbe med sett lar utviklere få et klart bilde av mulighetene ved å utforske forskjellige løsninger parallelt. Når man står fritt til å utforske flere mulige løsninger, øker sannsynligheten for å finne den mest optimale løsningen [20]. Dette er kjent som SBCEs prinsipp 1: *kartlegging av løsningsrommet*. Videre blir settene gradvis raffinert med å eliminere de løsningene som ikke er mulige ut i fra forskjellige kriterier. Dette er kjent som prinsipp 2: *integrering*¹¹. I neste steg blir løsningene som er igjen vurdert opp mot hverandre for å vurdere hvilken løsning man skal gå videre med (prinsipp 3: *etabler gjennomførbarhet*¹²).

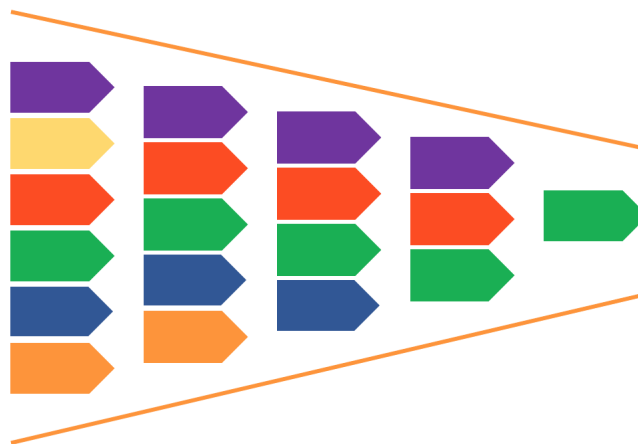
Sett-basert utvikling tar utgangspunkt i en antakelse om at å jobbe med et sett av ideer leder til bedre løsninger og høyere effektivitet enn å jobbe med en ide om gangen. Dette er fordi man alltid har alternativ å gå til hvis det skulle vise seg at en ide ikke er gjennomførbar [20].

¹¹Integrate by intersection

¹²Establish feasibility before commitment



Figur 4.5: Visuell presentasjon av SBCE-prosessen på tvers av forskjellige team.



Figur 4.6: Visuell presentasjon av SBCE-prosessen innad i et team.

Et annet poeng med sett-basert utvikling som vi vil argumentere for, er at å jobbe med flere ideer samtidig er nyttig når man skal utvikle en løsning med en høy grad av usikkerhet. Ved å utforske løsningsrommet, med et sett av løsninger, vil man komme frem til ulike måter å vurdere dem opp mot hverandre. Kritiske parametre med en løsning kan identifiseres når man prøver å måle en løsning opp mot en annen for å vurdere hvilken som er best. Det er dermed et stort potensiale for læring, med både å avdekke *kjente ukjente*¹³ men også *ukjente ukjente*¹⁴. Dette

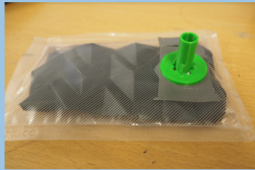
¹³Å finne svar på et definert spørsmål

¹⁴Å finne svar på et spørsmål du ikke visste du hadde

opplevde vi da vi jobbet med de tre prinsippene for kunstige muskler. For å vurdere de opp mot hverandre måtte vi etablere et system for å sette målbare variabler opp mot hverandre (se kapittel 5 Utvikling).

EKSEMPEL

Overordnet jobbet vi med **et sett** av løsninger: de tre ulike aktuator-prinsippene.

Origami-muskler**Lomme-muskler****McKibben-muskler**

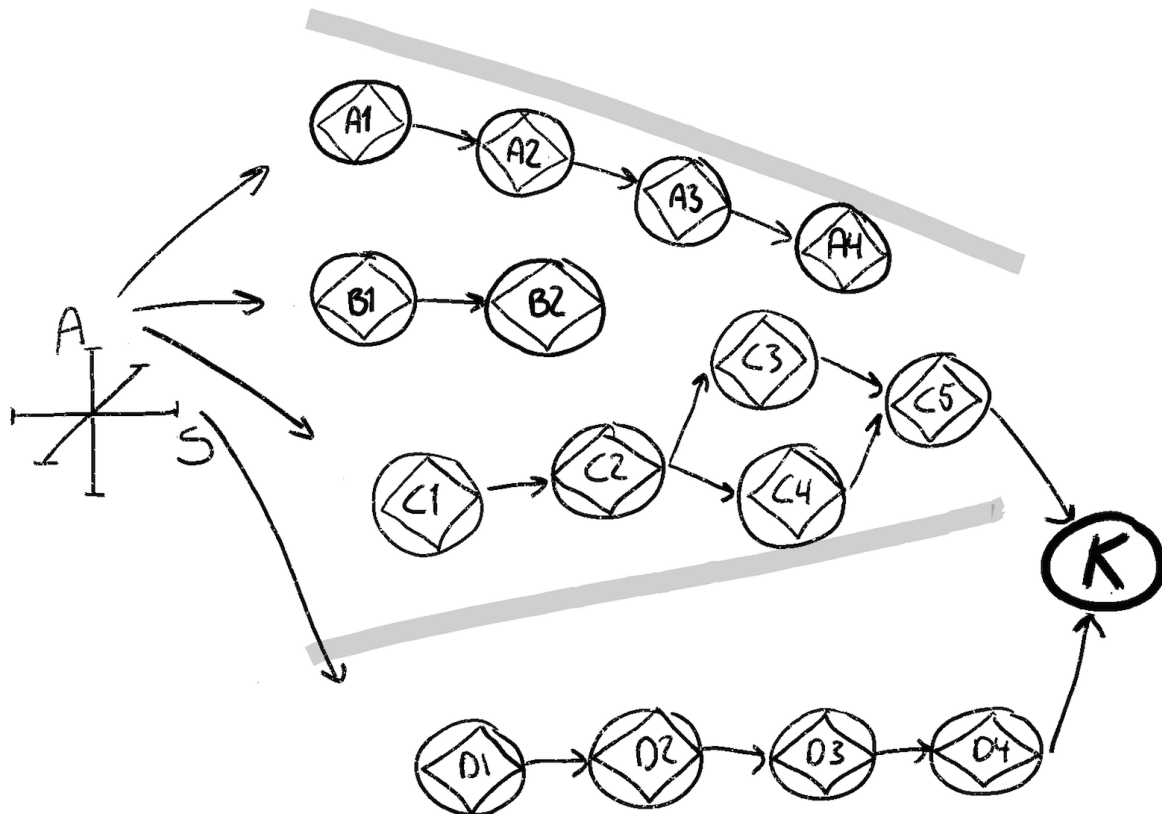
Innenfor en probe jobbet vi også med forskjellige løsninger samtidig. Dette var en divergerende prosess, der vi prøvde å skape så mange løsninger som mulig for å utforske muligheter. Samtidig var det også en konvergerende prosess der vi prøvde å svare på konkrete spørsmål ved å sammenligne ytelsen til ulike design langs kritiske parametre som vi definerte underveis. Dette kan sies å være et eksempel på en mindre sett-basert utvikling innenfor et av de overordnede settene.

EKSEMPEL

For origami-muskulene lagde vi mange forskjellige papir-brett for å få en forståelse av hvordan ulike bretteteknikker kan gi ulike bevegelser. De forskjellige prototypene vi bygde ble **et sett** av prototyper. For å bestemme oss for hvilke løsninger fra settet vi ville fortsette med sammenlignet vi løsningene med hverandre ut i fra hvor godt de kunne yte etter identifiserte kritiske parametere.

Origami-muskler

4.4 Vår prosess



Figur 4.7: Illustrasjon av prosessen vår inspirert av wayfaring og set-basert utvikling.

Som nevnt tidligere har vår prosess vært inspirert av Wayfaring-modellen og sett-basert utvikling. Figur 4.7 illustrerer hvordan løsningsrommet ble utforsket gjennom vår prototypedrevne prosess.

Aksekorset representerer dimensjonene som inngikk i det avgrensede løsningsrommet vårt, som har omhandlet hovedsakelig *aktuatorer A*, og *sammenstilling S*.

Som tidligere nevnt ble det under arbeidet med prosjektoppgaven identifisert en gruppe aktuatorer: fluid-drevne kunstige muskler. Innen fluid-drevne kunstige muskler ble et sett med tre prinsipper utforsket: serie A, B og C. Sammenstilling ble utforsket i serie D. Seriene ble utforsket med DBT-prober, der resultatet til en probe ledet til en ny probe med nye spørsmål. Probemodellen har vi benyttet oss av for å strukturere utviklingskapittelet. Noen serier ble utforsket med mange prober, mens andre serier ble utforsket med få prober.

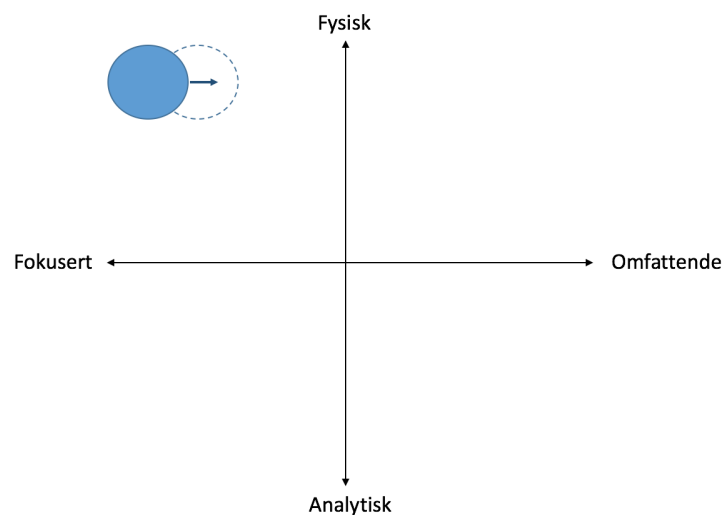
Den sett-baserte utviklingen er illustrert med grå, konvergerende streker rundt serie A,B og C, som ble utviklet parallelt. Etter en lengre periode med utvikling ble til slutt serie A og B eliminert. Parallelt med aktuatorsettene ble det arbeidet med å implementere en aktuator for å levere knemoment i en struktur, D. Resultatene fra serie C og D, med probe C5 og D4 resulterte til slutt i et konsept (K).

4.5 Prototypeteknikker

I denne delen av oppgaven vil vi presentere hvilke metoder og teknikker innen prototyping vi har brukt i arbeidet vårt.

4.5.1 Klassifisering av våre prototyper

I arbeidet med denne masteroppgaven har de fleste prototypene våre vært fysiske og fokuserte, som er vist med blå sirkel i figur 4.8. Etterhvert som vi gikk over i sammenstilling beveget vi oss mot mer omfattende prototyper, dette er vist med pil og stiplet sirkel i figur 4.8.



Figur 4.8: Grafisk fremstilling av hvordan våre prototyper kan klassifiseres.

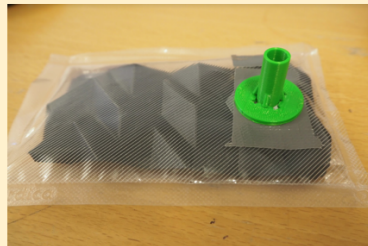
«Cobbled-up» prototyper

Et prinsipp vi har brukt mye under utviklingen er «cobbled up prototypes». Prototypene blir hovedsakelig laget av hyllevarer og materiell man har tilgjengelig i umiddelbar nærhet for å lage raske men funksjonelle prototyper [24]. Dette prinsippet blir anbefalt å bruke om graden av tidligere kunnskap og erfaring på området er lavt, samtidig som en høy grad av funksjonalitet er viktig [24]. En «cobbled-up» prototype er ofte bygget med lav oppløsning. Men hvis sluttproduktet kan benytte seg av hyllevareløsninger kan man bygge en «cobbled-up» prototype med høy oppløsning.

EKSEMPEL



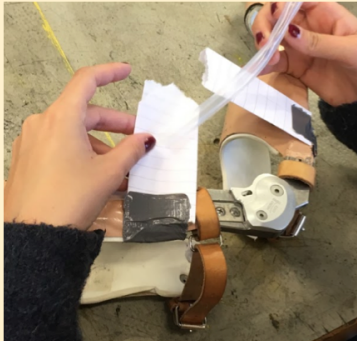
En cobbled up prototype der frysepose og papir har blitt brukt for å sjekke funksjonalitet.



En cobbled up prototype der vakuumpose, plastikkperm og en 3D-printet del har blitt brukt.

Prototype-dreven dimensjonering

Prototype-dreven dimensjonering handler om å bestemme dimensjoner og andre spesifikasjoner ved å bygge først og måle etterpå, istedenfor å bygge en prototype etter mål (som kan være feil). Hvis det på forhånd er stor usikkerhet rundt en løsning, kan en god tilnærming være å gjette på dimensjoner for så å raskt teste om dimensjonene er passende. Som en generell regel kan man si at når man utforsker muligheter i de tidlige stadiene av en produktutviklingsprosess er læringssyklusene viktige, og dermed vil en prototype-dreven spesifikasjonstilnærming være best [24]. Med en stor grad av eksisterende kunnskap og erfaring vil en spesifikasjonsdrevne tilnærming lønne seg [24]. Siden prototypene har drevet utviklingen i dette prosjektet har prototypene blitt brukt som *levende spesifikasjoner* hvor man hele tiden har hatt mulighet til å utforske mange muligheter innenfor dimensjonering og funksjon.

EKSEMPEL

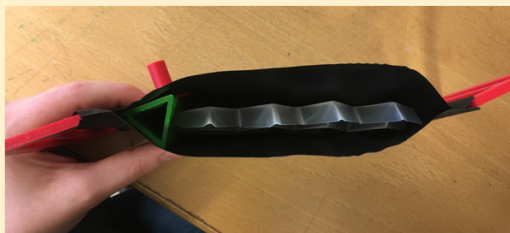
På bildet ser man papirlapper festet på oversiden og undersiden av kneleddet på KAFOen for å dimensjonere avstander. Ved hjelp av prototypen kunne man fysisk se for seg hvor lang muskelen måtte være for å få til ulik rotasjon om leddet. Festepunkter for muskelen kunne også spesifiseres.

Sett-basert prototyping

Under prototypingen av origami-muskulene ble det etterhvert identifisert hvilke komponenter som måtte inngå i en fullstendig muskel for å få til testing og evaluering av mulighetene. I det stadiet fant vi ut at vi kunne beholde designet på de komponentene som ikke trengte å testes, og sørge for at de kritiske komponentene i testingen kunne endres. Det ble dermed utført en *set-basert prototyping*¹⁵ for å få til en fortgang i testingen av parametre med muskelen som bare var avhengige av én variabel. Selve prototypingen var dermed sett-basert ved at man kunne justere formen på én prototype for å undersøke hvordan prototypen ble påvirket av å endre en parameter om gangen.

EKSEMPEL

En sett-basert prototype ble laget under origami-testingen der flere strukturer skulle testes i en muskel. I stedet for å lage en muskel for hver struktur ble det laget en muskel der strukturene kunne byttes ut.



Komponentene som ikke trengtes å testes ble gjenbrukt.



En muskel med en åpne-/lukkemekanisme ble laget for å teste ulike strukturer.

¹⁵Et faguttrykk introdusert av Christer Westum Elverum i emnet TMM4280 - avansert produktutvikling.

Kapittel 5

Utvikling

Dette kapitlet vil beskrive den prototype-drevne prosessen vår, som er strukturert etter modellen (vår prosess) presentert i avsnitt 4.4. I modellen har vi forsøkt å dele inn ulike stadier av arbeidet etter hvilke GDS og DRS prototypene våre ble laget etter.

Fire serier (A,B,C,D) med løsninger ble generert, hvor hver serie har et ulikt antall med prober. De fire seriene består av et sett med tre aktueringsprinsipper og en serie med sammenstilling av KAFOen.

Prototype-serier:

- **(A)** Aktuator: Origami-muskler (FOAM)
- **(B)** Aktuator: Lomme-muskler (LM)
- **(C)** Aktuator: McKibben-muskler (MKM)
- **(D)** Sammenstilling av muskel og ortose

Under hver probe vil det bli presentert hvordan vi har jobbet, hva vi har funnet ut og hvilke beslutninger som er tatt og på hvilket grunnlag. Hver probe (se avsnitt 4.2) illustrerer en DBT-loop, der vi har bygget prototyper for å svare på generative design spørsmål og dypere resonnerende spørsmål. En probe er dermed avgrenset til hvilken type informasjon vi har vært ute etter på ett bestemt tidspunkt i utviklingen. DBT-loopen i proben er dermed definert som ferdig når prototypebygging har resultert i konvergende tenking som har gitt opphav til nye spørsmål som da vil starte neste probe. Probene er gjort eksplisitte med at vi har gitt de navn og definert hvilke spørsmål og resultater som har avgrenset de.

Oppsettet på probene er like. En probe-figur (se figur 5.1) illustrerer omtrent hvor mange prototyper som har blitt bygget. Det er en sammenheng mellom antall prototyper som er bygget og hvor utforskende probeaktiviteten har vært. I prober med mange prototyper har divergerende tenking vært dominerende, og grad av usikkerhet rundt løsningen vært høy. Videre defineres proben ut i fra hvilke GDSer og GDRer den har vært avgrenset til. Deretter beskriver vi mer konkret hva vi har jobbet med og hvordan vi har jobbet under *fremgangsmåte*. Til slutt presenterer vi *resultatet* av proben; vårt oppdaterte kunnskapsnivå med innsikter som har ført oss videre til de neste probene.



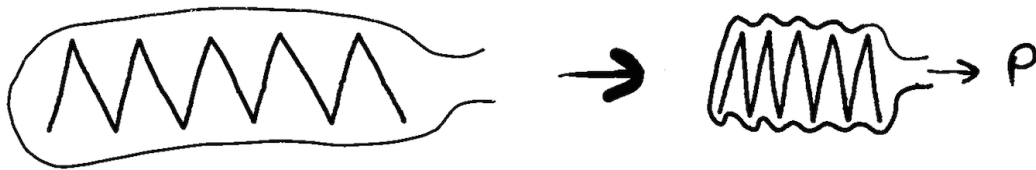
Figur 5.1: Fra venstre: Probe med 1-3 prototyper, probe med 4-6 prototyper og probe med 7-10 prototyper.

Aktuerings-seriene avsluttes med en diskusjonsdel der egenskaper, fordeler og ulemper ved de ulike prinsippene blir diskutert og satt opp mot hverandre. Slik ble det bestemt hvilke muskler som skulle elimineres og hvilken muskel som skulle tas med videre. Videre vil sammenstillings-serien også avsluttes med en diskusjon.

Det ble tidlig i arbeidet med serie A-C laget et *testben* for å teste prototypene. Denne ble laget av en gjenbrukt KAFO fra TOV. Strukturen og leddet til KAFOen ble brukt for å etterligne kneleddet, og flasker med vann ble brukt for å etterligne låret og leggen.

5.1 Serie A: Origami-muskler

I avsnitt 3.1.2 ble virkemåten til en fluid-drevet origami-inspirert kunstig muskel(FOAM) presentert. Prinsippet baserer seg på et negativt trykk(vakuum) som brukes til å trekke ut luft fra en lufttett lomme med en indre struktur. Den indre strukturen bestemmer så hvordan lommen vil trekke seg sammen, og en muskelbevegelse oppstår. I dette avsnittet vil utviklingsprosessen av origami-muskler bli presentert. Utviklingen besto av fire prøber som resulterte i en rask generering av funksjonelle prototyper og nye innsikter, for å forstå hvordan prinsippet kunne benyttes i en dynamisk KAFO.



Ordliste

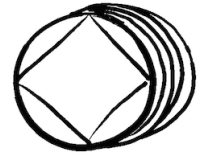
Origami: Japansk bretteteknikk for å lage tre-dimensjonale strukturer av flate, uniforme plater (papir).

Muskel: Et objekt som genererer løftekraft ved å endre form.

Mønster: Det 2-dimensjonale mønsteret som brukes til å brette ut strukturer av.

Struktur/skjelett: Den 3-dimensjonale strukturen som er skjelettet i muskelen. Bruker også adjektivet brett om strukturer. (Feks. En Miura-brett er en struktur som er basert på origami-teknikken for å lage Miura-Ori mønster.)

5.1.1 Probe A1 - Prinsipp



GDS

- Hvilke bretteteknikker finnes?
- Hvilke bevegelser kan vi lage med FOAM?

DRS

- Hvordan kan vi vurdere ulike bretteteknikker?
- Hvilke komponenter inngår i en fungerende FOAM?

Fremgangsmåte

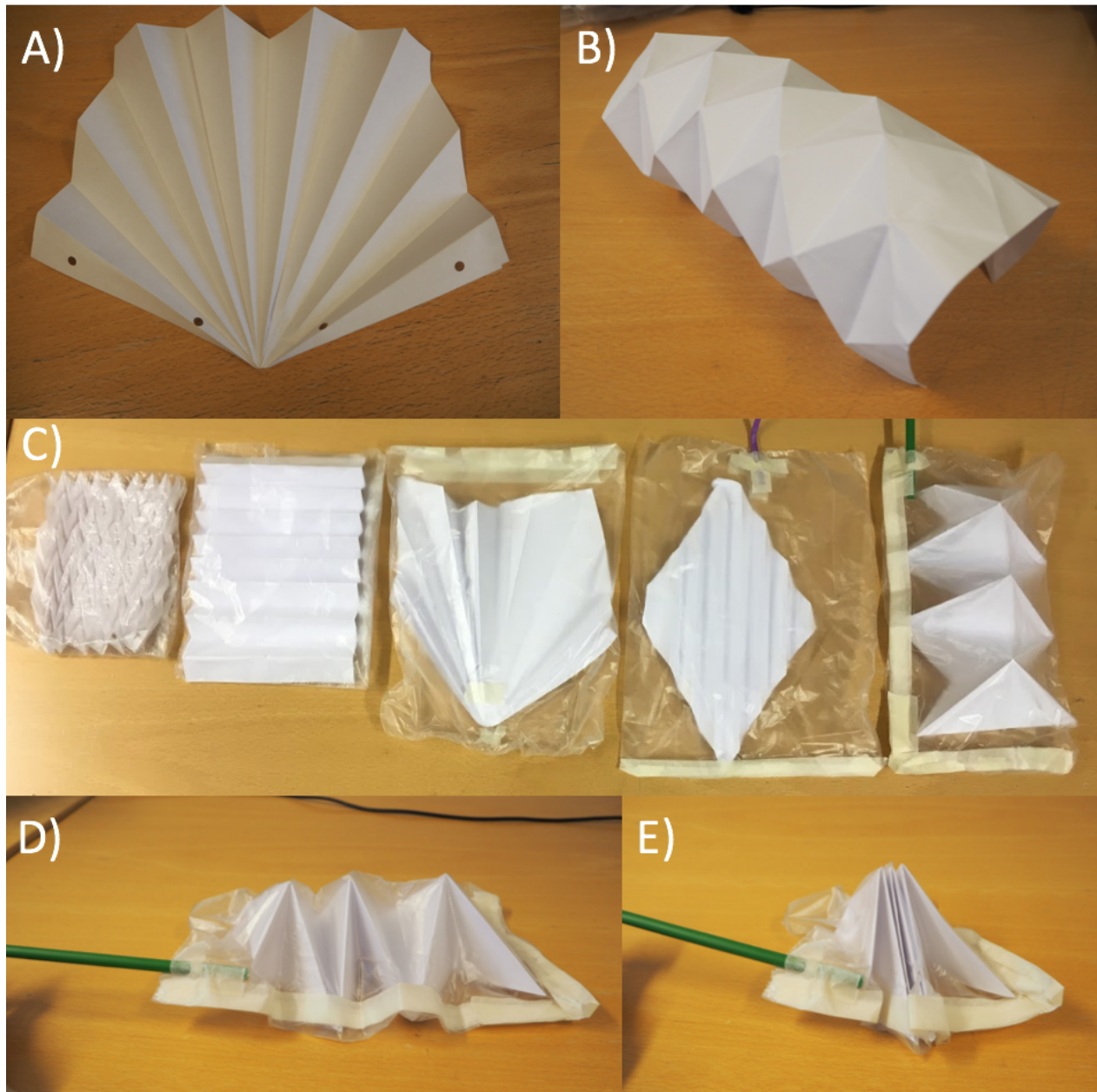
I starten av utviklingen var det mange variabler og mye usikkerheter rundt dette prinsippet. Vi ville utforske med å bygge raske og billige prototyper. Mange såkalte *cobbled up* prototyper ble generert for å svare på spørsmål, men også for å utforske løsningsrommet og byggeteknikk.

Forskjellige origamimønstre ble først brettet for å utforske bretteteknikker og bevegelser. Lineær sammentrekning og rotasjonsbevegelser var i fokus, men andre større «3D-brett» ble også brettet.

Deretter ble funksjonaliteten testet ved å putte origamibrettene i fryseposer. Vakuumtrykk ble generert med lungene våre og et sugerør. Figur 5.2 viser et utvalg av prototypene fra denne prosessen.

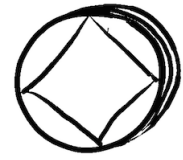
Resultater

Vi oppdaget to bretteteknikker som fungerte bedre enn andre; miura- og sikksakkbretting, vist i figur 5.2 C, 1 og 2 fra venstre. De var plasseffektive og hadde høy lineær sammentrekning (Miura-ori brettene våre hadde en sammentrekning på omtrent 90%).



Figur 5.2: Et utvalg av prototypene vi bygget for å utforske løsningsrommet. Vi hentet inspirasjon til bevegelser av origami-bretteteknikker. A) Her var det tenkt at en vifteform kunne blitt brukt til å rotere kneleddet ved å lage en muskel som kunne festes på siden av kneet. B) Større 3D brett var tenkt for å kunne innkapsle store deler av benet, som f.eks. en tunnel-formet brett med lineær sammentrekning trekt over låret. C) Fra venstre: Miura-Ori brett; lineær sikksakk-brett; vifte-brett; skrå sikksakk-brett; 3D-brett med store trekant-flater. D) «Muskel» i upåvirket tilstand E) «Muskel» der luften blir sugd ut ved hjelp av et sugerør.

5.1.2 Probe A2 - Utforskning av størrelser



GDS

- Hvordan kan musklene brukes for å få til knerotasjon?
- Hvordan påvirker muskeldimensjonene ytelsen til muskelen?

DRS

- Hvordan oppfører musklene seg når de brukes til å løfte ting?
- Hvor mye kan musklene løfte og ved hvilket trykk?
- Hvor høy sammentrekning har musklene?

Fremgangsmåte

I denne proben benyttet vi tykkere tegnepapir for å få stivere brettestrukturer som tålte mer. Vi gikk også over til å teste funksjonaliteten til musklene med å løfte masser, måle sammentrekning, koble dem sammen, og finne svakheter. Et forsøk på å koble to muskler parallelt til testbenet ble også testet ut. I figur 5.3 viser vi et utvalg av prototypene fra denne proben.

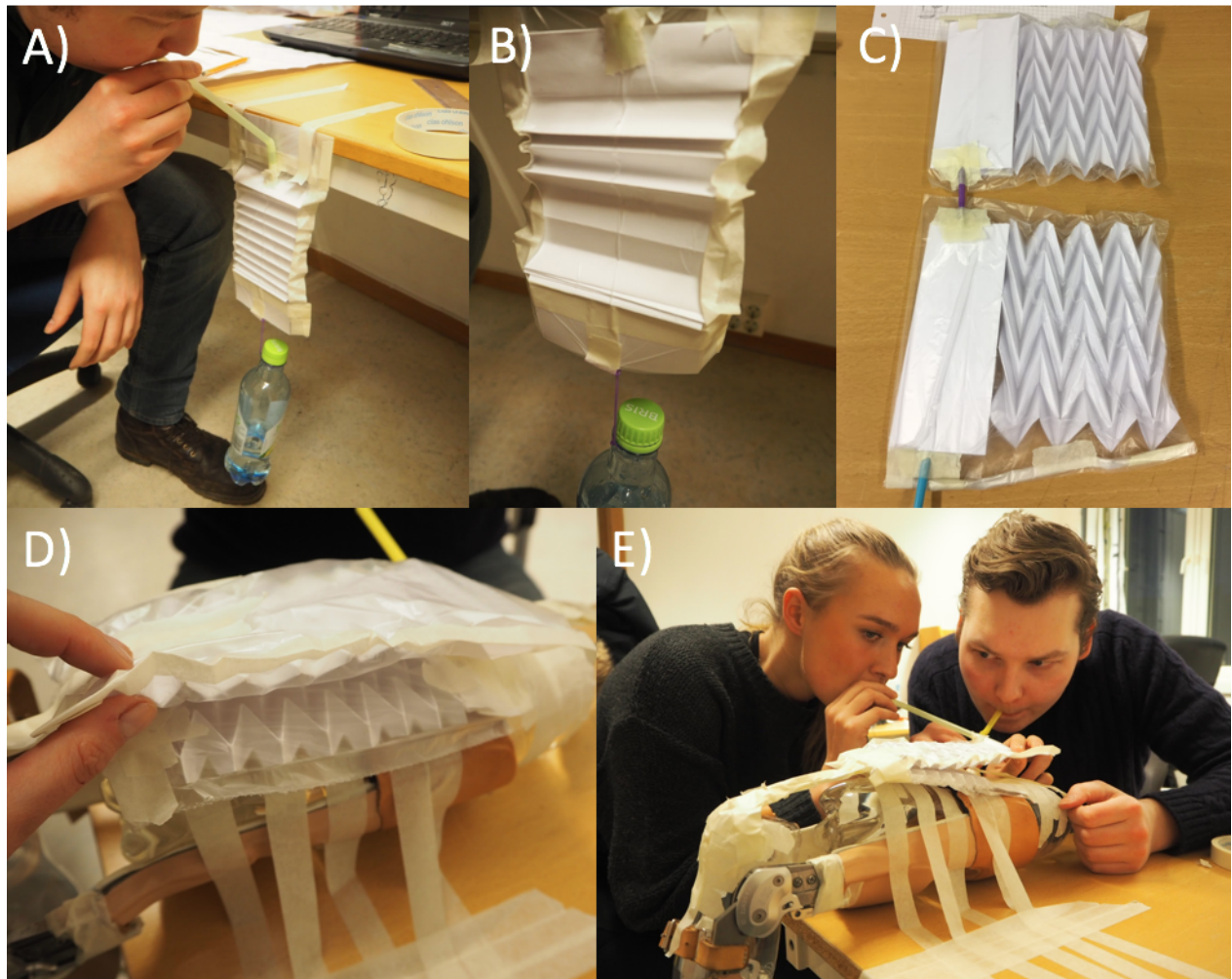
Resultater

Da stivheten på skjelettet økte, økte også vakuumtrykket man måtte levere til muskelene. Muskelenes vekt i var <15g (med sugerør).

Den høyeste massen som ble løftet med lineær sammentrekning var på omtrent 500 g med en *miura-brett*. Muskelen løftet denne massen en høyde på 70 mm, som var tilsvarte en sammentrekning på omtrent 50% av muskelen.

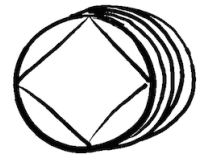
Med *sikksakkbrett* klarte en muskel å løfte en masse på 250g en høyde på 90 mm (75% sammentrekning).

Resultatene viste at selv med svake materialer og lavt vakuumtrykk var det mulig å få til en fluid-dreven muskel som kunne løfte masser. Noen muskler med sikksakkmønster kollapset grunnet både stivheten til papiret og fordi bretteflatene ble for høye i forhold til massen som skulle løftes. I tillegg var det ingenting som hindret at flatene kunne «skli» fra hverandre, og brette seg helt ut.



Figur 5.3: Et utvalg av prototyper fra probe A2 A) Musklene ble testet med å løfte masser. B) Sikksakk-strukturen kollapset når massen ble for tung. C) Seriekobling av muskler. D) Musklene i en parallellkobling. E) Musklene ble plassert på et testben for å eksperimentere hvordan de kan brukes til å generere et knemoment.

5.1.3 Probe A3 - Materialer



GDS

- Hvordan kan vi bygge musklene sterkere?
- Hvordan kan vi produsere origami-strukturer på andre måter enn å brette med fingrene våre?
- Hvordan løser vi problemer med overgangen mellom pose og slange?
- Hvordan generere høyere vakuumentrykk enn med lungene våre?

DRS

- Hvilket materiale tåler å bli bøyd ofte?
- Hva kan man lage sterkere poser av?

Fremgangsmåte

Polypropylen(PP)-plater ble valgt som nytt materiale for origamibrettene i prototypen, fordi det kan bøyes flere millioner ganger før det oppstår brudd, samtidig som den er lett og har høy styrke i orienteringsretning [25, s.18]. Plater av plastikkpermer (laget av 0.6 mm PP materiale) ble klippet ut og brettet. For å få mønstrene over på platene ble det laget brettegninger (se figur 5.4 C), som ble brukt som mal for å trykke inn nedsenkninger i materialet med en kulepenn og linjal. Et ferdig brettet mønster er vist i figur 5.4 F.

Andre materialer som termoplastisk modelleringsmateriale (Worbla) (figur 5.4 D) og 2mm/3mm PP (figur 5.4 E) ble også forsøkt brukt som skjelett. Worbla var lett å forme, men fikk ikke elastiske ledd i forhold til PP. 2mm og 3mm PP kunne ikke brettes med teknikken vi brukte for 0.6mm PP. Det ble derfor testet å bruke en laserkutter på et lite prøvestykke for å gravere platen. Videre ble det vurdert at gravering ble krevende og vanskelig å få til. Det ble derfor valgt å gå videre med 0.6mm PP fordi de var betraktelig stivere enn papir og kunne brukes til å bygge prototyper med høyere oppløsning.

Da strukturen ble stivere måtte det også høyere trykk til for å presse den sammen. En vakuumpumpe med kapasitet til å generere et negativt trykk på inntil 100 kPa ble brukt. Lommen rundt skjelettet måtte nå tåle mer og lekkasje måtte minimeres for å få til en høyere vakuump-kvalitet. Til det formålet ble det brukt vakuumpakke-maskin for å forsegle spesialtilpassede poser. Posene kunne dermed lages både sterkere og tettere.

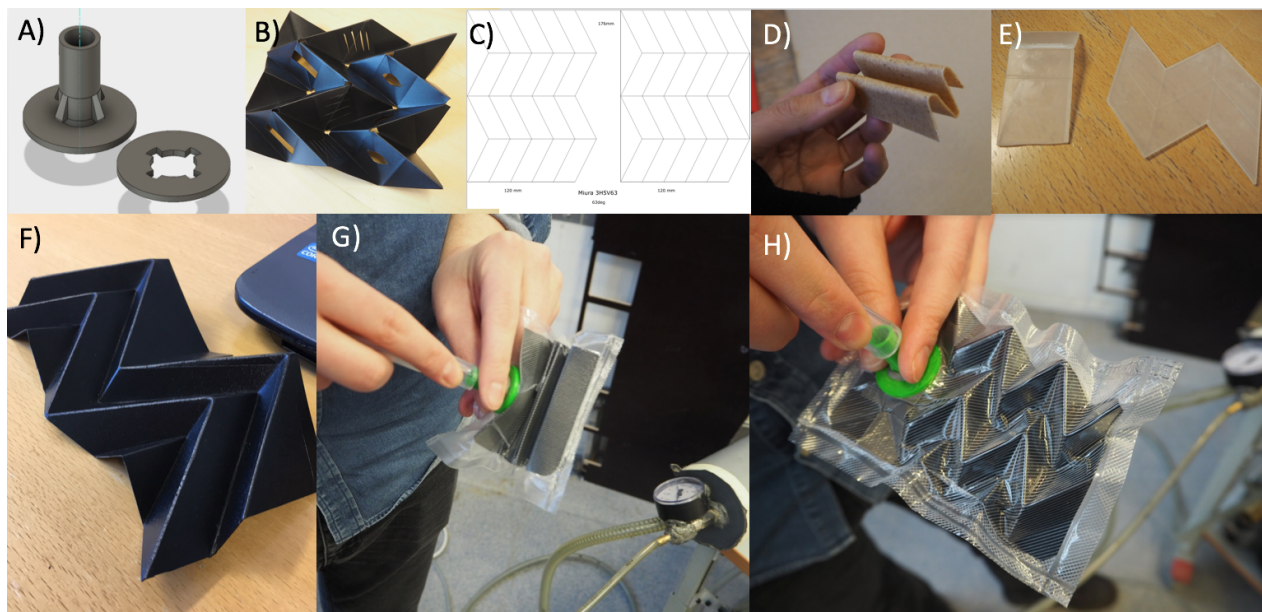
En overgang (slangekobling) mellom pose og vakuumslange (figur 5.4A) ble også prototypet.

Løsninger ble skissert på ark, modellert i CAD og deretter 3D-printet i PLA på lav oppløsning for å få en hurtig print.

Resultater

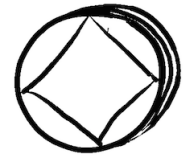
Da musklene ble prototypet med andre materialer oppstod det flere problemstillinger, spesielt knyttet til fabrikasjon av skjelettet, stivhet og styrke til posen, forsegling, luftgjennomstrømning og generering av sterkere vakuum.

Sammentrekningen av musklene krevde et vakuumtrykk på rundt 40 kPa. Selv om vi opererte med lavere trykk økte ikke løfteevnen betraktelig. Dette var fordi skjelettet og posen var så stiv at mesteparten av trykket gikk til å presse sammen skjelettet. I tillegg ble slangekoblingen fort blokkert av flatene til skjelettet som sugde seg fast på innsiden. Det ble forsøkt å fjerne materiale i ledd og flater for å få til en bedre luftstrøm gjennom strukturen og for å trekke sammen bretten som vist i figur 5.4 B. Dette hadde liten effekt på sammentrekningen til muskelen. Trolig fordi vakuemet var med på å suge parallelle flater sammen. Kritiske funksjonaliteter ble identifisert, og tatt med til neste probe. Spesielt problemet med for stiv pose og blokkering av innsug.



Figur 5.4: A) CAD-modell av slangekobling. B) En perforert struktur for bedre luftgjennomstrømning. C) En brettetegning vi lagde for å lettere generere mønster. D) Worbla TM, termisk formbart, lite elastisk. E) 2mm PP med inngravert mønster. F) En Miura-brett i 0.6mm PP. G) Muskel med siksakk-struktur under trykk. H) Muskel med Miura-struktur.

5.1.4 Probe A4 - Ytelse



GDS

- Hvordan bygger vi sterke muskler?

DRS

- Hva er sammenhengen mellom sammentrekningskraft og forskyvning?
- Hvordan påvirker skjelettgeometri ytelse?

Fremgangsmåte

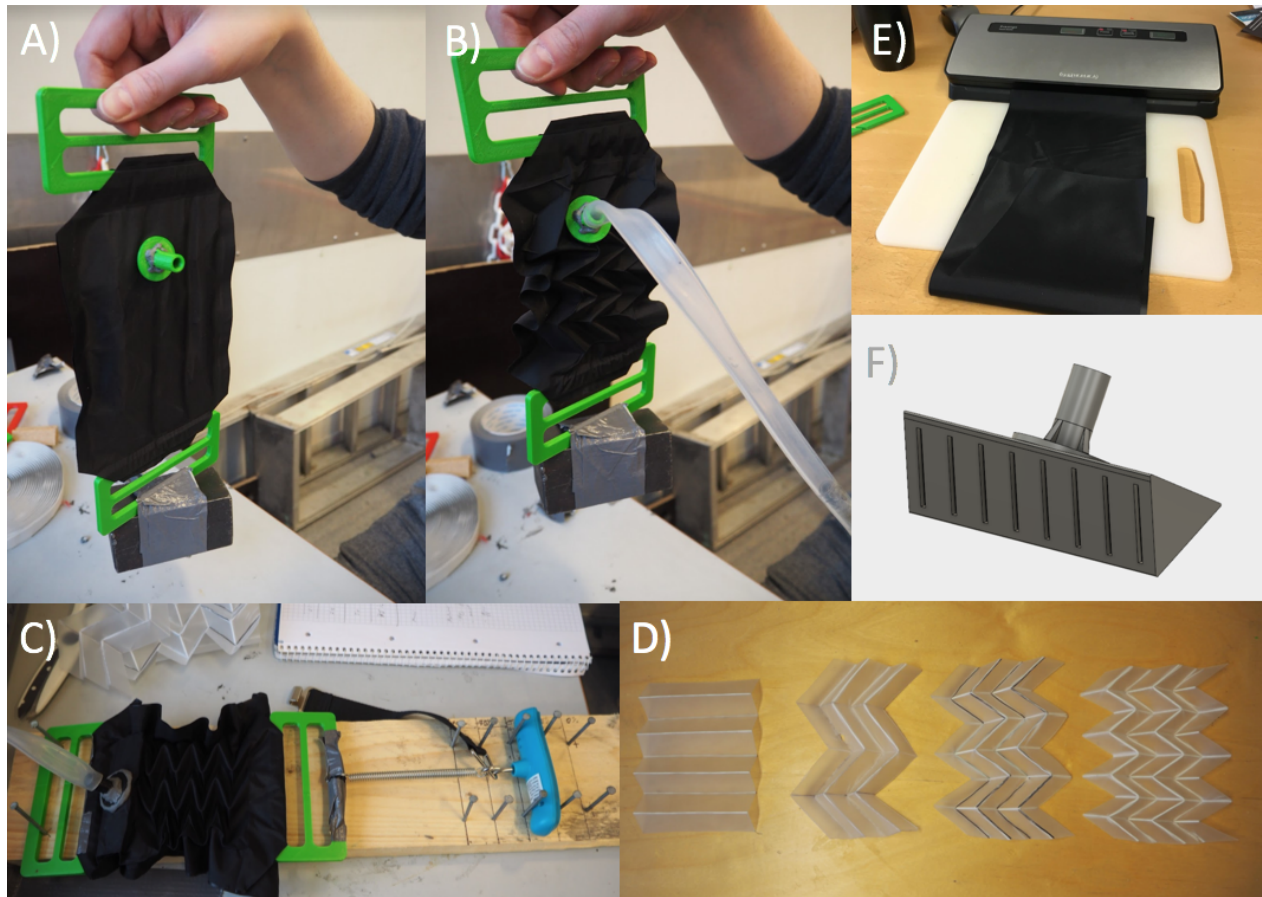
Vi brettet fire skjelett i 0.6mm PP (figur 5.5D) med like dimensjoner (140x100x15 mm). Ett sikk-sakkmønster med 7 horisontale brettekanter (S7H), og tre med Miura-mønster med henholdsvis 3H5V (3 horisontale og 5 vertikale brettekanter), 5H5V, og 5H7V. Dette ble gjort for å få kontrollerte variabler for å se hvordan skjelettgeometri påvirker muskelytelse.

Posen ble laget av et nytt materiale; TPU-dekt nylon. Dette var en nylon-duk der den ene siden var dekket av termoplastisk polyuretan. Dette gjorde den lufttett, slik at man kunne forsegle poseflatene mot hverandre ved å bruke samme teknikk som med vakuumposene (figur 5.5 E).

For å løse problemet med blokkering ved slangekoblingen, 3D-printet vi en løsning der innsuget gikk inn i et kammer på innsiden av posen (figur 5.5 F). I kammeret var det flere slisser for å fordele luften, og problemet med blokkering ble løst.

Det ble også laget 3D-printet fester til endene på muskelen. Disse ble utformet både for å fungere som håndtak, men også med tanke på å bruke reimer for å spenne muskelen fast i en ortose for fremtidig bruk.

For å spare tid under bygging ble det bygget en pose med en åpne-/lukkemekanisme, der det indre skjelettet kunne byttes ut for hver av testene vi ville utføre. Musklene ble testet ved å løfte masser og se på sammentrekningen. Musklene ble også testet på en test-rigg der vi kunne lese av sammentrekningskraft ved ulike stadier i sammentrekningen (statisk testing). Dette ble gjort ved at muskelen ble spent opp, slik at sammentrekningen på muskelen var 0, 25, 50, 75 og 100 mm under testing. En bagasjevekt leste av kraften som oppstod når luften ble sugd ut av posen under forskjellige trykk (se figur 5.5C).



Figur 5.5: A) Orgamimuskel i upåvirket tilstand med masse B) Orgamimuskel i påvirket tilstand med masse C) Origamimuskel på testrigg under vakuumentrykk D) Fire skjelett: Ett sikksakkmønster og tre med Miura-mønster E) Vakuumpakkemaskin med nylonduk som forsegles F) Modell av slangekobling med luftfordelingskammer.

Resultater

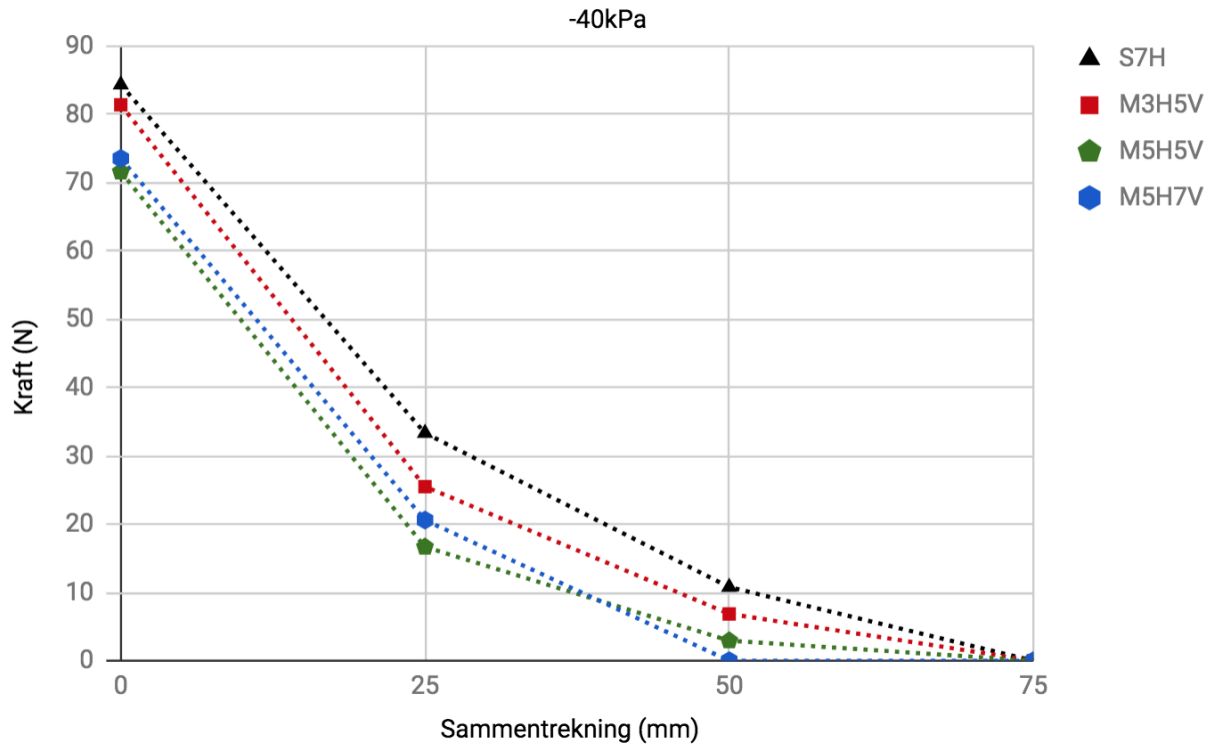
Resultatene fra testingen av sammentrekningskraft på testriggen er sammenstilt i grafene i figur 5.6, 5.7 og 5.8. Fargene på grafene illustrerer de forskjellige prototypene:

Sort: Muskel med Sikksakk 7H-skjelett (S7H)

Rød: Muskel med Miura 3H5V-skjelett (M3H5V)

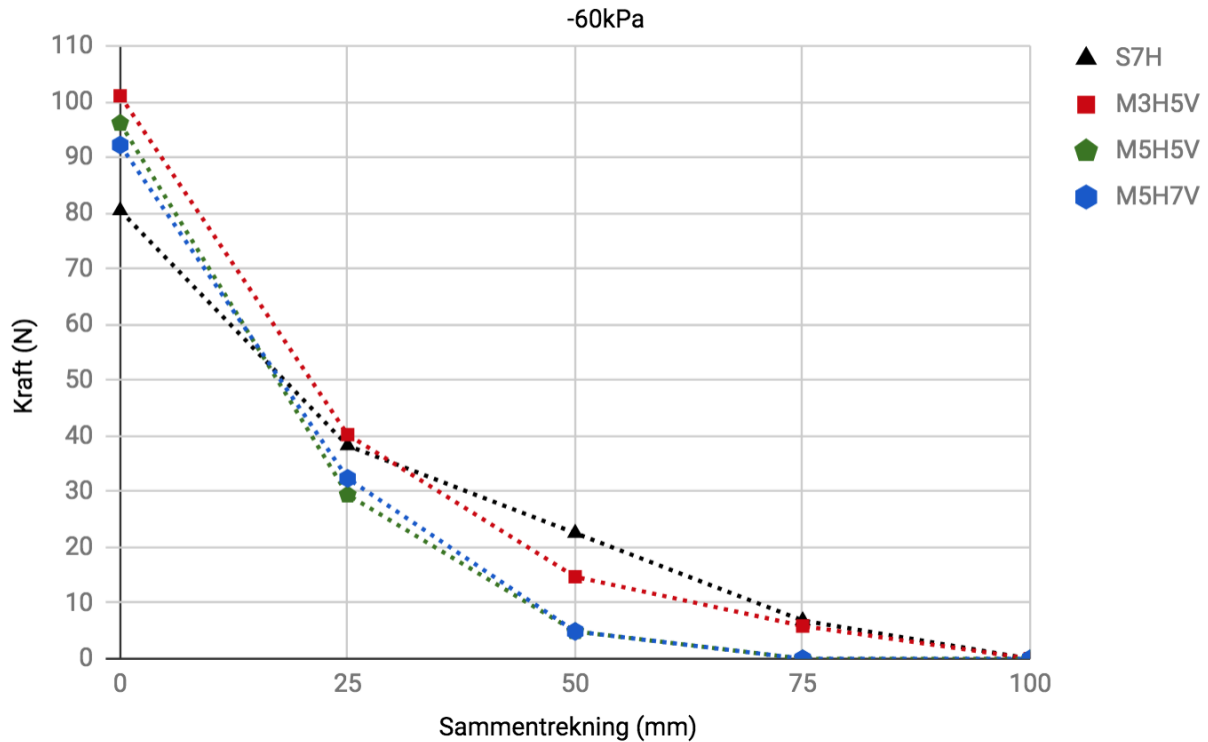
Grønn: Muskel med Miura 5H5V-skjelett (M5H5V)

Blå: Muskel med Miura 5H7V-skjelett (M5H7V)



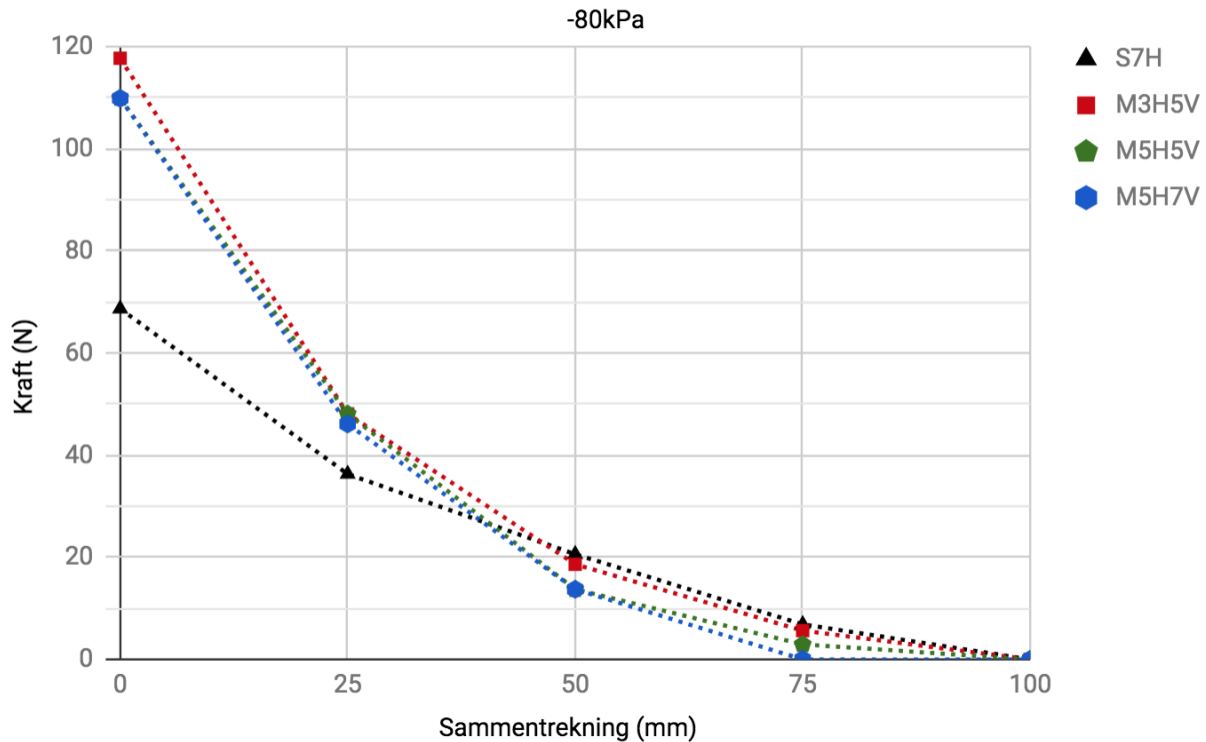
Figur 5.6: Graf som viser sammentrekning og kraft ved 40 kPa.

Ved 40kPa vakuumtrykk (figur 5.6) hadde S7H høyeste sammentrekningskraft, tilsvarende 8.6kg i starten av sammentrekningen. Den minst komplekse Miura-strukturen, M3H5V, hadde en sammentrekningskraft på nesten det samme (8.3kg). Mens M5H5V og M5H7V hadde nesten lik kraft (7.5 og 7.3kg). Kraftbidraget ved 25mm sammentrekning var 3.6kg for S7H, 2.6kg for M3H5V og mellom 1.6-2.1 for M5H5V og M5H7V. Ved 50mm var dette redusert ytterligere, til mellom 0.3-1.1 kg. M5H7V genererte ikke kraft ved 50mm sammentrekning, og ingen muskler genererte kraft ved 75mm sammentrekning.



Figur 5.7: Graf som viser sammentrekning og kraft ved 60 kPa.

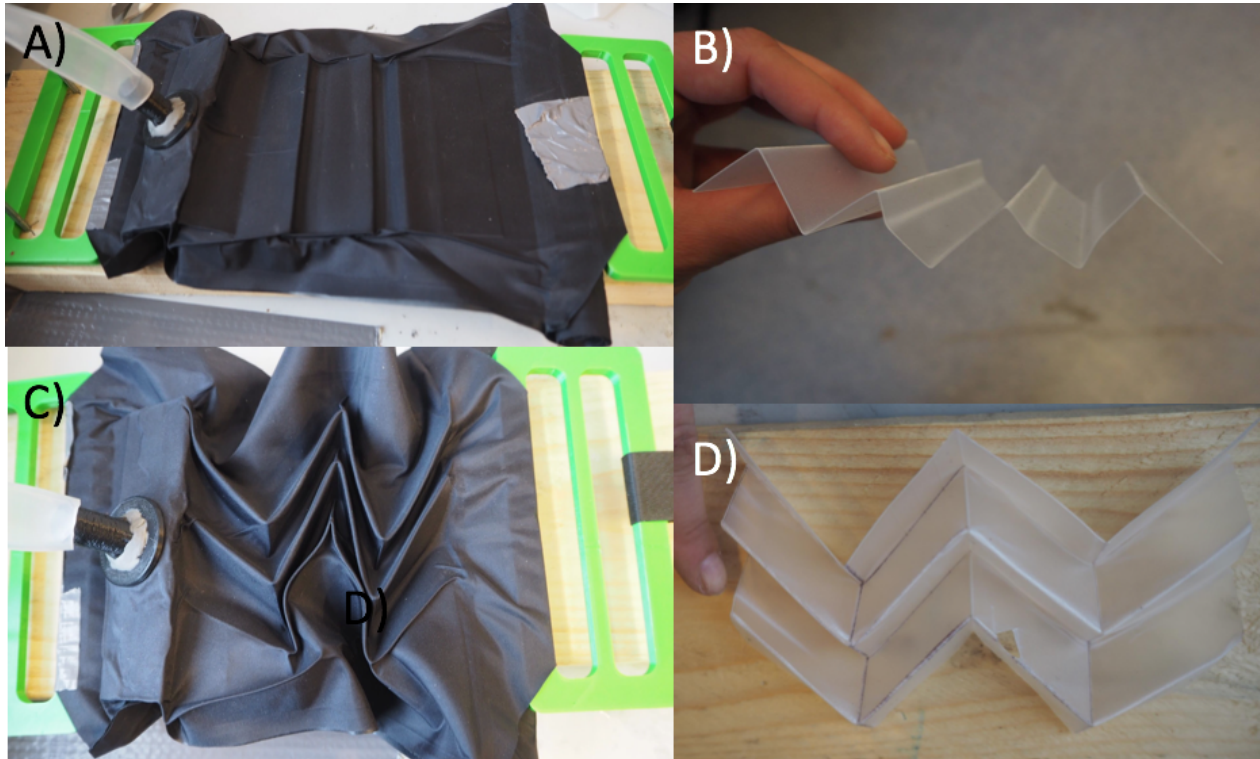
Ved 60kPa vakuumtrykk var det Miura-musklene som hadde høyest kraftbidrag i starten av sammentrekningen, tilsvarende rundt 10kg (10.3kg for 3H5V). Sikksakk-muskelen genererte 8.2kg. Her merket vi at Sikksakk-skjelettet begynte å kollapse, slik som i figur 5.9A. Ved høyere sammentrekning hadde S7H høyere sammentrekningskraft enn Miura-musklene. M5H5V og M5H7V genererte ingen kraft ved 75 mm sammentrekning, mens S7H og M3H5V genererte mellom 0.6-0.7kg.



Figur 5.8: Graf som viser sammentrekning og kraft ved 80 kPa.

Ved 80kPa vakuumtrykk kollapset S7H fullstendig (se figur 5.9A), og det ble knekking langs bredderetning på tre av bretteflatene (se figur 5.9B). Denne feilen påvirket resultatet på hele testen, og resulterte i en lav sammentrekningskraft for muskelen. Miura-musklene genererte krefter mellom 11-12kg, og M3H5V genererte høyest kraft på 12kg. Kraftforløpet under testen var forholdsvis lik for Miura-musklene, men forskjellen i kraftbidrag ble større ved høyere sammentrekning. Ved 50 mm sammentrekning begynte M3H5V å kollapse, noe som induserte en knekking langs den ene bretteflaten (se figur 5.9 C og D). Ved 75mm sammentrekning genererte M3H5V 0.6kg, M5H5V 0.3kg, M5H7V 0kg og S7H 0.7kg.

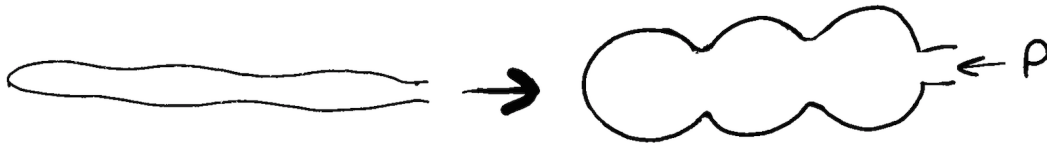
Vekten på muskelen var 112g, hvor skjelettene veide 8g hver. Da er de forholdsvis tunge 3D-printete håndtakene inkludert. Uten håndtakene veide muskelen 72g. Muskelens volum (ikke inkludert håndtak eller slangekobling) var på 200x185x30mm.



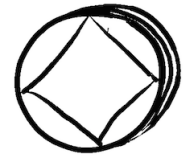
Figur 5.9: A) Kollapset origamimuskel med sikksakkskjelett B) Sikksakkstrukturen ga etter ved at platene bøyde seg på punkter litt over halve platelengden. C) Ødelagt origamimuskel med miura-mønster D) Miura-strukturen kollapset ved at den ytterste bretten.

5.2 Serie B: Lomme-muskler

Lomme-musklene våre var inspirert av Roam Robotics sitt arbeid med fluid-drevne muskler for bevegelsesassistanse (se avsnitt 3.1.2). Roam Robotics bruker kontrollerte volumekspansjoner av lufttette lommer til å generere moment i forskjellige ledd på menneskekroppen. Dette avsnittet vil presentere utviklingprosessen av våre lomme-muskler.



5.2.1 Probe B1 - Prinsipp



GDS

- Hvordan kan vi bruke lufttette lommer som muskler?
- Hvilke bevegelser kan vi få til med de?

DRS

- Hvordan kan man bruke de i en KAFO?

Fremgangsmåte

Prototyper ble laget for å teste geometrier, former og funksjonaliteter. Til dette formålet hadde vi bestilt TPU-dekt nylon, et slitesterkt, fleksibelt og lufttett stoff. Flatene ble forseglet ved å smelte TPU-sidene mot hverandre med en vakuumpakke-maskin. Når to sider ble smeltet sammen fikk man en lufttett og sterk forbindelse.

Trykkluft ble hentet fra verksted-kompressoren og regulert med en egenutformet krets med en kuleventil, trykkmåler med regulator og en 3/2-veis ventil med trykknapp. Dette ga oss relativt god kontroll over trykket, men en upresis styring av volumstrømmen.

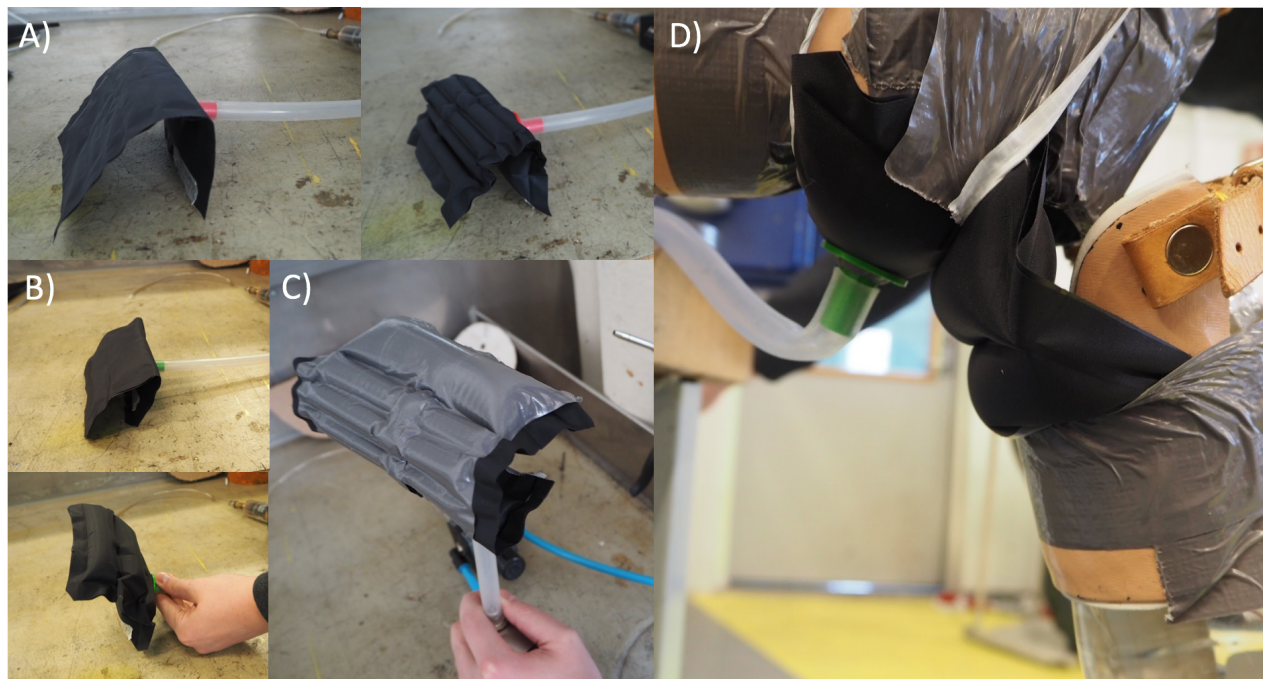
De første prototypene var gjenbrukte poser fra origami-muskulene, der vi smeltet inn mindre luftlommer og blåste de opp med trykkluft (se figur 5.10 A). Prinsippet vi prototypet på figur 5.10 A var en muskel der den ene siden av muskelen hadde horisontale sylindformede lommer som ekspanderte under trykk. Sylinderne ble da liggende så tett at de presset på hverandre da de vokste, og hele lommen fikk en krumning. Lommen kunne da legges over utsiden av et hengselledd der kraften som ble generert av krumningsbevegelsen kunne brukes til å dytte leddet sammen (fleksjon). Dette lignet prinsippet som Roam Robotics brukte i sin demovideo av muskelen (se avsnitt 8.2.1).

Et annet prinsipp, der vi festet en pose med større vertikale sylindrelommer på baksiden av kneet på testbenet (figur 5.10 F), ble også prototypet. Posen ble festet til låret og ankelen med nylontråd. Da lommene fyltes med luft ble volumutvidelsen så stor at sylinderne ville presse på hverandre og dermed presse låret og ankelen fra hverandre. Den tette innfestningen til benet gjorde at muskelen bare kunne utvide seg på en måte som ga ekstensjonsmoment til leddet.

Resultater

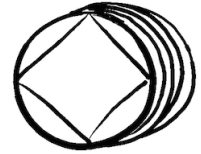
De to prinsippene ble tatt med videre til neste probe. Prinsippet med muskelen på baksiden av kneet ble testet på testbenet, og oppnådde en ekstensjon av kneleddet på omtrent 30°, der den løftet «leggen» på 1.5kg med et trykk like under 200kPa. Da trykket nådde 200 kPa fikk posen hull som følge av at nylontråden, som festet den til testbenet, var for stram og skar seg inn i en av lommene.

Prototypen for prinsippet med muskel på oversiden av kneet var ikke laget kraftig nok til å generere høyt nok moment for testbenet. Den var hovedsakelig laget for å få en følelse av hvordan man kunne få til en krumningsbevegelse lik den til Roam Robotics.



Figur 5.10: A) En pose med mange små sylindformede lommer som får tilført trykk B) En pose med tre horisontale sylindformede lommer som dytter på hverandre og skaper en krumning av posen under trykk. C) Duct-tape ble brukt for å holde den ene siden stivere D) En lomme-muskel plassert på baksiden av kneet på en KAFO.

5.2.2 Probe B2 - Geometrier



GDS

- Hvordan få til mer komplekse lommegeometrier?
- Hvordan kan man plassere lommer i forhold til hverandre?

DRS

- Hvordan få en forståelse av hvordan krefter fordeles og hvordan luften skaper volum i store og små lommer?

Fremgangsmåte

Det ble tegnet skisser, laget papirmodeller og plastlommer (med vakuumpakkemaskinen) for å tilnærme oss strukturer. Papirlommene ble brukt for å utforske geometrier raskt, og plastlommene for å lage de lufttette.

For å få til innvendige åpninger mellom lommene ble det 3D-printet enkle strukturer som kunne brekkes av og fjernes etter forsegling. Den 3D-printede strukturen ble plassert mellom stoffet under forsegling slik at forseglingen ble forhindre på noen bestemte plasseringer. En slik struktur ligger over posen i figur 5.10 C.

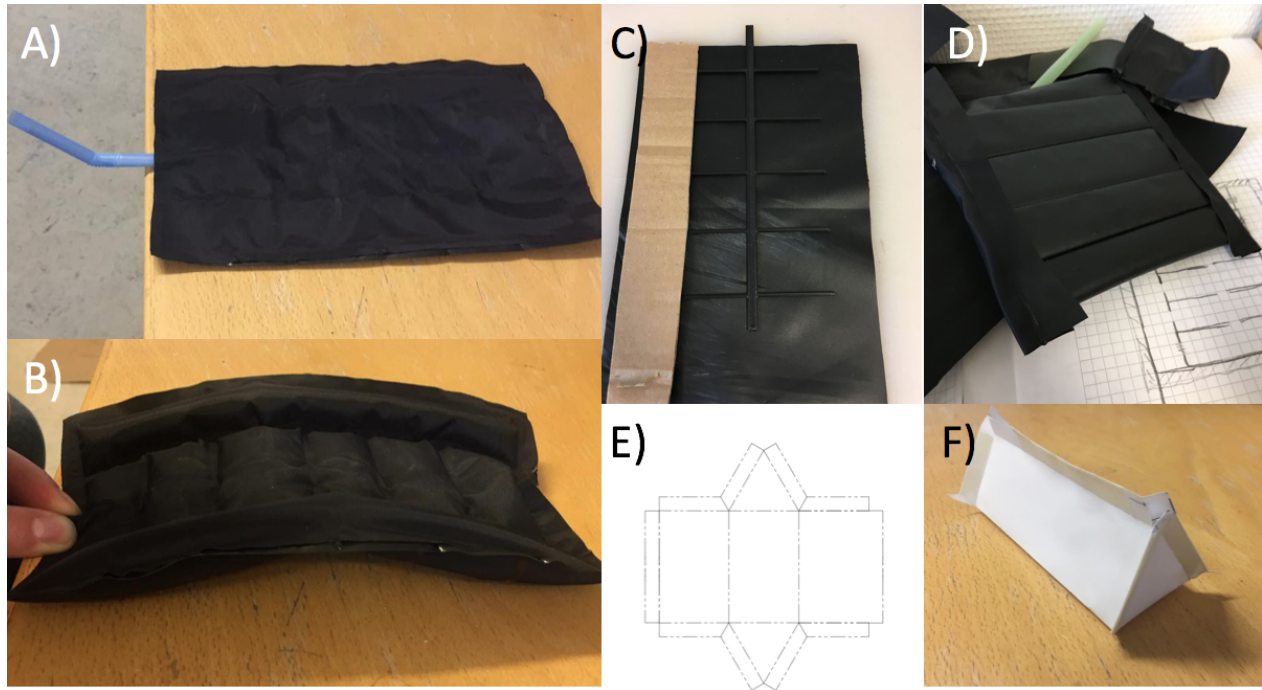
For å få til mer kompliserte former ble det laget bretteformer slik som figur 5.10 E viser. Bretteformen på bildet ble laget for å få til å konstruere en luftlomme som en prisme med en triangelformet grunnplate. Dette prinsippet ble bare prototypet i papir da forseglingen ikke lot seg gjøre i stoff. For å lage lufttette lommer med TPU-stoffet trengte vi mer utviklingstid siden duken bare kunne forsegles på den ene siden.

Resultater

Utforskningen resulterte i to ideer for å få til ekstensjon av kneleddet:

- En ide der en muskel plasseres på oversiden av kneet, der vertikale lommer fylles med luft for å få til en krumnings-bevegelse, mens horisontale lommer fylles med luft for å få en avstivende effekt når kneleddet har nådd full ekstensjon.
- En ide der en muskel bestående av tre lommer formet som triangelformede prismer plasseres på baksiden av kneet. Når de fylles med luft vil sidene presse mot hverandre og presse lår og ankel fra hverandre. Dermed blir kneleddet «dyttet» ut i ekstensjon.

På dette tidspunktet valgte vi å avslutte videre probing med lomme-muskler. Dette var fordi vi innså at disse musklene ville kreve lang utviklingstid for å få til flere lufttette lommer i kombinasjon med hverandre. Forseglingene med stoffet ble ikke helt lufttette. Dessuten opplevde vi bedre resultater med McKibben-musklene og origami-musklene, og valgte derfor å fokusere på de.



Figur 5.11: A) En muskel med horisontale lommer og vertikale sylindre. B) Testing av prototype A under lavt lufttrykk. C) Bruk av 3D-printet stang for å lage sammenkoblede kamre i muskel A. D) En muskel med trekkspill-aktig struktur. E) En egenlaget brettetegning for konstruksjon av en lomme formet som en triangulær prisme. F) En papirkonstruksjon brettet etter brettetegningen.

5.3 Serie C: McKibben-muskler

McKibben-muskler(MKM) ble først introdusert på 1950-tallet og er idag en av de vanligste kunstige musklene [2] [6]. Muskelen består av en elastisk indre slange omgitt av et ytre flettet nett som når den blir påført et indre trykk får en radiell utvidelse og langsgående sammentrekning, og kan dermed kan brukes som en lineær-aktuator [2]. I dette avsnittet vil prosessen bak vår prototyping av en MKM bli presentert.



5.3.1 Probe C1 - Prinsipp

GDS

- Hvordan lager man en fungerende McKibben-muskel?

DRS

- Hvilke komponenter inngår i en McKibben-muskel?

Fremgangsmåte

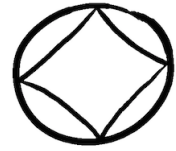
For å få en forståelse for prinsippet bygget vi en *cobbled-up prototype* av en partyballong og et kommersielt tilgjengelig vevet kabelnett av polyester som vanligvis blir brukt til å beskytte kabler (se figur 5.12 A og B). For å fylle ballongen med luft ble det brukt en ballongpumpe. En skive med hull i ble brukt for å holde kabelnettet på plass ved ballongåpningen, mens nettet ble knytt i den andre enden.

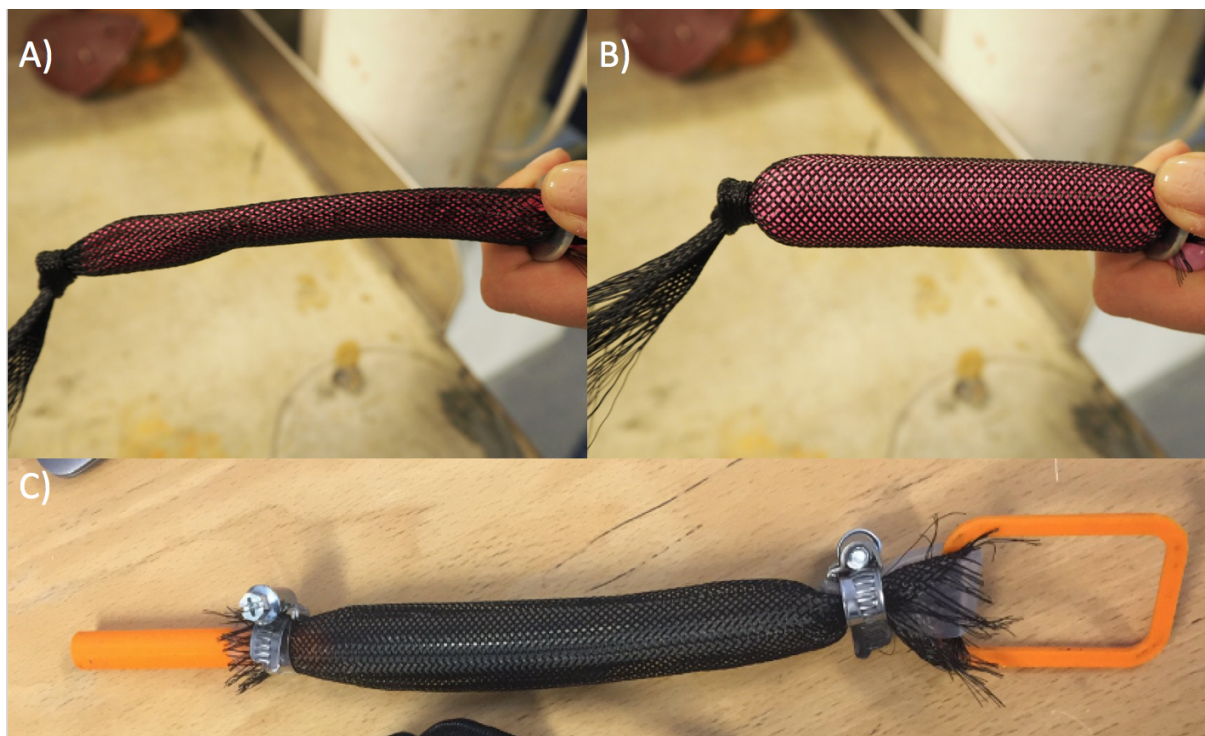
Deretter produserte vi en prototype med *høyere oppløsning* som inkluderte en sterkere silikongummi-slange, kabelnett, slangeklemmer, en 3D-printet innløp og et lite 3D-printet håndtak (se figur 5.12 C). Vi fikk ikke testet prototypen med trykkluft fordi innløpet ikke passet med det pneumatiske systemet og koblingene vi fikk tilgang til ved verkstedet.

Resultater

En MKM kunne enkelt lages ved å kombinere en blære og et kommersielt tilgjengelig kabelnett. Den første prototypen hadde en sammentrekning på omtrent 25% av den totale lengden.

Under høyere trykk måtte flere og sterkere komponenter inkluderes; som endestykke, luftovergang, slangeklemme og en sterkere blære. 3D-printet endestykke fungerte ikke med høyere trykk, så videre probing måtte inkludere standardiserte pneumatiske komponenter.





Figur 5.12: A) En partyballong i et vevet kabelnett blir brukt til å lage en fungerende MKM. B) Den fylles med luft av en ballongpumpe, og en lengdevis sammentrekning oppstår. C) En tidlig MKM med 3D-printet innløp og feste, silikonslange og kabelnett.

5.3.2 Probe C2 - Ytelse



GDS

- Hvordan oppfører en MKM seg med høyere lufttrykk?
- Hvilke dimensjoner kan vi bygge?

DRS

- Hva er sammenhengen mellom sammentrekning og muskellengde?
- Hvilke egenskaper har våre McKibben-muskler?

Fremgangsmåte

Muskulene ble i denne proben bygget av forskjellige silikongummi-slanger med det samme polyester-nettet. Standard pneumatiske koblinger ble brukt for å koble den ene enden av muskelen til et trykkluftsystem på verkstedet. Den andre enden ble brettet over en ring for å få et festepunkt til muskelen (se figur 5.13). Koblingene var forholdsvis store og tunge, men på dette stadiet var det ytelsen som var i fokus, ikke formen.

Forskjellige muskellengder ble prototypet for å se hvilke lengder som kunne passe vårt bruk, og hvor stor påvirkning den initielle lengden hadde på den totale sammentrekningen. Prototyper med forskjellige diametre og hardheter på slanger ble også bygget.

Prototypene ble testet ved å løfte forskjellige masser (dynamisk krafttest, se figur 5.13 A og B) for å se på bevegelser og løftekraft. En masse kunne bli løftet i en rolig, jevn bevegelse med å justere luftstrømmingen med en ventil. Det ble også utført en statisk krafttest (se figur 5.13 F) på testtriggen vi bygde i probe A4.

Resultater

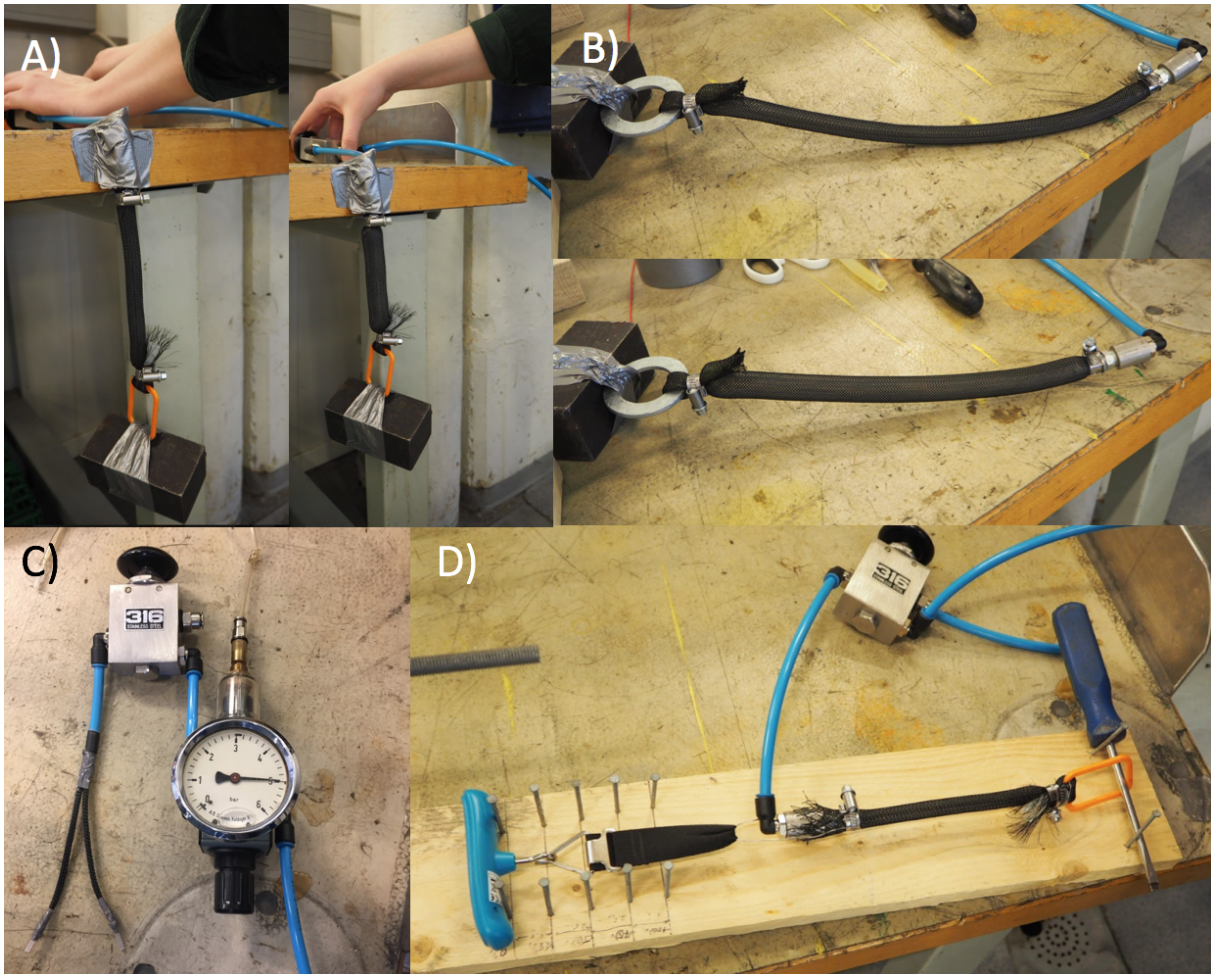
De pneumatiske koblingene var store og tunge, som resulterte i en unødvendig tung muskel. Muskelen fungerte godt til å løfte en masse (dynamisk test). Massen var på rundt 2kg, og kunne bli løftet i en rolig, jevn bevegelse ved trykk på 100kPa.

MKM'en kunne yte en makskraft på 208N ved 600kPa indre lufttrykk (statisk test). I figur 5.14 ser vi resultatet av den statiske testen gjort på en av våre prototyper. Løftekraften øker nesten lineært med det påførte trykket.

I tabell 5.1 ser vi en sammenligning av tre prototyper og deres maksimale sammentrekning. Den ulike tøyningen kan forklares med at slangen i prototype 1 var laget av en hard silikongummi, mens slangen i de to andre var laget av en myk silikongummi. Tøyningen var lik for prototypene av samme materiale, som indikerer at den initielle lengden ikke har noe å si for den totale

tøyningen. En lang MKM vil ha en sammentrekning som kan minne om en biologisk muskel.

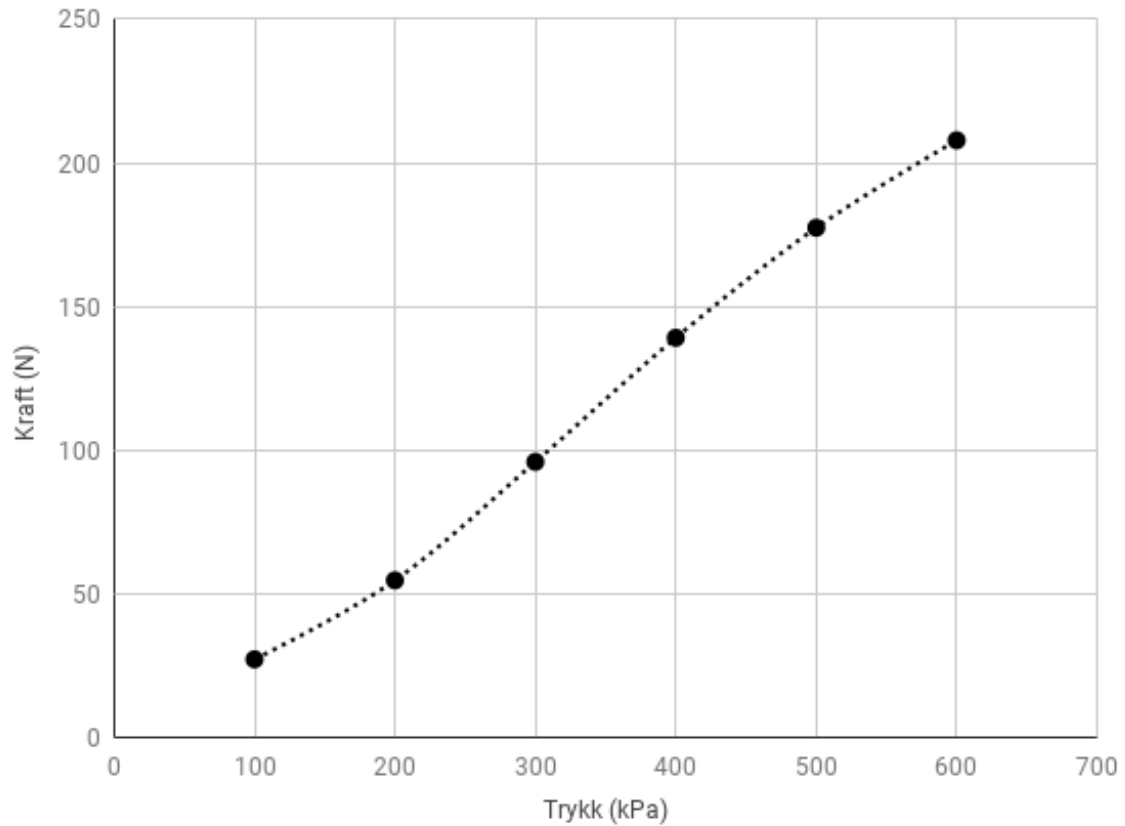
Som vist i figur 5.13 E ble det også testet tynne MKMer. Her oppnådde vi ingen sammentrekning, bare at muskelen ble hardere. Dette var trolig fordi materialet på den tynne slangen var for hard. Overgangen fra det pneumatiske systemet og til musklene var heller ikke helt lufttett da vi ikke hadde så små pneumatiske koblinger. Tynne MKMer ble ikke tatt med videre da de større MKMene virket mer interessante på dette tidspunktet.



Figur 5.13: A) En prototype blir brukt til å løfte en masse ved å få tilført et trykk fra et eksternt trykkluftsystem. B) En prototype bygd for å se hvordan lengde påvirker tøyning. C) En prototype av små og tynne MKMer. D) En prototype under statisk testing.

Tabell 5.1: Maks sammentrekning mot lengde på 3 prototyper.

	Initiell lengde (mm)	Maks sammentrekning (mm)	Tøyning (%)
Prototype 1	90	12	13.3
Prototype 2	140	28	20
Prototype 3	300	60	20



Figur 5.14: Graf som viser sammenheng mellom trykk og kraft for en prototype.

5.3.3 Probe C3 - Væsketrykk

GDS

- Hvordan oppfører muskelen seg med væsketrykk i stedet for lufttrykk?

DRS

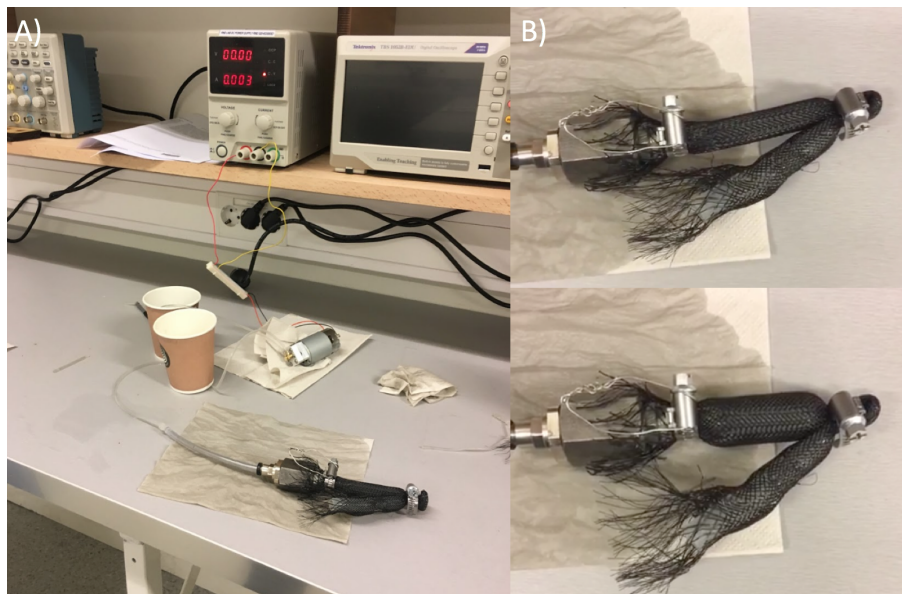
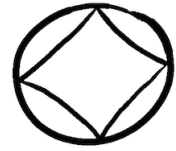
- Hva er utfordringer med hydrauliske systemer?

Fremgangsmåte

En av prototypene fra forrige probe, med myk silikongummi, ble gjenbrukt for å kjøre på væsketrykk. En liten elektromotor med en påmontert tannhjulspumpe ble brukt til å pumpe vann inn i muskelen. Med en strømforsyning regulerte vi spenningen til motoren for å regulere pumpehastigheten. Lengden på muskelen var bygget kortere for å teste sammentrekningen i liten skala. Prototypen hadde indre volum på ca. 0.02ml.

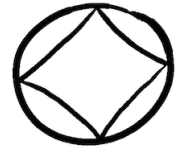
Resultater

Væsketrykk fungerte bra, spesielt ved bruk av en liten elektromotor med tannhjulspumpe. Det åpnet opp for et enkelt kontrollsystem for elektronisk regulering av muskelsammentrekning. Selv om væskevolumet var lite var aktueringshastigheten høy (ca. 2s). Dette på grunn av lav pumpehastighet som trolig kom av at den hadde høy intern motstand siden den egentlig er ment for olje og ikke vann. I tillegg var det problemer med lekkasje.



Figur 5.15: A) Hydraulisk MKM med vannbeholder i pappkopp og pumpesystem. B) Prototypen fylt med vann med forskjellig trykk.

5.3.4 Probe C4 - Bevegelser



GDS

- Hvordan kan muskelen gi en bevegelse til et kneledd?
- Hvilke karakteristikk har bevegelsene?

DRS

- Hva er sammenhengen mellom sammentrekning og knerotasjon?

Fremgangsmåte

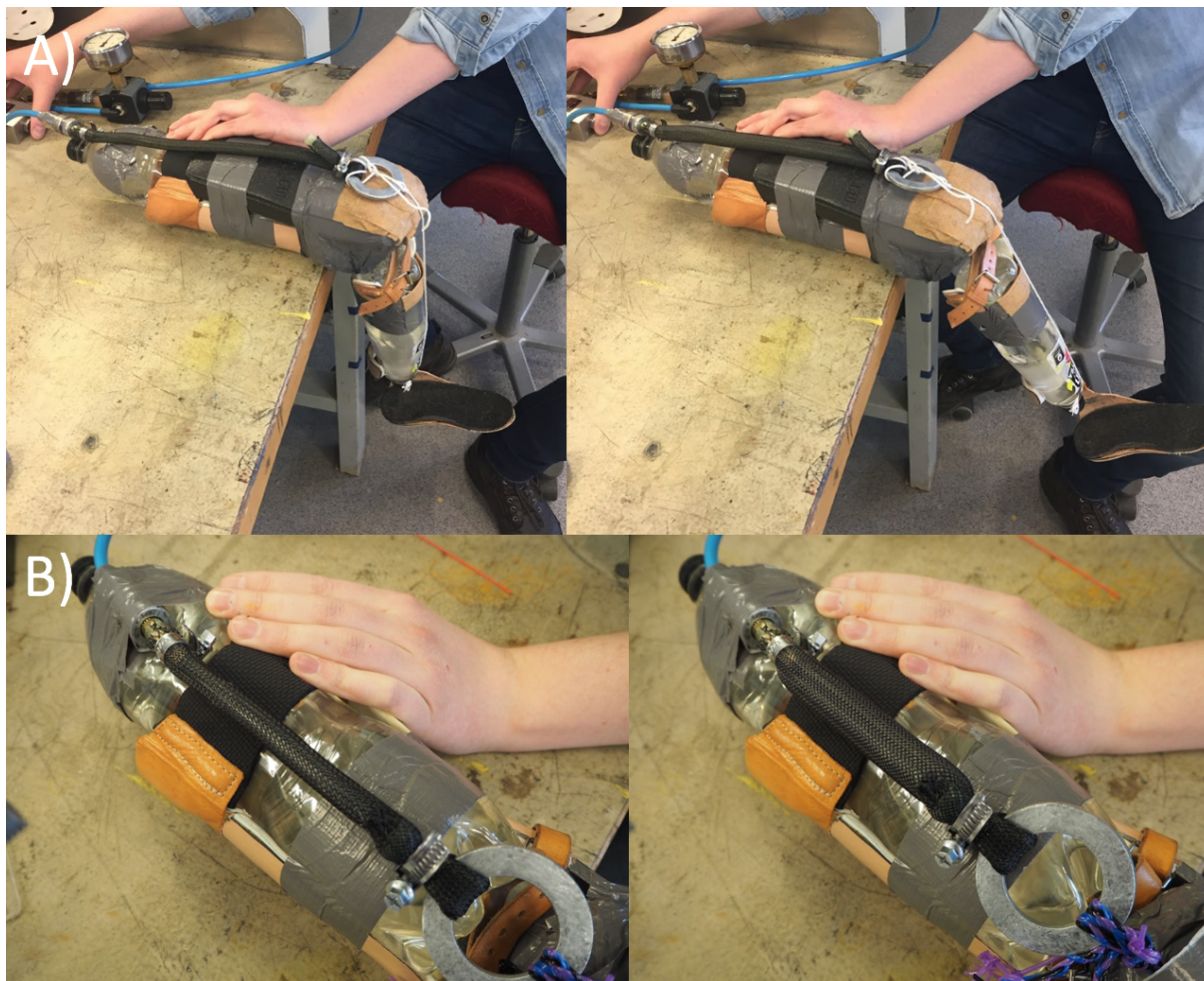
Etter resultatet av styrke og sammentrekning til muskelen i probe C2 ville vi prototype hvordan muskelen kunne brukes til å gi bevegelse til et ben. Dette var et forsøk på *prototype-dreven dimensjonering*. En muskel med lengde 300mm og diameter 10mm ble plassert på fremsiden av låret til testbenet og festet med nylontråd til øvre del av låret og nedre del av leggen (se figur 5.16 A). Ideen var å bruke den lineære sammentrekningen til MKM til å rotere kneleddet ved å dra en snor over kneet. Plasseringen på benet var inspirert av hvordan quadriceps-musklene er plassert i menneskekroppen. Muskelen ble testet med forskjellig trykk og hastigheter ved å regulere trykkluften med en ventil. Dette ble brukt til å simulere både raske, eksplosive bevegelser og trege, kontrollerte bevegelser. Det var også mulig å holde kneleddet i en konstant vinkel ved å balansere trykket mot vekten av leggen. Det ble også testet en kortere muskel med en lengde på 200mm og 100mm diameter.

Resultat

Den lineære sammentrekningen var ikke stor nok til å få til full ekstensjon av benet (se figur 5.16 A). Sammentrekningen til den lengste muskelen resulterte i en knerotasjon på ca. 30°, mens sammentrekningen til den korteste muskelen resulterte i en knerotasjon på ca. 20°.

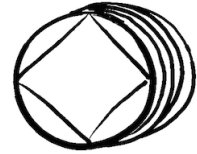
Siden tøyningshastigheten var høy, var ekstensjonsbevegelsen også rask. Så lenge volumstrømmen fra trykkluftsystemet var høy kunne muskelen gi menneskelignende tøyningshastigheter. Da volumstrømmen var lav kunne MKMen gi en rolig, mer kontrollert bevegelse.

Leggvekten(ca. 1.5 kg) ble løftet problemfritt med et indre trykk på 150-200 kPa.



Figur 5.16: A) En lang MKM ble brukt til å gi et testben en bevegelse. B) En kortere muskel ble også testet.

5.3.5 Probe C5 - Materiale, plattform



GDS

- Hvordan kan musklene inkluderes i en KAFO?
- Hvordan kan vi lage muskler med forskjellige egenskaper?

DRS

- Hvordan reduserer vi vekt og unødvendig volum?
- Hvordan skal musklene kobles sammen?

Fremgangsmåte

Seks prototyper ble bygget av spesialbestilte endestykker, tynnvegget silikongummi-slange og forskjellige typer nett. Nettene var bestilt av en amerikansk produsent som lager forskjellige kabelstrømper til ulike bruksområder. Nettene med navn OE (se tabell 5.2) var laget for en høy ekspansjon, og brukt i de seks prototypene i figur 5.17 B. Flexopet og CCP var hardføre PET-nett laget for høy styrke, og er henholdsvis den blå og grå prototypen i figur 5.17 C.

Fire muskler ble satt sammen i et nettverk av slanger, slik at de kunne fylles med trykkluft fra samme kilde samtidig. Dette var for å kunne seriekoble musklene for å løse problemet med for lav sammentrekning som vi oppdaget i probe C4. En parallellkobling av musklene var tenkt for å kunne øke sammentrekningskraften for å kunne brukes aktivt i en KAFO.

En myk piezo-sensor laget av karbonfiber og silikon ble testet for å kunne lese av trykknivå i en av musklene. Den var utviklet av en annen masterstudent ved NTNU, Håvard Vestad.

Resultater

Et system for kobling av musklene i serie og parallell for å øke det totale bidraget til henholdsvis sammentrekning og kraft ble bygget. Det ble bestemt at muskeldimensjoner på 300mm lengde og 10mm radius, med nett OE 2 og OE 3 (se tabell 5.2) var passende for vårt bruk foreløpig. Nye koblinger reduserte vekt og volum, og det ble bestemt at musklene ikke trengte egne festepunkter på dette tidspunktet da de skulle testes videre i serie D, sammenstilling.

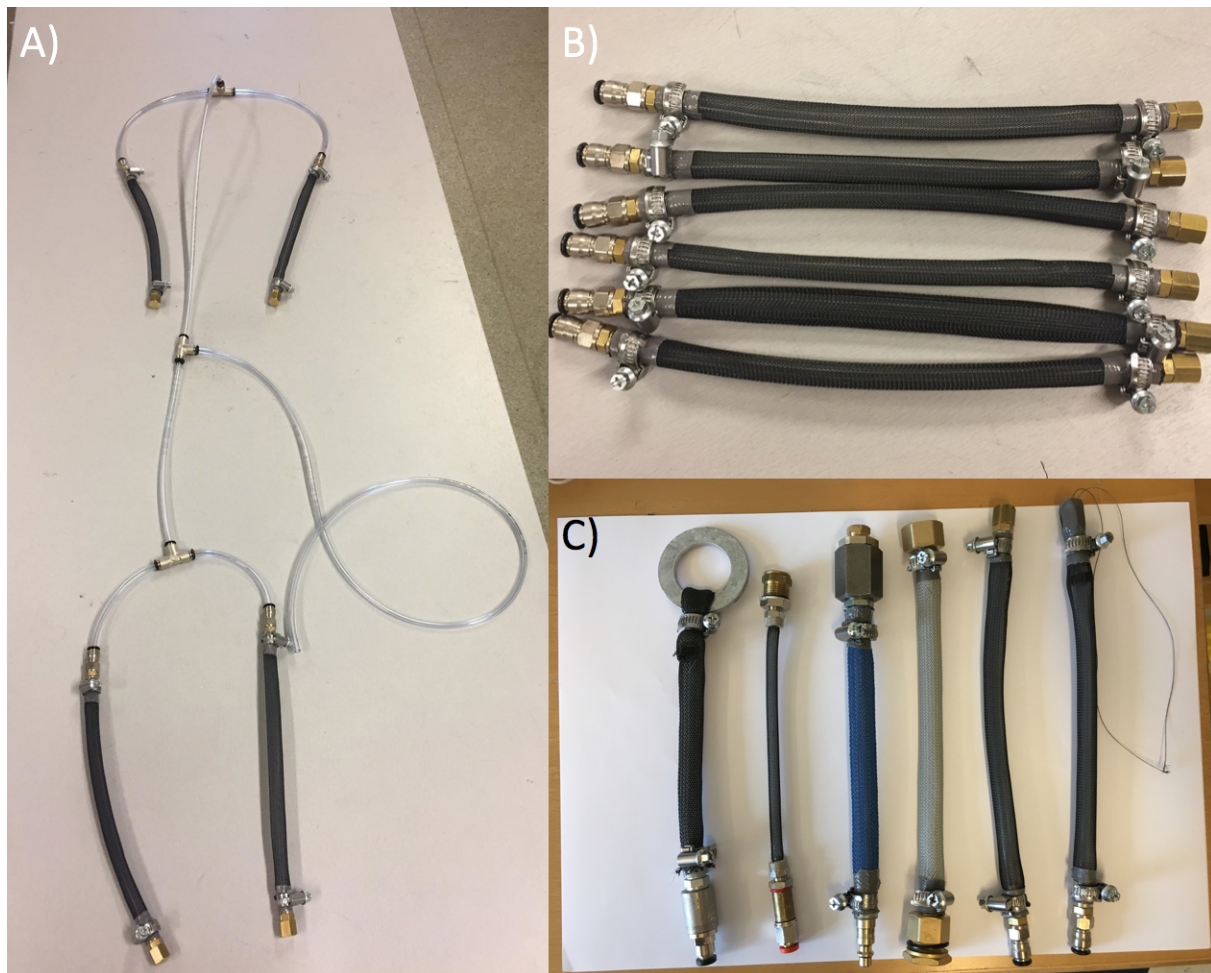
Piezo-sensoren testet i en av prototypene virket lovende, men ble ikke tatt med videre i denne omgangen fordi vi uansett ikke har hatt fokus på å utvikle et kontrollsystem for elektronisk styring av muskelen.

Resultatet av den statiske testingen av de forskjellige nettene er sammenfattet i tabell 5.2. Det var store variasjoner i kraften som kunne generes. For noen nett stemte den teoretiske kraften med eksperimentelle resultater godt. For andre nett stemte den ikke. L , D , d , α , ε er henholdsvis ini-

tiell lengde, diameter, fiberdiameter, vev-vinkel og tøyning. Kraften ble målt ved 100kPa(Kraft1) og 600kPa(Kraft6). Ved tre av nettene var tre og tre fibre i en bunt som er markert med (3) i tabellen.

Tabell 5.2: Resultater av testing av forskjellige nett.

Nett	L(mm)	D(mm)	d(mm)	α (°)	ϵ (%)	Kraft1 (N)	Kraft6 (N)	Teoretisk6 (N)
M-PE 1	140	10	0.25 (3)	25	20	62.8	243.3	386.8
OE 1	153	6.4	0.25	24	8	26.5	74.6	175.7
OE 2	220	9.5	0.254	28	23	40.2	260.0	258.7
OE 3	300	12.7	0.254	24	17	105.9	374.7	691.7
FLEXOPET	220	12.7	0.254 (3)	35	17	41.2	227.6	234.4
CCP	220	12.7	0.2 (3)	26	18	74.6	231.5	563.8



Figur 5.17: A) 4 MKMer koblet sammen B) Seks like MKMer utviklet med nye materialer og koblinger C) Et utvalg av MKMer laget av forskjellige nett, silikonslanger og koblinger.

5.4 Diskusjon aktuatorer

Her sammenfatter vi hva vi har lært om fluid-drevne kunstige muskler gjennom probingen, og diskuterer rundt hvilke muligheter det er for å bruke de forskjellige muskel-prinsippene i en KAFO.

Egenskaper

I tabell 5.3 har vi sammenstilt egenskapene til de musklene vi har bygget med egenskapene til våre biologiske muskler (mer spesifikt quadriceps-muskelen *vastus lateralis*, se kap. 3). Dette var for å få et overslag over hvordan ytelsen til kunstige muskler måler seg opp mot biologiske muskler, og hvordan de ulike kunstige musklene måler seg opp mot hverandre. Egenskapene er basert på de resultatene vi fikk med prototypene våre, og det skal sies at ingen av prototypene vi har bygget har vært fokusert mot hvordan vi kan få til den *beste* ytelsen med de ulike prinsippene. De har stort sett vært fokusert mot funksjonalitet og utforskning. Det er med andre ord et stort forbedringspotensiale både når det kommer til kraft-og energi-output, størrelse, materialvalg og vekt til alle musklene. Allikevel virket egenskapene til våre (tidlige) prototyper lovende sammenlignet med biologiske muskler.

Tabell 5.3: Egenskapene til ulike muskler.

Egenskaper	Vastus lateralis	FOAM	LM	MKM
Masse (kg)	0.210	0.110	0.016	0.080
Volum (mm ³)	202.5×10^3	1110×10^3	877.5×10^3	213×10^3
Sammentrekning (mm)	-	75	-	50
Knerotasjon (°)	-	-	30	90 ^a
Tøyning (%)	20 – 40	37.5	-	17
Makskraft (N)	600	117.2 ^b	20.1 ^c	374.7 ^d
FDM (N/kg)	2.86×10^3	1.06×10^3	1.26×10^3	4.68×10^3
FDV (N/mm ³)	2.96×10^{-3}	0.11×10^{-3}	0.02×10^{-3}	1.35×10^{-3}
EDM (J/kg)	7.7 – 38.6	29.8	34.4	170
EDV (J/mm ³)	$8 - 40 \times 10^{-6}$	2.9×10^{-6}	0.6×10^{-6}	63.9×10^{-6}

^a2 i serie

^bved 80kPa (vakuum).

^cved 200kPa.

^dved 600kPa.

FOAM

Egenskapene til FOAM er hentet fra muskelen med miura-brett med 3 horisontale og 5 vertikale brettekanter bygget i probe A4. Muskelen med miura-brett var den som viste de beste egenskapene under testingen. Av de ulike muskelprinsippene i tabell 5.3 hadde FOAM høyest masse. Dette var fordi det ble 3D-printet forholdsvis tunge håndtak og komponenter til den, som regnes med i totalvekten. Massen av posen og skjelettet alene var bare 35g.

Den hadde også størst volum. Dette var fordi det inngikk mye materiale til posen, som ble utformet til å ha en åpne-/lukkemekanisme, i tillegg til det store kammeret som ble laget for å fordele luften inni posen. sammentrekning på 75mm tilsvarer 53% av lengden til skjelettet, men resulterer i en lavere Tøyning til hele muskelen på grunn av kammeret og det ekstra pose-materialet. Volum kan reduseres ved å utforme et bedre kammer, eller lage hull i skjelettet som luften kan strømme gjennom (som foreslått i probe A2). Muskelen kan generere høyere kraft hvis tverrsnittsarealet økes, noe som vil øke volumet til muskelen. Men som Li et. al. (2017) nevner i sin artikkel [8], er ikke kraften begrenset til tverrsnittsarealet, men spenningen som blir generert på poseoverflaten (se avsnitt 3.1.2). Volumet og formen til muskelen spiller også inn i kravspesifikasjonen da det er et ønske om å gjøre KAFOen så lite «bulkete» som mulig. Det er med andre ord viktig å finne et balansepunkt mellom størrelse på muskelen og kraften som kan genereres.

Makskraften ble målt med trykkdifferanse på $\Delta P = 80$ kPa. Avhengig av hvordan muskelen blir implementert i en KAFO, vil trolig ikke en muskel alene være nok til å generere nok moment til kneleddet (se avsnitt 3.3.1). Per masse er makskraften nesten en tredjedel av det en biologisk muskel yter. Selv om det er et bra resultat med tanke på at den var fra en tidlig prototype, gjenstår det mye forbedring. FDV er mye lavere enn for en biologisk muskel, så den største forbedringen vil komme fra å få muskelen til å generere en høyere kraft uten å øke volumet betraktelig. Li et.al. (2017) byggete en muskel med sikksakk-struktur på 150x46x16mm som veide 0.0056g og som genererte 428N ved 40kPa.

En høyere trykkdifferanse vil generere en høyere kraft, men da vil trolig materialet knekke slik vi så i probe A4. For å hindre dette må skjelettet lages av tykkere PP. Da må det utvikles nye teknikker for å få til brettingen av origami-mønsteret. En teknikk ble sett på i probe A3 som benyttet seg av laserkutter.

Den kinetiske energien er beregnet fra resultatene i tabell 5.8, der integralet for kraft over sammentrekning, i formel 3.3 og 3.4, er estimert ved å beregne arealet under grafen. EDM ligger innenfor det som er vanlig for biologiske muskler, mens EDV ligger under, noe som igjen tilsier

at den største ulempen med muskelen nå er størrelsen(volumet).

Muskelen opererer med vakuumentrykk på rundt 80kPa (trykkdifferanse mellom atmosfæretrykk og indre trykk). Dette er en lav trykkdifferanse(rough vacuum quality) som kan genereres med f.eks. små elektriske vakuumpumper [8]. Disse har en egenvekt på rundt 300g. Problemet med små vakuumpumper er pumpehastigheten. For eksempel har vår FOAM et indre volum på rundt 0.8L. Tøyningshastigheten til en biologisk muskel ligger på *minst* 50%/s (se avsnitt 3.1.1), noe som tilsvarer en aktiveringstid på 0.4-0.8s (det er ikke urimelig å anta en aktiveringstid på 0.4s, hvis man måler med en stoppeklokke på sitt eget ben). Vakuumpumpen må dermed kunne pumpe ut luft på 1-2L/s. En generisk 12V DC vakuumpumpe har vanligvis pumpehastighet på 0.2-0.25L/s (12-15LPM) [8]. Dette vil i vårt tilfelle ikke være nok. Mulighetene for å generere et vakuumentrykk med et bærbart system må dermed utforskes videre hvis en FOAM skal brukes i en KAFO.

FOAM-muskler er en forholdsvis ny oppfinnelse [6], og det er ingen fasit på hvordan de kan bygges. Mange forskjellige materialer kan brukes for både skjelett og pose, og forskjellige teknikker kan brukes for å lage skjelettet. Li et.al. (2017) har foreslått både 3D-printing, støping, maskinering, vakuumforming og bretteing som mulige produksjonsteknikker. I tillegg er ikke FOAM begrenset til lineære bevegelser. Li et. al. foreslår måter å lage FOAM som kan rotere, bøye, vrise, og kombinasjoner av disse [6]. En vifteform som hadde sammentrekning i vinkel-retning ble bygget av oss i probe A1. Fordeler og ulemper med denne muskelen er sammenstilt med fordelene og ulempene til de andre musklene i tabell 5.4.

LM

Probingen for lomme-musklene ble avsluttet tidligere enn de andre seriene, og dermed kom vi aldri til et punkt der vi kunne teste ytelsen på en kontrollert måte. I tabell 5.3 presenterer vi utregnete parametre med utgangspunkt i den ene prototypen vi bygget i probe B1, som ble brukt til å rotere kneleddet på testbenet med leggen som motvekt omtrent 30°. I utregningen er det gjort noen antakelser og raske overslag, så resultatet blir brukt som en omtrentlig kvantifisering av hva vi fikk til med dette aktuator-prinsippet.

Den kinetiske energien som gikk til å gi testleggen, med masse 1.5 kg, en rotasjon på 30° med en hastighet på 0.5 sekund, tilsvarer 0.55 joule. Kraften generert med angrepspunkt ca. 50mm fra rotasjonscenter var 20.1N da trykket i muskelen var rundt 200 kPa. Under testen ble muskelen ødelagt. Dette er den laveste kraften som ble generert av våre muskler, men på grunn av den lave massen resulterte det i en FDM som var høyere enn for FOAM. Forholdet er nesten halvparten

av det en biologisk muskel kan yte. Kraften per volum er derimot den laveste, og er under 1% av FDV til en biologisk muskel. Likt mønster ser vi på EDM og EDV, da EDM er rundt det som er vanlig for en biologisk muskel mens EDV er mellom 2-8 % av det for en biologisk muskel. Med tanke på at det interne trykket i muskelen var 200kPa, er ikke egenskapene imponerende. Trolig var det bare en liten del av energien til ekspansjonen som gikk til bevegelsen av testbenet. Det viste seg at for å få til en kontrollert ekspansjon i riktig retning kan posestrukturen fort bli komplisert og vanskelig å bygge (se probe B2). For å få til en bedre rettet kraft må det utforskes mer på prinsippet.

Massen til muskelen var derimot den laveste, mens volumet var det nest største. Muskelen kan trolig bygges sterkere hvis materialbruken øker, noe som vil øke vekten. Slik muskelen ble brukt for å gi ekstensjonsmoment til kneleddet opplevdes størrelsen til muskelen ok. Fordelen med LM er at de tar veldig liten plass når de ikke er fylt med luft. Ulempen er at det må til en stor volumutvidelse for å få til en stor knerotasjon. Muskelen vår ga kneleddet en rotasjon på 30°, som kan være nok rotasjon for å få en normal knebevegelse under gange (se avsnitt 3.3).

Egenskapene til vår LM var ikke like bra som egenskapene til Roam Robotics sin muskel (se avsnitt 8.2.1), som benytter seg av prinsippet vi prøvde å etterligne i probe B2. Deres muskel veide 500g og kunne generere et rotasjonsmoment til et hengselsledd på 30Nm ved 200kPa. Det er omtrent 30 ganger høyere enn det rotasjonsmomentet vi fikk til med vår LM. Til gjengjeld var massen til muskelen deres litt over 30 ganger høyere enn massen til vår muskel. Roam Robotics sin muskel viser at det fortsatt er mye å hente når det kommer til LM-er. Det er potensiale for å bygge de både sterke og lettvekte, mens man samtidig kan kjøre de på et relativt lavt lufttrykk.

En utfordring er å generere og levere riktig lufttrykk både raskt og trygt for å få til en kontrollert knebevegelse. Vanlige pneumatiske systemer kjennetegnes ofte med at de er tunge, ueffektive og bråkete [2]. I tillegg er luft kompressibelt, noe som gjør at luft under trykk kan være farlig hvis systemet feiler (se 3.2. Allikevel finnes det måter å lage et bærbart system på. Roam Robotics lanserte nylig et ekso-skjelett der det ser ut til at en liten pumpe blir brukt til å justere trykket i en støtdemper-lignende LM (se figur 8.5 avsnitt 8.2.1). Pumpen bæres i en liten ryggsekk, og er koblet med en kraftig slange til to muskler.

For vår muskel skal et volum på rundt 0.88L fylles med luft. Dette betyr at en pumpe må levere luft med en volumhastighet på 1.1-2.2L/s. Luft kan pumpes inn i en muskel på flere måter. For eksempel finnes det elektriske mini-kompressorer som kan levere høyt nok trykk (200-600 kPa). Problemet med de vanligste kompressorene er at de ikke har høy nok pumpehastighet (kommer-

sielle 12-volts kompressorer for å fylle luft i dekk kan generere trykk på 200kPa, men bare med 0.6L/s). En annen måte kan være å bruke trykkbeholdere med komprimert luft som lar luften ekspandere ut i en muskel når den trengs å aktueres. En beholder kan for eksempel bare aktuere muskelen et gitt antall ganger, men kan lades med trykkluft når muskelen ikke er i bruk. Fordelen med allerede komprimert luft er at den kan ekspandere ut i en muskel forholdsvis raskt. Fordeler og ulemper med LM-er er sammenfattet i tabell 5.4.

MKM

Egenskapene til McKibben-muskelen i tabell 5.3 er basert på de nye muskelene som ble bygget i probe C5. Verdiene er hentet fra den muskelen som utviste best ytelse i en statisk kraft-test som beskrevet i probe C2. Muskelen hadde en masse på 80 gram, der størstedelen av massen var fra messingkoblingene som ble brukt som endestykker. Det kan tenkes at denne vekten kan reduseres hvis man utvikler mindre, spesialtilpassete endestykker eller bruker lettere materialer. MKMen var den minste kunstige muskelen av de vi lagde, der volumet i tabellen er volumet til muskelen under aktivering(ekspandert). Det er den initielle diameteren og vev-vinkelen til nettet som bestemmer sammentrekningen, kraften som genereres og hvor stor muskelen blir under trykk. Som med de andre musklene må det gjøres vurderinger på volumet til muskelen mot hvilke egenskaper man vil muskelen skal ha når det kommer til brukssituasjonen i en dynamisk KAFO.

Tøyningen var den laveste av de lineære musklene. MKMen med høyest tøyning kunne trekke seg sammen 23% av sin totale lengde (se tabell 5.2). Det er hovedsakelig nettet som bestemmer tøyningen. Fordi muskelen hadde en stor initiell lengde resulterte tøyningen i en sammentrekning på 50mm. Vastus lateralis har trolig en mye lengre slaglende (hvis man antar en lengde på 300mm vil slaglenden ligge mellom 60 og 120mm). Sammentrekningen til en MKM kan økes med å finne riktig nett. Startvinkelen må være lav og ekspansjonen høy.

Makskraften til muskelen var litt over 60% av det en biologisk muskel kan generere. Dette var den høyeste kraften som ble generert av våre muskler. Den teoretiske makskraften til muskelen er på hele 691.7N (se tabell 5.2). Grunnen til det store avviket mellom teoretisk og eksperimentelt resultat ligger trolig i at formelen ikke tar hensyn til materialegenskapene til den indre slangen. Formelen antar en full overføring mellom trykket i slangen til nettet på utsiden. Dette er ikke tilfelle, da noe av trykket går til å få den elastiske slangen til å deformeres. Med å balansere riktig styrke med riktig stivhet for slangen kan trolig en høyere makskraft genereres.

Det interne trykket var 600kPa, det høyeste trykket vi hadde kontroll over med vårt test-oppsett

(se probe C2). Et høyere trykk ville trolig generert en høyere kraft, men det er usikkert om nettet ville tålt belastningen. I følge beregningsmodellen i teoridelen er spenningen i nettet 0.38MPa ved 600kPa. Et monofilament PE-fiber har en tensilstyrke på 0.52MPa [3]. Hvis muskelen skal kjøres på høyere trykk og samtidig utsettes for en last må enten fibertykkelsen øke, fiberantallet øke eller fiber materialet endres. I artikkelen «Very High Force Hydraulic McKibben Artificial Muscle with a p-Phenylene-2,6-benzobisoxazole Cord Sleeve» foreslår Mayuko et.al. (2010) å veve sterke syntetiske fibre som PBO eller aramider til ekstremt sterke nett for høytrykks hydrauliske McKibben-muskler [3].

FDMen for muskelen var høyere enn det for en biologisk muskel. FDV var nesten halvparten av det for en biologisk muskel, men høyere enn FDV for de andre musklene. MKMen er dermed den av de kunstige muskelen vi byde som ligner mest på knemuskel vastus lateralis. Den teoretiske makskraften til vår MKM ville gitt den en ytelse bedre enn den til en biologisk muskel.

Den kinetiske energien er beregnet ut i fra kraftformelen i teoridelen (se avsnitt 3.1.2). Formelen ble vektet for å gi samme kraft som den vi målte under testingen av vår MKM. Deretter ble den integrert over en sammentrekningslengde på 0.05m^1 . Dette ga en EDM på over fire ganger maksverdiene til de andre musklene. EDV for MKMen er også den eneste som er høyere enn den biologiske muskelen sin, og ligger like over maksverdien.

Muskelen ble testet med lufttrykk, men for å bruke den i en KAFO vil vi bruke væsketrykk. Vi opplevde lovende resultater da vi testet væsketrykk med en liten pumpe i probe C4. I forhold til lufttrykk er en MKM kjørt med væsketrykk mer energi-effektiv [2], kan levere høyere krefter og være tryggere hvis den sprekker [3]. For vår muskel må en pumpe kunne levere rundt 0.18-0.36L/s med væske (indre volum var 145mL). En kommersielt tilgjengelig elektrisk 12V DC vannpumpe(tannhjulpumpe) kan pumpe med en hastighet på 0.4-0.6L/s. Dette er akkurat raskt nok for en aktiveringstid på rundt 0.4s. Pumpehastigheten kan reduseres hvis man antar at en MKM i en brukssituasjon allerede er fylt med væske før det pumpes inn høyere trykk. Da vil den ekstra væsken man trenger å levere, tilsvare differansen mellom en uaktuert og en aktuert MKM. For vår muskel vil det tilsvare 117mL, så en pumpe med hastighet 0.6L/s kan gi muskelen en aktiveringstid på 0.2s. Dette gir en forholdsvis rask muskeltøyning. Vekten på muskelen vil bli høyere, da væskemassen må inkluderes i den totale massen til muskelen. Hvis man bruker vann som hydraulisk væske vil muskelmassen være 0.225kg. Med små elektriske tannhjulpumper er det vanskelig å få generert høyt trykk og samtidig ha høy pumpehastighet. En hydraulisk drivenhet er foreslått som en mulig løsning. Her blir en væske i en beholder trykket sammen av et

¹Se avsnitt aktuatorer i kapittel3 Teori

stempel som er koblet til en elektrisk motor. Væsketrykket blir fordelt til en MKM ved hjelp av ventiler. En drivenhet kan generere høyere trykk enn en liten pumpe, men væskehastigheten vil være lavere. For å bruke en MKM i en KAFO må det dermed utforskes hvordan man kan levere væsketrykk raskt og effektivt i et bærbart system. I tabell 5.4 er fordelene og ulempene med en MKM sammenstilt med de andre kunstige musklene.

Fordeler og ulemper

Et viktig steg i SBCE er å begrense settene ved å eliminere løsninger. Det finnes ulike teknikker for å gjøre dette. Vi brukte en tabell for å se fordeler og ulemper med de forskjellige muskel-løsningene våre, for å kunne ta en rasjonell avgjørelse om hvilken løsning vi ville ta med videre i konseptet til vår dynamiske KAFO.

McKibben-muskelen ble valgt som vårt aktueringsprinsipp fordi den hadde de beste egenskapene (FDM, FDV, EDM, EDV), og var den muskelen som lignet mest på våre biologiske muskler både i størrelse og vekt. MKMen vi utviklet har mye forbedringspotensiale og bedre egenskaper kan derfor oppnås ved videre utvikling. Selv om muskelen hadde den laveste tøyningen kan den, som vist i serie D, gi en stor nok bevegelse i en KAFO hvis den implementeres riktig. Et hydraulisk høytrykkssystem har fordeler over et pneumatisk høytrykkssystem når det kommer til størrelse, vekt, lyd og effektivitet [2]. Ottoboocks C-brace bruker også et hydraulisk system, som viser at det er muligheter for å få til et portabelt og elektrisk styrt system.

Tabell 5.4: Fordeler og ulemper med våre kunstige muskler.

Kunstig muskel	Fordeler	Ulemper
FOAM	<p>Enkel å lage</p> <p>Kan lages lettere enn det vi gjorde</p> <p>Mange fabrikkingsmuligheter</p> <p>Vakuumtrykk - trygt</p> <p>Høy tøyning</p> <p>Kan lage forskjellige bevegelser</p> <p>Kan generere høye krefter ved lavt trykk</p> <p>Pris: ca. 100 NOK ^a</p>	<p>Stort volum</p> <p>Utfordrende relatert til bærbart vakuumsystem</p> <p>Vanskelig å brette miura med tykke materialer</p> <p>Tidlig i utviklingsstadiet - lang vei til trygg implementasjon</p>
LM	<p>Lettvekt</p> <p>Få komponenter</p> <p>Myk/ettergivende</p> <p>Kan brukes på forskjellige måter i en ortose</p> <p>Tar liten plass når den ikke er aktivert</p> <p>Kan bygges mye sterkere enn de vi laget - høyt potensiale</p> <p>Kan levere relativt høyt moment på relativt lavt trykk</p> <p>Luft er kompressibelt og kan dermed gi god demping av bevegelser</p> <p>Pris: under 200 NOK ^b</p>	<p>Vanskelig å få til en rettet kraft</p> <p>Utfordringer med å bygge kompliserte strukturer</p> <p>Store volum med luft må pumpes inn relativt fort</p> <p>Luftrykkssystemer er bråkete og kan lett få lekkasje</p> <p>Komprimert luft - potensielt utrygt</p> <p>Tidlig i utviklingsstadiet - men Roam Robotics har lansert et spennende konsept (8)</p>
MKM	<p>Høy kraft</p> <p>Lite volum</p> <p>Hydrauliske systemer er lettere og tryggere</p> <p>Lignende egenskaper som våre biologiske muskler</p> <p>Enkel beregningsmodell</p> <p>Pris: under 200 NOK ^c</p>	<p>Forholdsvis høyt trykk</p> <p>Stor volumforandring under bruk</p> <p>Lav tøyning</p> <p>Høyere vekt hvis hydraulisk</p>

a) Pris FOAM: Beregnet ut i fra råmateriale-pris og ganget med en faktor på 10. Lim et.al.(2017) beregner en stykkpris på <1USD for en 10cm lang muskel av polyester og siksakkmønster. [8]

b) Pris LM: Basert på otherlabs sin muskel, som beregner en stykkpris på <20USD.

c) Pris MKM: Materialkostnader relatert til vår prototype.

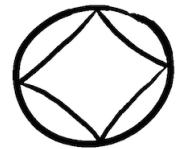
5.5 Serie D: Sammenstilling

Sammenstillingen handler om hvordan vi gikk fram for å integrere aktuatorer med en KAFO. Vi prototypet for å finne festepunkter og for å visualisere spenningsfordelinger. Med en karbonfiber-KAFO fra TOV og 3mm PP-plater laget vi en modifisert ortose med festepunkter til MKMene våre.

5.5.1 Probe D1 - Dimensjoner

GDS

- Hvordan kan en lineær sammentrekning brukes for å generere rotasjonsmoment til kneleddet i en KAFO?



DRS

- Hvordan vil endring i festepunkter påvirke rotasjonen?

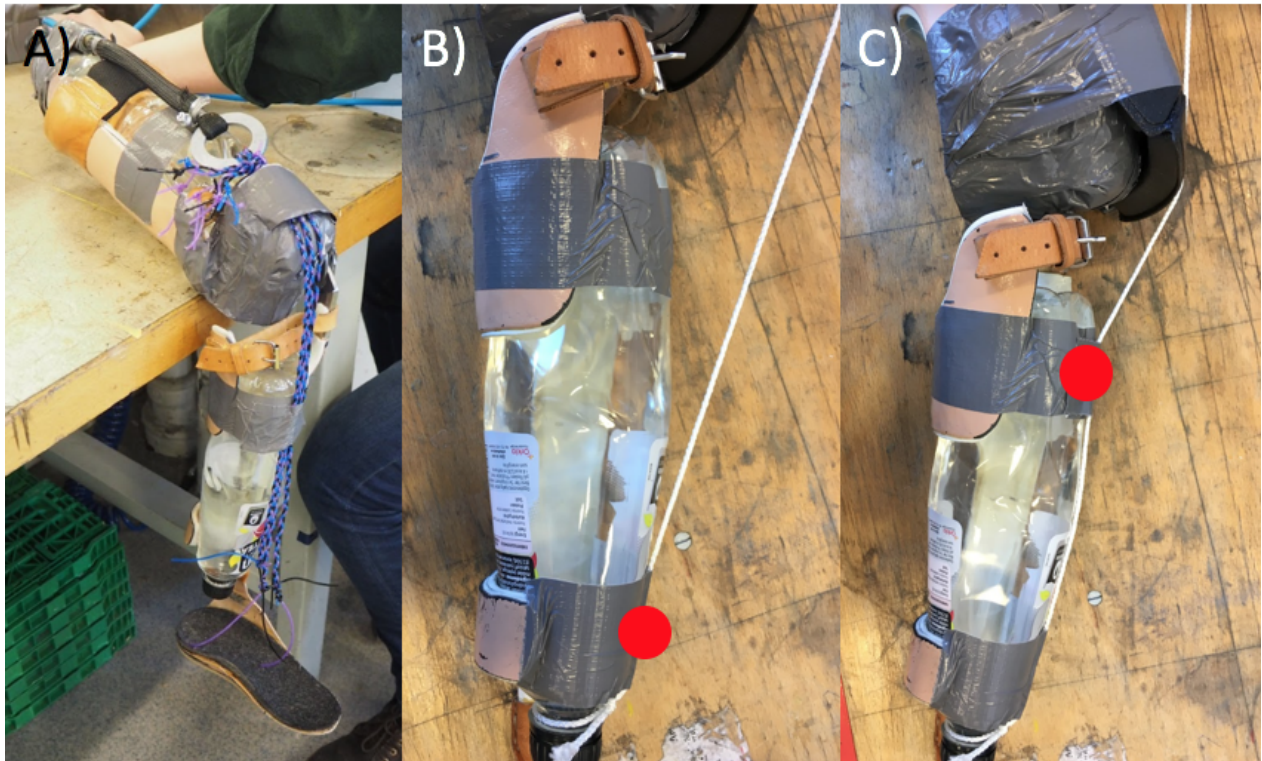
Fremgangsmåte

Ideen om å bruke en lineære sammentrekningen til å rotere kneleddet ved å dra en snor over kneet (som en sene over patella) ble foreslått i prosjektoppgaven, og tatt med videre til sammenstillingen. En MKM ble festet på oversiden av låret på testbenet, og en elastisk sene ble festet på den andre enden av muskelen. Senen, laget av tynne elastiske plastikktråder flettet sammen, var deretter festet på fremsiden av leggen (figur 5.18 A). Det ble også brukt en sterkere nylontråd og tape for å teste ut forskjellige angrepspunkt på leggen (figur 5.18 B og C). Dette ble testet for å se hvordan ekstensjonsbevegelsen ble påvirket ved å endre angrepspunktet for sammentrekningskraften.

Resultater

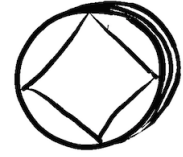
Vi oppdaget at senen gravde seg ned i testbenet og reduserte ekstensjonsbevegelsen. Samtidig var plast-senene for elastiske da kreftene ble for store. De elastiske senene gjorde at benets rotasjonsvinkel ble mindre enn antatt fordi store deler av kreftene gikk til å tøye senen istedenfor å gi benet ekstensjonkraft.

Ved å ha angrepspunktet lengst nede på leggen (figur 5.18 B) trengte muskelen å yte lavere kraft for å få til kneekstensjon enn når angrepspunktet var nærmere kneleddet (figur 5.18 C).



Figur 5.18: A) Prototyping for å teste bruk av en kunstig muskel med lineær sammentrekning for å få til knerotasjon. B) Angrepunkt fra senen langt ned på leggen. C) Angrepunkt fra senen høyt opp på leggen.

5.5.2 Probe D2 - Kunstig kneskål



GDS

- Hvordan utformer vi en kunstig kneskål?
- Hvordan få til en full ekstensjonsbevegelse?

DRS

- Hvilket materiale kan vi bruke til kneskålen?

Fremgangsmåte

Resultatene fra probe D1 viste at en hard knesbeskytter var nødvendig. Denne var tenkt å fungere på samme måte som kneskålen vår, med å redusere rotasjonsmomentet for kneekstensjon ved å flytte angrepspunktet til lårmuskelen lenger unna rotasjonspunktet til kneleddet. En «kunstig kneskål» ble formet av termoplastisk modelleringsmateriale² med et spor for at senen ikke skulle skli ned på siden av kneskålen. Under kneskålen ble det så laget et bedre polstret lår til testbenet slik at kneskålen ble sittende i riktig posisjon.

Det ble også testet om benet kunne få en full ekstensjon ved å plassere kunstige muskler på andre måter enn i probe D1. For at bevegelsen skulle bli enda større ble to parallelle muskler koblet i serie. Muskelene ble plassert på forside av legg og lår som vist i figur 5.19 C, og dro nylontråden i hver sin sammentreknings-retning. Dette gjorde rotasjonen om kneleddet enda større siden sammentrekningen ble dobbelt så stor. Siden musklene var plassert parallelt ble kraftbidraget fordelt utover fire muskler.

Resultater

Den harde kunstige kneskålen fungerte bra for å fordele spenningen fra nylontråden under aktueringen, og for å holde tråden i riktig spor. I tillegg flyttet den angrepspunktet for musklene slik at momentarmen mellom angrepspunkt og rotasjonssenteret til kneleddet ble lengre.

Benet fikk nesten en full ekstensjon. Vi oppdaget at en del av sammentrekningen ikke gikk til knerotasjon fordi musklene ikke var festet til faste punkter på testbenet. Testbenet bestod av myke flasker som ga etter da benet ble aktuert.

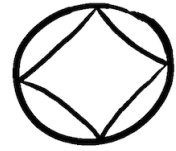
²Et kommersielt produkt kjent som Worbla



Figur 5.19: A) Hard kunstig kneskål med spor for sener B) Bedret lår av vannflaske og polstring C) Kunstige muskler plassert for ekstensjonsbevegelse.

5.5.3 Probe D3 - Opplevelse

Fremgangsmåte



GDS

- Hvordan vil en ekstern kraft fra en kunstig muskel oppleves på benet til en forsøksperson?

DRS

- Hvilke festepunkter kan brukes?
- Hvilke krefter må festepunktene tåle?

Vi ønsket å kjenne hvordan muskelkreftene faktisk kjentes ut på kroppen, og festet derfor musklene direkte på en forsøksperson sitt ben³ for å se om de kunne hjelpe under en ekstensjonsbevegelse. Kneet ble polstret for beskyttelse og stabilitet av senen. Musklene ble festet øverst på låret i et belte og nederst på leggen med en sterk nylontråd som vist i figur 5.20. På denne måten ble spenningsfordelingene simulert direkte på egen kropp.

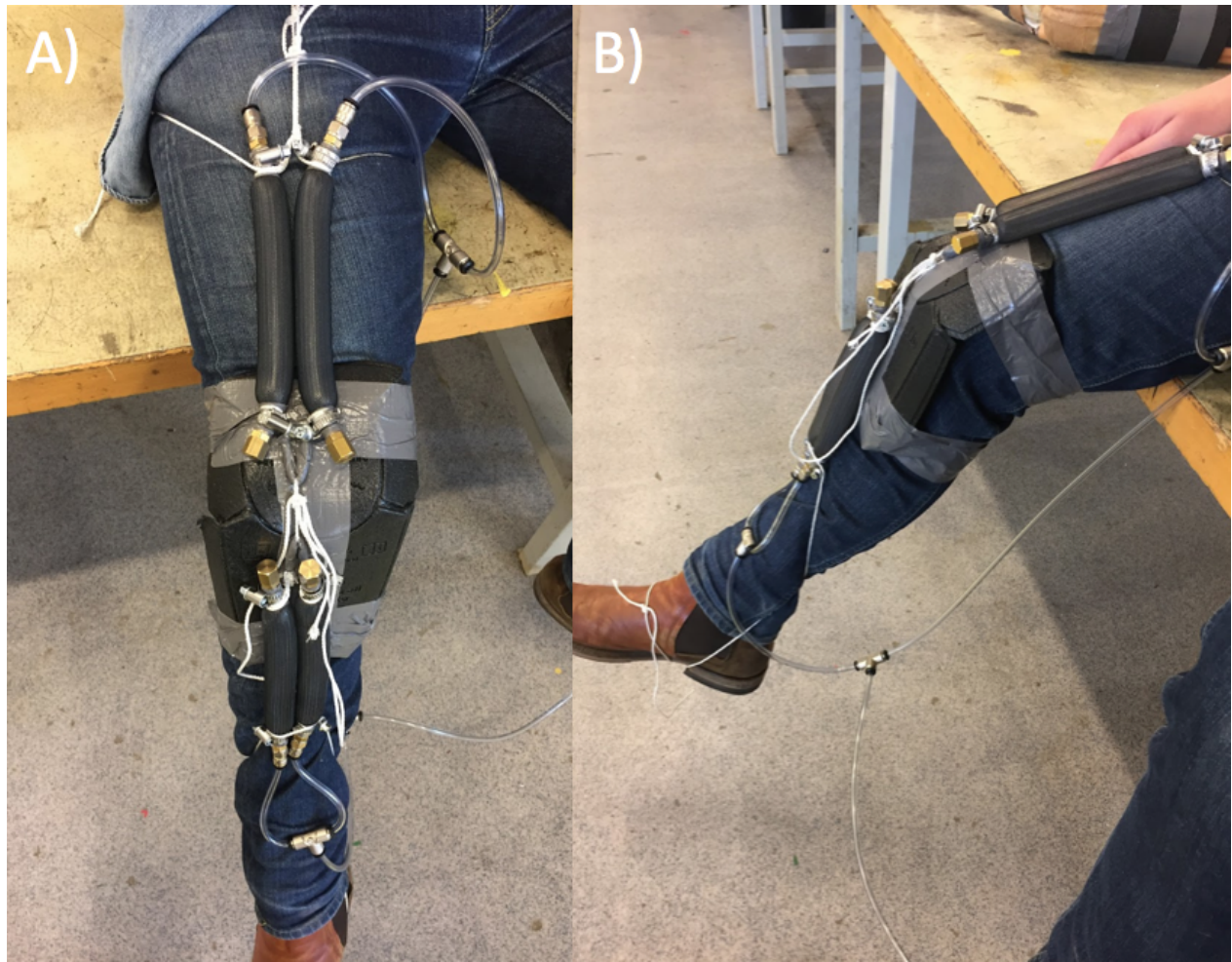
Musklene ble testet i sittende posisjon som vist i figur 5.20 A og B. De ble også testet under vanlig gange på 2 skritt fordi slangene til trykkluftsystemet var korte.

Resultater

Det var under testingen på kroppen vi virkelig forsto viktigheten med gode festepunkter til musklene. Buksen ble dratt oppover leggen og nedover låret med mye kraft under aktueringen. Dette resulterte i at musklene heller dro seg mot hverandre istedenfor å bevege benet til ekstensjon. Faste festepunkter, som resultatene i probe 2 også understreket, er derfor veldig viktig for at kraftbidraget skal bli utnyttet best mulig.

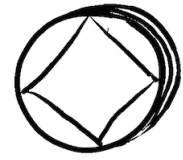
De kunstige musklene kunne gi benet til forsøkspersonen en bevegelse på rundt 30°. Under gange var opplevelsen en merkbar motkraft for å hindre fleksjon, som viste at musklene kunne brukes til å hindre kollaps av kneet og for å gi stabilitet.

³Forsøkspersonen var en av utviklerne.



Figur 5.20: A) Fire muskler ble festet på forsiden av lår og legg B) Musklene genererte en merkbar kraft på benet og ga kneleddet en rotasjon.

5.5.4 Probe D4 - Flexjonsbevegelse



GDS

- Hvordan kan en lineær muskel gi flexjonsbevegelse til en KAFO?

DRS

- Hvor skal festepunktene til muskelen plasseres?

Fremgangsmåte

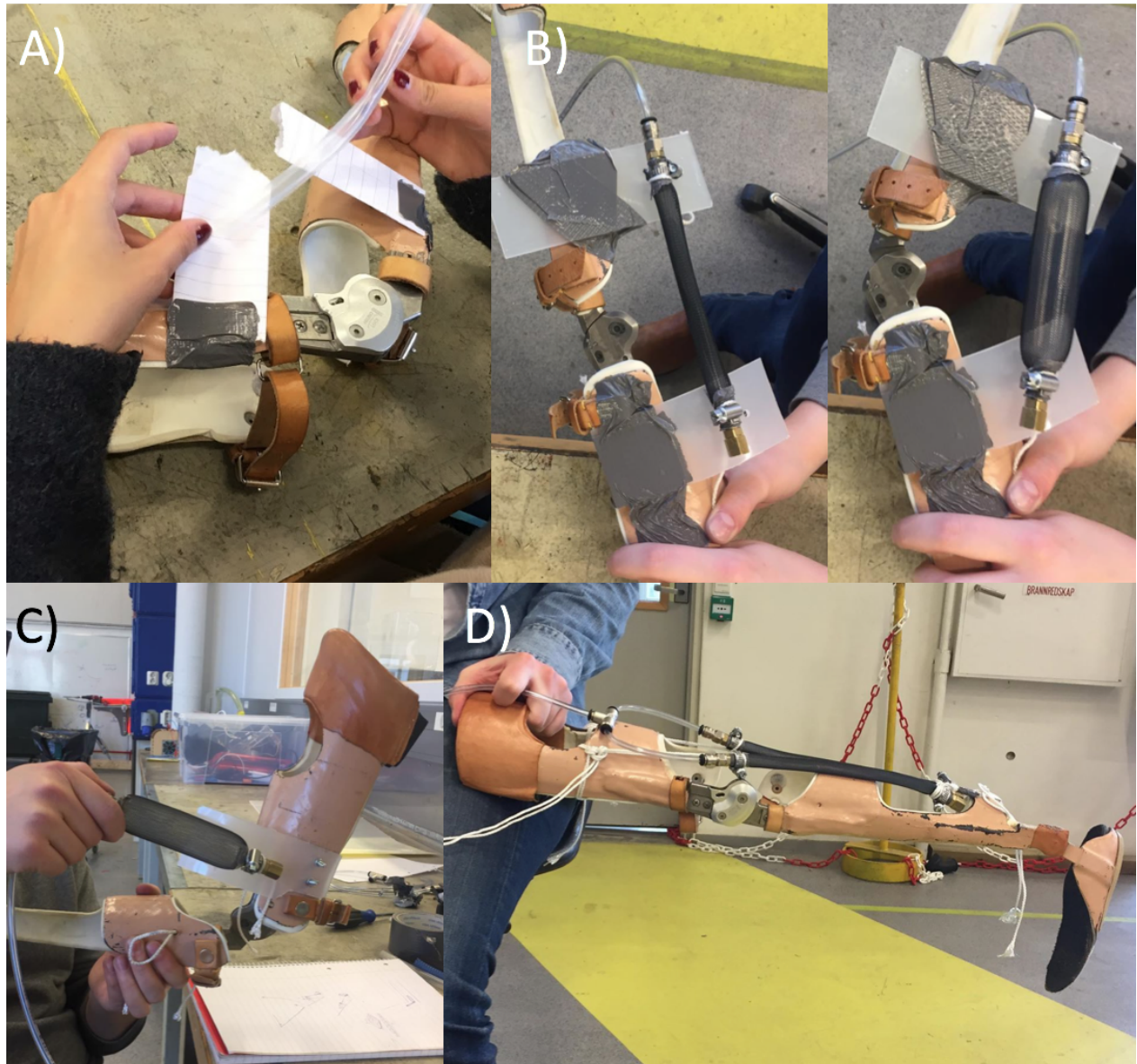
I tillegg til ekstensjon ville vi også se på hvordan en kunstig muskel kunne gi flexjonsbevegelse i en KAFO. Vi prototypet ulike plasseringer av musklene. Dette var en typisk prototypedreven dimensjonering, der vi prøvde å løse et dimensjoneringsproblem med å visualisere angrepspunkter på en fysisk prototype (se figur 5.21 A og B).

Når noen dimensjoner ble bestemt modifiserte vi en KAFO med PP-plater som støttestrukturer for festepunkter. Platene ble laget med flere hull for å ytterligere se hvordan festepunktene kunne plasseres. En justerbar prototype som den vi lagde kan kalles en *sett-basert prototype* (figur 5.21 C).

Andre festepunkter ble også utforsket, som en løsning der to lange muskler ble festet nederst på leggen og låret (se figur 5.21 D).

Resultater

Resultatet fra prototypingen viste at benet fikk størst flexjonsvinkel med minst kraft om den ene enden av muskelen var festet litt ut fra senterlinjen på låret, og den andre var festet på senterlinjen. Jo lenger fra senterlinjen dette punktet var jo lettere var det å få bøyd kneet. Men en god balanse må identifiseres for at dette skal se mest mulig nøytralt ut for en bruker.



Figur 5.21: A) Papirlapper ble først brukt for å se hvordan muskelen kunne festes i forhold til benet B) Papirlappene ble byttet ut med harde PP-plater festet med «gaffa»-teip for å hurtig teste ut hvordan festepunktene påvirker knerotasjonen. C) Støttestrukturen hadde flere festehull for å se hvordan sammentreknings-kraften virket med forskjellige vinkler. D) Andre festepunkter ble også utforsket, her er to lange muskler festet nederst på leggen og låret.

5.6 Diskusjon sammenstilling

Her sammenfatter vi hva vi har lært om sammenstillingen gjennom den prototype-drevne probeprosessen.

Sener

I prototypingen var det brukt nylontråd for å feste musklene fast i den stive KAFO-strukturen og i hverandre. Vi har ikke sett på andre materialer, men det har vært foreslått å støpe sener av sterk silikon. Silikon er et materiale TOV bruker mye, og det er mulig å balansere egenskaper som elastisitet og styrke når man blander silikon. En bredere silikon-basert sene kan muligens benyttes over den kunstige kneskålen. Den elastiske egenskapen kan være fordelaktig under gange for å motvirke eventuelle bråe aktueringsbevegelser. I festepunktet mellom muskel og struktur må det utvikles endepunkter på musklene og festepunkter på strukturen som stemmer overrens. Musklene som strekker seg over kneleddet må være fast opphengt i aktueringsretning. Musklene på siden av KAFOen må kunne rotere i innfestningen. Her er det igjen foreslått silikon som kan «innkapsle» endepunktene til musklene med festepunktene i strukturen. «Banjobolter» kan støpes inn i den enden på muskelen der væske forsynes for å få til et festepunkt på muskelen.

Festepunkt ankel

Med den konfigurasjonen av musklene som vi har prototypet kommer KAFOen til å ha festepunkter for musklene på fremsiden av ankelen og fremsiden av låret. For fremsiden av ankelen ble det bygget en ring av en smal PP-plate som ble festet på KAFOen med to skruer (se figur 6.1). Platen ble varmebehandlet for å kunne bøyes rundt ankelen, og muskelen ble festet på denne ringen. For at en bruker skal kunne ta på seg KAFOen må ringen kunne åpnes. Hvis ringen består av to komponenter som kan tas fra hverandre kan det gå ut over de strukturelle egenskapene til festepunktet på ankelen. En annen løsning vil være å lage en lengre plate som går på forsiden av hele ankelen men som bare er festet på den ene siden av KAFOen. Da kan festepunktet forsterkes ved å bruke mer materiale på utsatte plasser.

Festepunkt lår

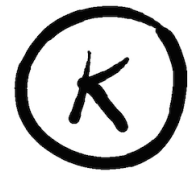
Som med festepunktet på ankelen ble en bredere PP-plate bøyd rundt lårpartiet for å få et festepunkt til musklene. En skrue på hver side av KAFOen ble brukt til å holde platen på plass. Det samme problemet som med ringen oppstår her. For at en bruker skal kunne ta på seg KAFOen må også lårfestet kunne åpnes. Dette er en utfordring som må bli tatt med i videre utvikling av strukturen.

Festepunkter på siden

Som nevnt tidligere må muskelen som er plassert på siden av kneleddet kunne rotere om festepunktet sitt. Dette er for at muskelen skal kunne trekke seg sammen lineært mens kneleddet roterer. Platene til festepunktene flytter angrepspunktet for sammentrekningskraften bort fra nøytrallinjen til låret for å generere et større moment. Men når angrepspunktet flyttes får KAFO-en en ufordelaktig form for brukeren. Plasseringen av festepunktene må optimaliseres for hvilke brukerbehov man skal møte. I probe D4 ble det også utforsket en annen måte å feste musklene for å få til fleksjonsbevegelse (figur 5.21 D).

Kapittel 6

Resultat



Fra prototypeserie C og D, beskrevet i kapittel 5, har en tidlig funksjonell prototype av en ny dynamisk KAFO blitt utviklet. Prototypen og konseptet vil bli beskrevet i dette kapittelet. Nye krav har også fremkommet i utviklingsprosessen og vil bli presentert i det påfølgende avsnittet.

6.1 Endring i kravspesifikasjon og dimensjoner

I utviklingsprosessen har nye oppdagelser fra utviklingsprosessen ført til at kravene våre har vært dynamiske (se avsnitt 4.2). Gjennom en grundigere analyse av hvordan kroppens muskler virker, og gjennom samtaler med TOV, har det å gå opp trapper og bakker vist seg å være vanskelig å løse. Quadriceps må generere krefter som er rundt 3-5 ganger kroppsvekt [15] (se avsnitt 3.3.1), og spenningen relatert til kreftene må fordeles over kneskålen. Det viste seg gjennom prototypingen at å få til en styrke på 3-5 ganger kroppsvekt¹ var utenfor rekkevidde med de kunstige musklene vi hadde laget og hva som eksisterer av portable trykløsninger. Det ble dermed fokusert på å lage et konsept der kunstige muskler kunne brukes til å assistere kneleddet under gange, med å levere momenter for å kunne belaste kneleddet i ulike fleksjonsvinkler. Det utelukkes ikke at det kan lages kunstige muskler som møter høye styrkekrav for KAFOer (se kapittel 8 Teknologianalyse), men i første omgang fokuserte vi på det som var mulig å få til med musklene vi har laget. Kravet om at man skal kunne gå opp trapper og bakker ble derfor flyttet fra et krav til et ønske (se tabell 2.1: kravspesifikasjon). For brukerne vil det fortsatt være en fordel å bruke en dynamisk KAFO for å få et normalt gangmønster selv om den ikke kan gjøre det

¹Tilsvarende 2.5-4 kN for en person på 80kg.

enklere å gå opp en trapp[1].

Det skal nevnes at C-brace heller ikke kan levere det aktive momentet som trengs for å gå opp trapper og bakker. Produktet kan kun brukes til en aktiv form for demping av fleksjonsbevegelser, og kan gi et lite bidrag til ekstensjonsbevegelser i svingfasen.²

Under arbeidet med masteroppgaven ble det også definert nye dimensjoner til en dynamisk KAFO (se avsnitt 2.3):

- Aktuator (energikilde, demping, låsemekanisme)
- Kontrollsystem
- Struktur (struktur/materiale, festemekanisme, ledd)

Brukeranalyse (kapittel 6, appendix B) og samtaler hos TOV har vist hvor viktig en spesialtilpasset KAFO er. Brukergruppen kan bestå av mennesker med mange forskjellige diagnoser og ingen skinne vil være helt identisk. Å lage en standard skinne med en standard tilkoblet aktuatorløsning ble derfor for oss et unaturlig valg. KAFOer er noe TOV er eksperter på, så tanken ble derfor at vi kunne beholde det meste av strukturen ved deres ortoser i vårt konsept. *Struktur* som dimensjon har vært utforsket gjennom sammenstilling av aktuator og KAFO, men det er et område der TOV sin ekspertise er nødvendig for å utvikle det videre. Kravet om å tilpasses diagnoser ble dermed flyttet til et krav og ikke et ønske.

Masteroppgaven har som nevnt handlet om å finne nye aktuatorløsninger for å redusere problemområdene ved C-brace som ble definert som vekt, størrelse og pris. Videre krav om funksjonalitet, sikkerhet og estetikk presentert i tabell 2.1 i kapittel 2 må tas med videre i konseptutviklingen hvis konseptet skal utvikles videre.

6.2 Konsept

Konseptet vårt ble gradvis utformet under den prototype-drevne prosessen vår. Probeserie C og D gikk inn i hverandre, og endte opp i et konsept K. Konseptet startet med en vag ide om å benytte kunstige muskler på en måte inspirert av våre biologiske muskler, og tok gradvis form mens vi bygget prototyper og testet de underveis. Konseptet var basert på en tidlig funksjonell prototype vist i figur 6.1.

²Denne informasjonen fikk vi i en presentasjon vi deltok på hos TOV, der teknikere fra Ottobock presenterte C-brace og dens teknologi.

Prototypen ble laget av en modifisert KAFO og egenutviklede McKibben-muskler. Den benyttet to MKMer koblet i serie for gi en full kne-ekstensjon ved å dra en sene over et forsterket kne. På siden av benet ble det plassert en MKM for å gi kne-fleksjon. Musklene på fremsiden av benet var festet i støttestrukturer øverst på låret og nederst på leggen. Mellom musklene var det en kunstig sene som koblet de to musklene sammen. Den kunstige senen gikk gjennom et spor på den kunstige kneskålen slik at musklene holdt posisjonen sin. Muskelen på siden av benet var festet i støttestrukturer på hver sin side av kneleddet. Endene kunne rotere fritt om festepunktene slik at den lineære sammentrekningen til muskelen kunne trekke leggen mot låret, som resulterte i en fleksjonsbevegelse.

En slik bruk av MKMer i en KAFO er grunnlaget for konseptet vårt. Konseptet illustreres i figur 6.2 og 6.3, og en videre beskrivelse kommer i de påfølgende avsnittene.



Figur 6.1: Funksjonell prototype av konseptet i ekstensjon og fleksjon.

Konseptet består av et modulært system der flere McKibben-muskler kan plasseres på en KAFO etter ulikt behov. I likhet med at hver KAFO TOV produserer er spesialtilpasset til diagnosene til den enkelte bruker, vil den dynamiske KAFOen også være spesialtilpasset ved at man bruker forskjellig antall og størrelser av kunstige muskler etter den grad av assistanse en bruker trenger. MKMene skal operere på væsketrykk, der det er foreslått å bruke destillert vann som hydraulisk væske.

Ved å plassere McKibben-musklene på forskjellige steder etter behov vil den dynamiske KAFOens vekt og størrelse fordeles utover benet. Dette vil gjøre at KAFOen blir mindre «bulkete».

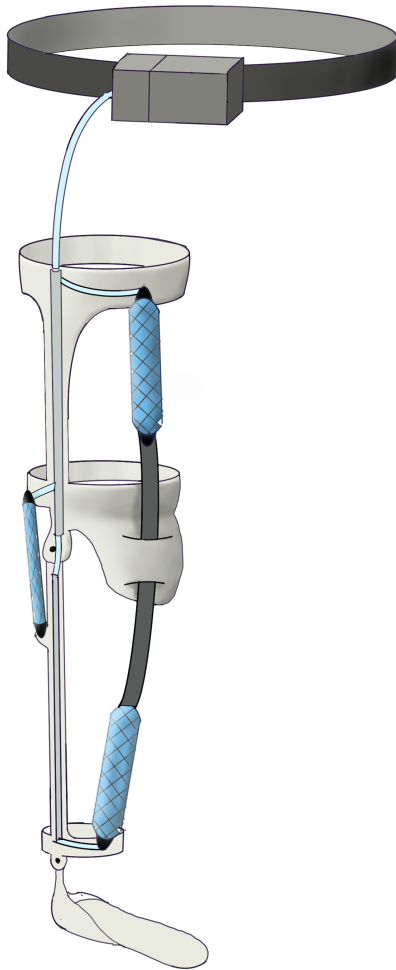
Pumpen(e), batteriet og væskebeholderen som er nødvendig for at de hydrauliske McKibben-muskelene skal gi et kraftbidrag, vil i vårt konsept flyttes bort fra benet for at brukeren skal ha minst mulig vekt på benet som allerede er svakt og sensitivt for vektøkning. I figur 6.2 er pumpen, batteriet, væskebeholderen og kontrollenheten eksempelvis plassert på et belte rundt hofte. Sensorer for å lese av akselerasjon til benet og knevinkel brukes for å bestemme hvor i gangfasen musklene skal levere assistanse³.

I figur 6.2 ser vi et eksempel på hvordan McKibben-muskler kan plasseres på en bruker som trenger kraftbidrag til både fleksjon og ekstensjon. Figur 6.3 viser et tilfelle hvor brukeren trenger betydelig mer kraftbidrag. Dette er vist ved å ha seks McKibben muskler på fremsiden av benet istedenfor to, og to muskler på sidene istedenfor en. Når kreftene blir større er det også naturlig at strukturen må tåle høyere spenninger, og skinnen er derfor utformet med større støttestrukturer. McKibben-musklene kan produseres i forskjellige tykkelser, lengder, styrkegrader og stivheter, og er enkle å produsere. Dette gjør at mulighetene for å spesialtilpasse KAFOen til ulike behov er enda større.

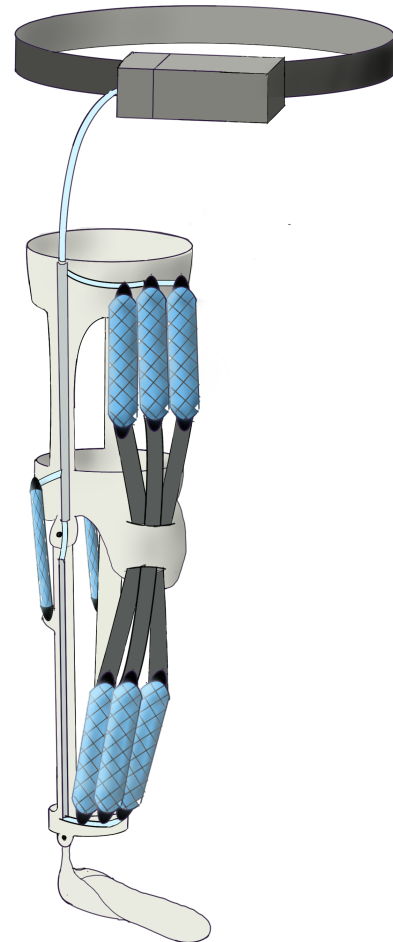
TOV utvikler og produserer sine egne KAFOer, men har til nå aldri produsert en dynamisk KAFO. Vårt konsept er et steg på veien til at TOV selv kan produsere dynamiske KAFOer, da konseptet vårt kan implementeres i deres produksjon. TOV utvikler i dag sine ortoser i stor grad basert på taktil kunnskap⁴ og vår løsning vil tilføre ett nytt verktøy de kan bruke i sin produksjon. Tanken er at TOV selv kan produsere den dynamiske KAFOen, og benytte seg av hyllevarer for det hydrauliske drivsystemet.

³På samme måte som C-brace

⁴Erfaringsbasert, ikke-verbal kunnskap



Figur 6.2: Konsepttegning av en modulbasert dynamisk KAFO med tre McKibben-muskler for ekstensjon og fleksjon.



Figur 6.3: Konsepttegning av en modulbasert dynamisk KAFO med åtte McKibben-muskler for ekstensjon og fleksjon.

6.3 Vurdering av løsning

Utgangspunktet for dette prosjektet har vært å prøve å forbedre tilbudet av dynamiske KAFOer til brukergruppen. Dagens tilbud til KAFO-brukere som ønsker å ta i bruk ny teknologi er stort sett begrenset til datastyrte SCKAFOer og den dynamiske KAFOen C-brace. Med vårt konsept har vi prøvd å takle de aspektene med C-brace som TOV har hatt et ønske om å forbedre. Som nevnt i introduksjonen har det vært et ønske om å optimalisere de tre faktorene *størrelse*, *vekt* og *pris*.

6.3.1 Størrelse

Vi har prøvd å løse problemet med én stor aktuator, som man finner på C-brace, med å heller bruke mindre aktuatorer som man kan plassere rundt på benet (modulbasert). Produktet C-brace har alle komponentene som inngår (batteri, hovedsylinder, aktuator, elektronikk, CPU, sensorer) innebygd i én enhet. Her ville vi dele opp, for heller å plassere komponentene rundt kroppen på en måte som tar mindre plass. Dette ble gjort med å introdusere mindre og lettere kunstige muskler.

Løsningen vår var en plattform for å inkludere McKibben-muskler i en KAFO der de kan plasseres etter brukerens behov for å gi rettede krefter til de bevegelsene som trenger det; den dynamiske KAFOen blir ikke større enn det brukeren trenger at den skal være. Det blir dermed, som med ortosene til TOV, opp til en spesialist sammen med brukeren å bestemme hvilke behov man vil møte og dermed tilby en spesialtilpasset løsning. MKM kan lett fabrikeres i ulike lengder og diametre, med ulike sammentrekningsgrader og styrker. Energikilden (hydraulikkpumpen) kan f.eks. komme i forskjellige størrelser etter hvor mange muskler man velger å bruke og hvilke krefter man trenger. En KAFO må uansett produseres etter en brukers ben, så i denne prosessen kan man inkludere å lage festepunkter til musklene samtidig.

Det totale volumet til alle komponentene i vår løsning blir kanskje ikke mindre enn det totale volumet til en C-brace, men med å fordele komponentene ut på en smartere måte vil vi redusere den opplevde størrelsen.

6.3.2 Vekt

Våre McKibben-muskler veide rundt 80g, og i et konsept med 3-6 muskler vil den totale aktuatorvekten ligge på rundt 240-400g. Det kan tenkes at vekten på en MKM kan reduseres ytterligere (se avsnitt 5.4 Diskusjon aktuatorer). Det er vanskelig å si totalvekten på en portabel hydraulisk løsning da vi ikke har funnet den riktige løsningen. Det er ikke urimelig å anta at system bestående av en pumpe, ventiler, og en beholder kan veie mellom 0.5-1.5kg avhengig av hvilke prinsipper som blir brukt, hvis man tar utgangspunkt i at en C-brace benytter seg av samme system. Totalvekten av den hydrauliske væsken kan derimot bli høy. Når musklene er fylt med vann vil den totale massen til en muskel være rundt 225g. Antar man en væskebeholder på 350-585ml for 3-5 muskler, vil den totale vannvekten være 1-1.7kg. Den totale vekten til aktuatorsystemet vil da ligge på maks 2.5-3.2kg. Dette er høyere enn vi tillater i kravspesifikasjonen, og høyere enn C-brace sin vekt på 2kg. Som med volumet, kommer vekten til å være jevnere fordelt over bru-

keren sitt ben, og massene kommer til å ligge tettere kroppen enn for en C-brace. Allikevel må det utforskes om vekten kan reduseres. Muskelvekten kan reduseres ved å redusere vekten til endestykkene og med å redusere muskelvolumet, noe som må balanseres mot det man ønsker av sammentrekningslengde og sammentrekningskraft. Det må også utvikles eller identifiseres et lettvekts hydraulisk pumpesystem.

6.3.3 Pris

En MKM er lett å bygge, og har lave kostnader relatert til materialbruk og produksjon[2]. Våre MKMer ble estimert til å koste under 200 NOK per stykk å lage. Et system med 3-5 muskler har dermed aktuatorekostnad på 600-1000 NOK. Skal muskelen lages av andre materialer med spesialproduserte endestykker vil nok enhetsprisen økes betraktelig. Det er vanskelig å anslå enhetsprisen på en fullt utviklet MKM for bruk i en KAFO, da det er store usikkerheter knyttet til materialbruk, spesialtilpasning, og produksjonslinje. Vi har bare identifisert to kommersielt tilgjengelige MKMer, der begge drives av lufttrykk⁵. Vi har ikke klart å oppdrive utsalgsprisen til disse. Vi tar uansett utgangspunkt i at stykkprisen på en fullt utviklet MKM for vårt bruk vil være høyere enn for de som vi har laget. Vi tror ikke det er urimelig å anta en faktor på minst 5-10 ganger høyere enn det vi har beregnet.

Prisen på det hydrauliske systemet som skal levere trykk til musklene, samt det elektroniske systemet som skal styre musklene, er også vanskelig å estimere. En krets med akselerometere og sensorer for å måle knevinkel kan koste så lite som 100 NOK⁶. Kommersielle mikrokontrollere, som Raspberry pi 3+ eller Arduino Uno, kan koste så lite som 200-500 NOK. Kostnader relatert til elektronikk er dermed lav. Kostnader relatert til det hydrauliske systemet kan være høy.

Det er stor usikkerhet rundt hva prisen på en dynamisk KAFO basert på fluid-drevne kunstige muskler vil være. Men vi antar at det skal mye til for at komponentprisene kommer til å overstige 600 000 NOK. Den høyeste kostnaden vil nok være relatert til produksjon og spesialtilpasning. Dette mener vi kan holdes til et minimum ved at TOV selv kan stå for produksjon og spesialtilpasning.

⁵Rubbetuator og Festo

⁶Akselerometer-kretser koster 10-20 NOK på ebay.

Kapittel 7

Videre arbeid

I prosjektet denne våren har vi utviklet et konsept (kapittel 6) for en dynamisk KAFO som vi mener løser noen av utfordringene med C-brace, og en funksjonell prototype som demonstrerer hvordan konseptet fungerer.

I avsnittene under vil vi presentere tanker og ideer for et videre arbeid:

Aktuator

En bedre utviklet muskel må ha bedre koblinger og festemekanismer. Slangeklemmen er en viktig kobling men som nå tar mye plass, er tyngre enn nødvendig og har skarpe kanter. Et forslag vil være å se på Festo sin pneumatiske muskel for inspirasjon om hvordan man kan lage bedre koblinger og festemekanismer (se avsnitt 8.2.2 i Teknologianalyse). I artikkelen «Very High Force Hydraulic McKibben Artificial Muscle with a p-Phenylene-2,6-benzobisoxazole Cord Sleeve» beskriver utviklere bak en høy-styrke hydraulisk MKM hvordan den kan utformes for høytrykks-applikasjoner (se avsnitt 8.1.3 i Teknologianalyse). Et annet forslag for å få bort harde og skarpe kanter er å pakke endestykkene inn i silikon ved hjelp av en støpeform.

Det har også vært sett på muligheter for å få til en trykksensor integrert i muskelmaterialet, slik at man har bedre kontroll på det faktiske trykket som oppstår. Dette ble nevnt i probe C5 (se kapittel 5 Utvikling), der en myk piezo-sensor av karbonfiber og silikon ble testet for å elektronisk lese av trykknivå i muskelen.

Siden konseptet benytter seg av hydraulikk vil det være nødvendig å lage et fullt fungerende system med pumpe, batteri, væskebeholder og ventiler som er mobilt, tar liten plass og har lav vekt. Det må finnes en egnet pumpe som fungerer til dette formålet, eller utvikles et eget pumpesys-

tem.

Styresystem

For å få til et fullt fungerende styresystem kreves det potensielt mye utvikling. Som nevnt i kapittel 2 Bakgrunn, har vi ikke utforsket styresystem i denne rapporten. Det må identifiseres og utvikles en sensorteknologi som kan brukes til å overvåke gangfasen. Sensor-input brukes til å bestemme hvordan trykk skal fordeles til de forskjellige kunstige musklene for å levere riktig moment der en bruker trenger det. Dette kan gjøres av en mikrokontroller som kjører en robust og veltestet kode. Mer avanserte styresystemer, som benytter seg av elektroder for å lese av muskelsignaler eller hjernesignaler ble foreslått i teknologianalysen i prosjektoppgaven (se avsnitt 5.2.3, appendix B).

Struktur

Det finnes andre måter å bruke McKibben-musklene som aktuatorer i en KAFO enn det vi har presentert. Ett eksempel er presentert i teknologianalysen i prosjektoppgaven (se avsnitt 5.1.3, appendix B). Videre testing for å finne den mest optimale utformingen er derfor anbefalt. Tre forslag som kan vurderes er:

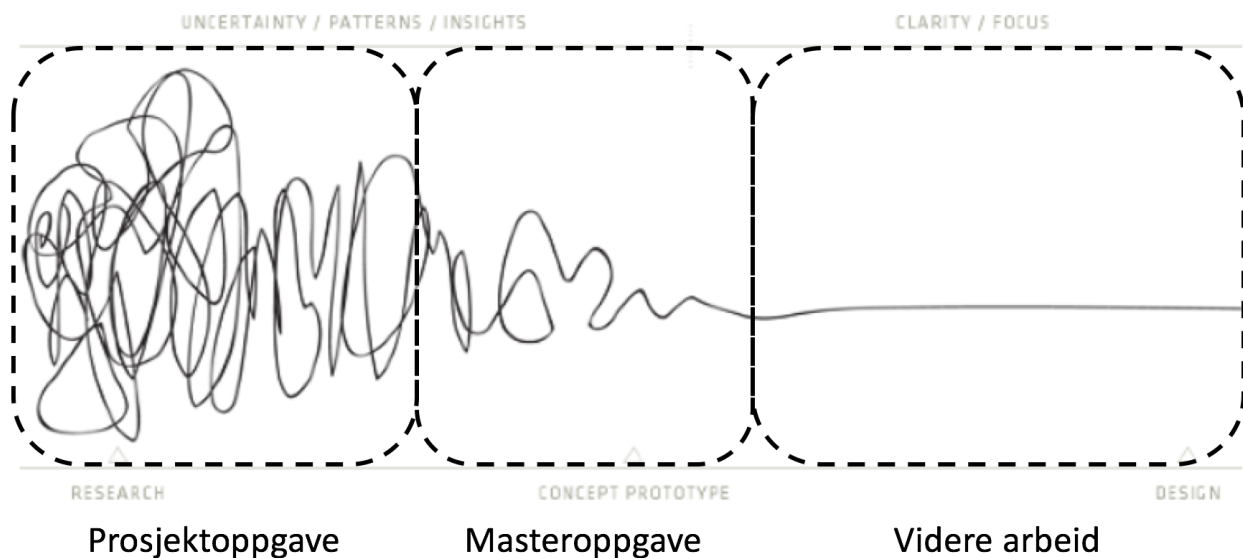
- Plassere musklene likt som våre biologiske muskler er plassert, med tettsittende, overlappende muskler som bidrar til en samlet kneekstensjon og stabilitet (se figur 3.1 i kapittel 3).
- Fra brukeranalsen (se kapittel 6 i appendix B) og en samtale om konseptet hos TOV ble det understreket viktigheten av å plassere aktuatorer diskret inntil benet. Et forslag er å plassere musklene så nære kneleddet på skinnen som mulig.
- I artikkelen «Musculoskeletal lower-limb robot driven by multifilament muscles», presentert i teknologianalysen til prosjektoppgaven (avsnitt 5.2.1, appendix B), er tynne MKMer samlet i bunter for å etterligne de biologiske musklene sin oppbygging bestående av individuelle muskelfibre. Dette konseptet ble raskt sett på i probe C2 (kapittel 5 Utvikling), men ikke utforsket videre på grunn av manglende ressurser. Slike muskler kan kanskje brukes for å redusere den opplevde størrelsen til aktuatoren mer ved å få det tetter inntil kroppen.

Et tettere samarbeid med TOV for plasseringer av muskler og strukturen på KAFOen vil være viktig fremover. TOV har lang erfaring med brukergruppen og kunnskapen deres er verdifull.

Den kunstige kneskålen som ble laget for å flytte angrepspunktet til kreftene, beskytte kneet og ha et spor for senen, må utvikles videre for å finne riktig materiale og utforming. Vi foreslår å bruke karbonfiber for å holde vekten lav og styrken høy. TOV er eksperter på karbonfiber-bruk så de kan inkluderes i prosessen med å utvikle en kunstig kneskål.

Det vil også være viktig å utvikle en bra sene. En elastisk sene av silikon er foreslått, men det er ikke funnet kritiske faktorer for å finne riktig materiale. Det kan være fordelaktig å bruke fjærende materialer i en ortose fordi for mye assistanse (en ortose som er for stiv) kan øke energibehovet under gange [26].

Fra start til slutt Som nevnt tidligere har prosjektoppgaven og masteroppgaven handlet om å kartlegge og utforske løsningsrommet gjennom metodikker basert på Design Thinking, Wayfaring, Sett-basert utvikling og prototyping. Fra den kaotiske starten (se figur 7.1) har en konsept gradvis blitt til basert på innsikter gjort underveis. Grunnlaget for det videre arbeidet er lagt, men det er fortsatt en lang vei å gå for å få til et solid og pålitelig produkt. Mye må utvikles og bestemmes, og konseptet må fokuseres og raffineres. Dette er illustrert i feltet kalt «Videre arbeid» i figur 7.1.



Figur 7.1: Mens prosjektoppgaven har vært preget av den uoversiktlige og kaotiske startfasen i et utviklingsprosjekt, har masteroppgaven gradvis snevret inn usikkerheten rundt utviklingen av en løsning og resultert i en tidlig konsept-prototype. Videre arbeid vil være med å redusere usikkerhet ytterligere, og fokusere løsningen til et ferdig produkt.

Kapittel 8

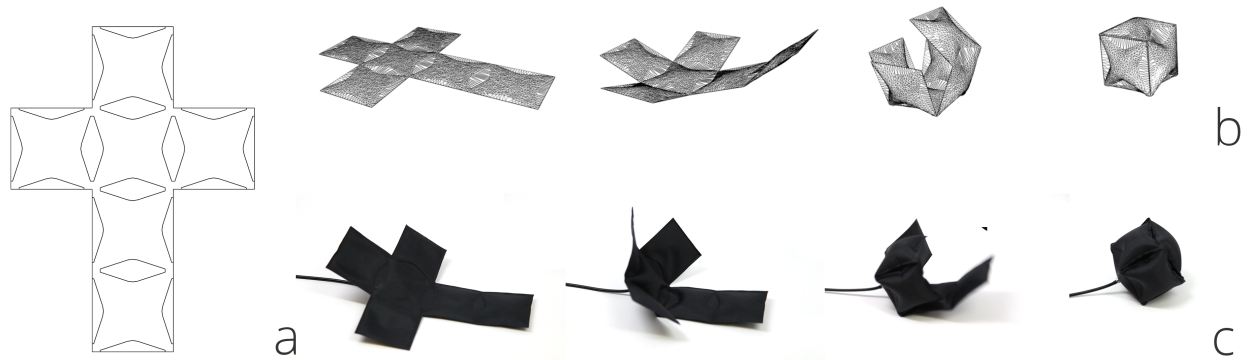
Teknologianalyse

Dette kapitlet tar for seg et par teknologier og produkter som har inspirert arbeidet vårt. Teknologiene kan være aktuelle for en ny dynamisk KAFO, og er tatt med for å få et innblikk til det som kan være fremtidens løsninger på feltet. Teknologianalysen er ikke omfattende, og er tatt med for å vise litt om hva som er mulig med kunstige muskler i dag.

8.1 Teknologier

8.1.1 AeroMorph

Forskere ved MIT [27] har utviklet oppblåsbare strukturer som bretter seg ved hjelp av origami. De bruker først en spesiallaget programvare for å lage og teste mønstre [27]. Programvaren kan generere bøyemekanismen for en gitt geometri, simulere transformasjon og eksporterer sammensatt geometri som digitale filer [27]. Deretter brukes en forseglingsmaskin som printer det endelige designet som former luftlommene (se figur 8.1). Materialer som plastikk, papir og stoff har blitt brukt til formålet. Forskerne ser for seg at teknologien kan bli brukt i emballasje, mote, kollisjonsputer, bærbar robotikk og design.



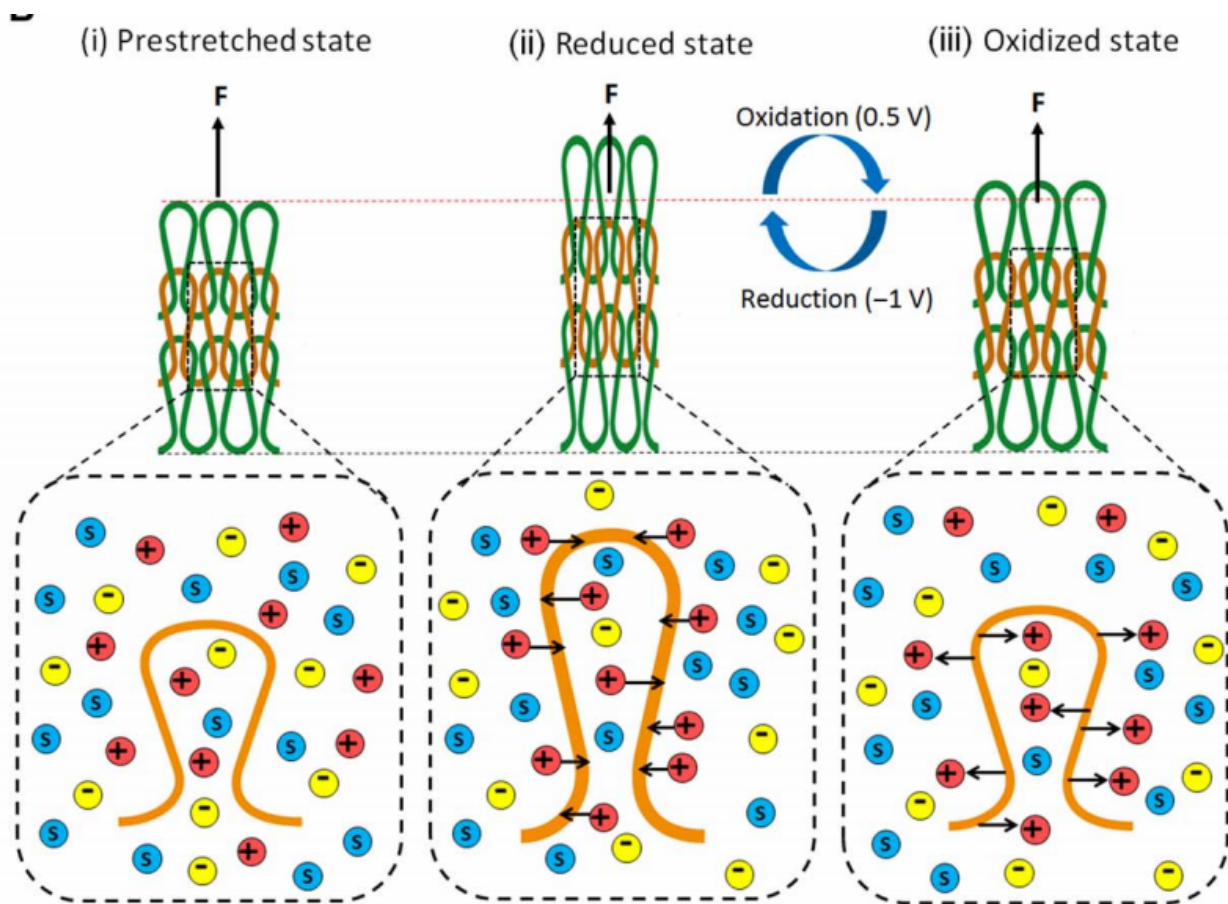
Figur 8.1: AeroMorph A) Et ferdig laget mønster B) En modell av mønsteret som genererer bøyemekanismen C) Ferdig printet design som viser hvordan luften former geometrien til en kube [28].

8.1.2 Tekstilaktuator

Forskere ved Universitetet i Linköping har kombinert tekstilteknikker med elektroaktive polymerer for å fremstille en myk, kunstig muskel. Disse tekstilaktuatorene, kalt tekstuatorer¹, ble produsert av cellulosegarn belagt med elektroaktive polymerer [29]. Garnet kan veves eller strikkes, slik at den lave sammentrekningen til de individuelle fibrene kan resultere i en større total sammentrekning. Maziz et.al. (2017) [29] har brukt polypyrrole (PPy) som det aktive materialet som deformeres av elektrisk stimulering. PPy gjennomgår en volumendring ved elektrokjemisk oksidasjon eller reduksjon ved å tilføre en lav spenning på 1 til 2 V [29]. Den reversible volumendringen er hovedsakelig forårsaket av innsetting eller utfellelse av ioner og løsningsmidler i polymermatrisen [29]. Fordi volumendringen er basert på ion- og løsningsmiddelbevegelse, vil aktuatoren trenge en ione-kilde for å operere. I figur 8.2 ser man en skjematisk beskrivelse av aktiveringsprosessen.

Tekstilaktuatoren åpner opp for muligheten til å produsere klær som kan gi brukeren ekstra kraft til bevegelsene sine. Konseptet er fortsatt i et tidlig stadie, og aktiveringstiden er for lav for å implementere det i en KAFO.

¹Textuators



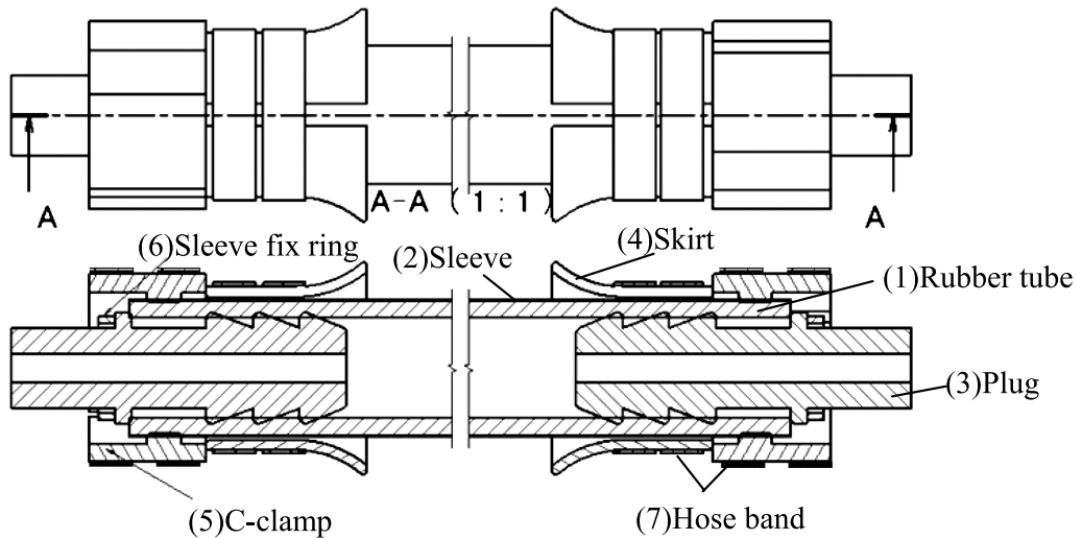
Figur 8.2: Skjematiske beskrivelse av aktiveringsprosessen. Stoffet er satt inn i elektrolyttoppløsning som inneholder kationer (+) og anioner (-) og løsningsmiddelsmolekyler (S). Aktivering starter ved å forspenne stoffet for å fjerne slakk mellom garnet (i). Når man reduserer PPy settes kationene inn i garnet og forårsaker forlengelse av garnet og en løkkeforlengelse (ii). Så vil en oksidasjon av PPy få ionene til å skilles ut og garnet krymper og sløyfen lukkes, noe som resulterer i netto sammentrekning av stoffet [29]

8.1.3 Hydraulisk McKibben-muskel for høyt trykk

Ved å bruke et veldig sterkt syntetisk polymer; Zylon i fiberet til det flettede nettet i McKibben muskelen, har en kraftig hydraulisk kunstig muskel blitt utviklet [3]. Tradisjonelle McKibben muskler operer på et maksimum pneumatisk trykk på 7 bar (700kPa), mens den nye utviklede muskelen er drevet med et væsketrykk på 40 bar (4000kPa), noe som resulterer i veldig høy kraftkapasitet [3]. Prototypen, som er 44 mm i diameter og 700 mm i lengde, oppnår en maksimum sammentrekningskraft på 28 kN, som tilsvarer over 2850 kg [3].

Tversnittet av den utviklede kunstige muskelen er vist i figur 8.3. Prototypen består av: gummi-

slange(1), nett(2), plugg(3), skjørt(4), C-klemme(5), festering(6) og slangebånd(7) [3]. Resultatet av utviklingen ga maksimum FDV på $32.3 \cdot 10^{-3} \text{ N/mm}^3$, maksimum FDM på $9.44 \cdot 10^3 \text{ N/kg}$, EDV på $2600 \cdot 10^{-3} \text{ J/mm}^3$ og EDM på $762 \cdot 10^3 \text{ J/kg}$. Disse verdiene er 1.7 til 84 ganger større enn det som er vanlige for konvensjonelle aktuatorer (som hydrauliske sylindere og skruaktuatorer) med samme volum [3].



Figur 8.3: Hvordan Mayuko et.al. foreslår å bygge en hydraulisk McKibben-muskel [3].

8.2 Produkter

8.2.1 ROAM Robotics - eksoskjelett basert på tekstil

ROAM Robotics er en gruppe med utviklere som bygger eksoskjelett (se prosjektoppgave B om eksoskjelett under teknologianalysen) som er laget fullstendig av tekstil [13] (se figur 8.4). Stoffene har høy styrke og er veldig slitesterke, som gjør at antall deler, og dermed kostnadene, reduseres betraktelig. Det resulterende produktet gir et kraft-til vekt-forhold som er høyere enn eksisterende eksoskjelett, til en brøkdel av kostanden [13].

Dette får de til med en egenutviklet kunstig muskel. De har laget en muskel som kan generere 30 Nm ved 0.2 MPa [30]. Den koster ca. 20 USD å bygge, og veier 0.5 kg [30]. Her brukes et positivt trykk som gjør muskelen hard når luft er tilført, og myk når det ikke er luft tilført.

ROAM Robotics har utviklet flere konsepter innen eksoskjelett basert på trykkluft (se figur 8.6). Deres mest utviklede konsept er et eksoskjelett for bena for å gi aktiv demping under alpint eller

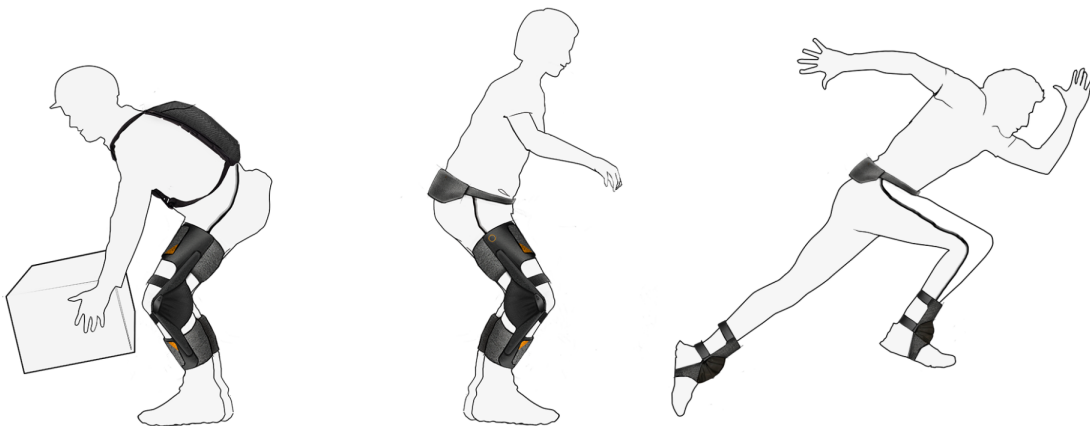
snowboardkjøring (Se Figur 8.5) [12]. Hensikten med produktet er «å utvide skidagen med mer utfordrende løyper, sterkere svinger eller bare å beskytte knærne» [12]. Sensoren og programvaren på eksoskjelettet registrerer hva brukeren har tenkt å foreta seg, og justerer automatisk det tillatte dreiemomentet på kneet via aktuatorer[12]. Produktet er programmerbart og automatisert, men man kan overstyre manuelt om det skulle vært behov for det.



Figur 8.4: Roam Robotics sin fluid-drevne aktuator [13].



Figur 8.5: Roam Robotic sitt eksoskjelett basert på lufttrykk for skikjøring [12].



Figur 8.6: Prinsipp tegninger som viser hvordan luft-drevne aktuatorer kan brukes til industriell løftehjelp, mobilitetshjelp og ytelsesforbedringer [12].

Roam Robotics demonstrerer mulighetene for luft-drevne aktuatorer og myke, kunstige muskler. Utgangspunktet for deres produkter er å lage funksjonelle, lette eksoskjelett som har en lav pris.

8.2.2 Pneumatisk muskel fra Festo

Selskapet Festo, som leverer produkter, systemer og servicer innen pneumatisk og elektrisk styring og drivteknologi, har utviklet en pneumatisk muskel til sin produktserie (med produktnavn DMSP/MAS) [31]. Muskelen består av en elastomer-sylinder med *innebygde* aramid-fibre, som virker på samme måte som den flettede ytre strukturen i en McKibben muskel (se avsnitt 3.1.2) [31]. Når muskelen fylles med trykkluft øker diameteren mens lengden trekker seg sammen som muliggjør en elastisk bevegelse [31].



Figur 8.7: Festo sin produktserie med pnematiske muskler [32].

Festo er en an få leverandører av McKibben-muskler for industrielt bruk, og demonstrerer at det går an å utvikle slike muskler til et solid og robust produkt.

Kapittel 9

Vurdering av prosjektet

Masteroppgaven har blitt gjennomført på 5 måneder med start i midten av januar 2018 og slutt i midten av juli 2018. Prosjektets problemstilling er komplekst og vil trenge flere runder med utvikling før en fungerende prototype kan testes på brukergruppen. De neste avsnittene følger en vurdering av gjennomføringen av masteroppgaven.

9.1 Planlegging

Teamet har bestått av to personer som begge går produktutvikling og materialer (PUMA) med spesialisering produktutvikling. Dette har vært en fordel da vi begge har hatt en interesse og forståelse av å følge en strukturert produktutviklings-metodikk.

Semesteret startet med å lage en framdriftsplan for hele utviklingsperioden, som i stor grad har blitt fulgt. Denne har blitt oppdatert gjennom hele semesteret, og har vært til hjelp med tanke på tidsperspektiv og påminnelser. Andre verktøy som har blitt brukt er Trello, Google disk og Messenger gruppechat. Trello er samarbeidsverktøy som organiserer arbeidsoppgavene dine. Her kan man se og lage arbeidsoppgaver som skal gjøres, se hvilke som er under arbeid og hvilke som har blitt fullført. Dette verktøyet ble brukt i perioder hvor det var mange arbeidsoppgaver å holde styr på. På Google disk ble alle dokumenter, artikler og fotografier lastet opp. På disken har vi gjennom hele prosessen dokumentert resultater og vurderinger som under rapportskrivningen har vært til stor hjelp. Messenger har blitt benyttet daglig for å avtale møtetidspunkter og stille spørsmål til oppgaven om man arbeidet borte fra kontoret. Vi har arbeidet jevnt gjennom hele perioden med interne frister for å unngå stressende og hektiske perioder. Planleggingen har for oss fungert veldig bra i kombinasjon med metoden vi har brukt for utviklingen.

Akkurat som under arbeidet med prosjektoppgaven har vi dokumentert tanker og informasjon under hele arbeidet. Dette har resultert i at rapporten har vært et «levende» dokument med oppdateringer og endringer fra start til slutt. På denne måten føler vi at rapporten er en godbeskrivelse av utviklingsprosessen vi har vært gjennom.

9.2 Utvikling

I denne masteroppgaven har vi vært i den fasen av produktutviklingen som man kan kalle konseptutvikling. Hensikten med konseptutviklingen er å finne frem til nye løsninger og bruke disse til å utvikle et konsept. Med de ressursene vi har hatt (budsjett, tid, kunnskap og teammedlemmer), vurderte vi at vi måtte redusere omfanget på de dimensjonene med produktet vi ville utforske (se avsnitt 2.3.1 Omfang i kapittel 2). I mangel av et budsjett har vi måttet bruke taktikker for å redusere kostnaden relatert til utviklingen av ny teknologi. Mange *lavoppløselige* «cobbled-up» prototyper ble bygget, og mye materiell ble gjenbrukt.

Metodikk

Fra arbeidet med prosjektoppgaven visste vi at vi ønsket å havne i en design-prototype-test loop, der vi kunne iterere oss frem til nye løsninger. Gjennom kunnskap fra emnet «TMM4280 - Avansert produktutvikling» om prototyping og sett-basert utvikling, hadde vi en klar tanke om hvilke metoder og teknikker innen produktutvikling vi kunne ta i bruk. Etter flere gode diskusjoner førte kunnskapen om produktutviklingsmetodikk til at vi satt sammen vår egen prosessmodell (se avsnitt 4.4) som vi mener har hjulpet oss til å oppnå resultatet presentert i kapittel 6 på en god måte.

Vi har testet antagelser tidlig for heller å *feile fort* enn sent i utviklingen. Vi har også hatt raske læringssykluser og gode diskusjoner ved å bygge prototyper. Ved å ha fysiske prototyper har vi opplevd at diskusjonene har blitt bedre og mer konkrete.

Prototyping

Prototyping var før denne masteroppgaven en teknikk vi begge hadde lært gjennom undervisning. Gjennom utviklingen av konseptet ble det et verktøy vi følte vi behersket stadig bedre utover i prosessen. Vi har lært mye om hvordan man tenker om og bruker prototyper gjennom dette prosjektet, som vi tar med oss videre som verdifull kunnskap.

9.3 Til slutt

Alt i alt er vi fornøyde med samarbeidet og resultatet vi har fått i denne masteroppgaven. Prosjektet har gitt oss verdifull erfaring med prosjektplanlegging, teamarbeid, kommunikasjon, metodikk og prototyping som vi mener har høy relevans for fremtidige utviklingsprosjekter der nye produkter skal utvikles og der graden av forhåndskunnskaper er lav og usikkerheten er høy.

Bibliografi

- [1] Pröbsting E, Kannenberg A, Zacharias B. Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis. *Prosthetics and Orthotics International*. 2017;41(1):65–77.
- [2] Sangian D. New types of McKibben artificial muscles. University of Wollongong; 2016.
- [3] Mori M, Suzumori K, Takahashi M, Hosoya T. Very High Force Hydraulic McKibben Artificial Muscle with a p-Phenylene-2,6-benzobisoxazole Cord Sleeve. *Advanced Robotics*. 2010;24(1-2):233–254.
- [4] Madden J, A Vandesteeg N, A Anquetil P, G A Madden P, Takshi A, Z Pytel R, et al. Artificial Muscle Technology: Physical Principles and Naval Prospects. *IEEE Journal of Oceanic Engineering*. 2004 08;29:706–728.
- [5] Herman IP. *Physics of the Human Body*. 2nd ed. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Springer International Publishing Switzerland; 2016.
- [6] Li S, Vogt DM, Rus D, Wood RJ. Fluid-driven origami-inspired artificial muscles. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2017;114(50):13132–13137.
- [7] Mirvakili SM, Pazukha A, Sikkema W, Sinclair CW, Spinks GM, Naughman RH, et al. Niobium nanowire yarns and their application as artificial muscle. *Advanced Functional Materials*. 2013;23(35):4311–4316.
- [8] Li S, Vogt DM, Rus D, Wood RJ. SI Appendix for Fluid-driven Origami-inspired Artificial Muscles. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2017;114(50):13132–13137.
- [9] Sanan S, Lynn PS, Griffith ST. Pneumatic torsional actuators for inflatable robots. *Journal of Mechanisms and Robotics*. 2014;6(3):031003.

- [10] Veale AJ, Xie SQ, Anderson IA. Characterizing the peano fluidic muscle and the effects of its geometry properties on its behavior. *Smart Materials and Structures*. 2016;25(6).
- [11] Niiyama R, Rus D, Kim S. Pouch Motors: Printable/inflatable soft actuators for robotics. *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2014;p. 6332–6337.
- [12] Robotics R. Exoskeletons that power everyday life;. [Online; 16-april-2018]. Available from: <https://www.roamrobotics.com/ski-reservations/>.
- [13] Robotics R. A Fundamental Jump in Exoskeleton Tech;. [Online; 16-april-2018]. Available from: <https://otherlab.com/>.
- [14] Cengel YA, Cimbala JM. *Fluid Mechanics: Fundamentals and applications*. 1st ed. McGraw-Hill; 2006.
- [15] Costigan PA, Deluzio KJ, Wyss UP. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait and Posture*. 2002;16(1):31–37.
- [16] Ulrich KT, Eppinger SD. *Product Design and Development*. 5th ed. McGraw-Hill; 2012.
- [17] Helander M, Lanauer TK, Prabhu P. *Handbook of Human-Computer Interaction*. 2nd ed. Elsevier; 1997.
- [18] Steinert M, Leifer L. 'Finding One's Way': Re-Discovering a Hunter-Gatherer Model based on Wayfaring. *International Journal of Engineering Education*. 2012;28(2):251–252.
- [19] Gerstenberg A, Sjöman H, Reime T, Abrahamsson P, Steinert M. A Simultaneous, Multi-disciplinary Development and Design Journey – Reflections on Prototyping. *Springer International Publishing*. 2015;9353:409–416.
- [20] Sobek DK, Ward AC, Liker JK. Toyota's Principles of Set-Based Concurrent Engineering. *Sloan Management Review*. 1999;40(2):67–83.
- [21] Kittilsen Leikanger K, Balters S, Steinert M. Introducing the Wayfaring Approach for the Development of Human Experiments in Interaction Design and Engineering Design Science. 2016;.
- [22] Burks AW. Peirce's Theory of Abduction. *Philosophy of Science*. 1946;13(4):301– 306.
- [23] Eris Ö. Asking generative design questions: a fundamental cognitive mechanism in design thinking. In: *DS 31: Proceedings of ICED 03, the 14th International Conference on Engineering Design*, Stockholm; 2003. .

- [24] Elverum CW, Welo T, Tronvoll S. Prototyping in New Product Development: Strategy Considerations. *Procedia CIRP*. 2016;50:117 – 122. 26th CIRP Design Conference.
- [25] Maier C, Calafut T. Polypropylene: the definitive user's guide and databook. *Plastics Design Library*; 1998.
- [26] Robertson BD, Vadakkevedu S, Sawicki GS. A benchtop biorobotic platform for in vitro observation of muscle-tendon dynamics with parallel mechanical assistance from an elastic exoskeleton. *Journal of Biomechanics*. 2017;57:8–17.
- [27] Quartz. MIT's self-folding origami technology;. [Online; 16-april-2018]. Available from: <https://www.youtube.com/watch?v=C0afucjq9ew>.
- [28] Ou J, Skouras M, Vlavianos N, Heibeck F, Cheng CY, Peters J, et al.. AeroMorph;. [Online; 16-april-2018]. Available from: <https://tangible.media.mit.edu/project/aeromorph/>.
- [29] Maziz A, Concas A, Khaldi A, Stålhand J, Persson NK, Jager EWH. Knitting and weaving artificial muscles. *Science Advances*. 2017;3(1).
- [30] Robotics R. Videos: Otherlabs Show and Tell;. [Online; 26-mai-2018]. Available from: <https://www.roamrobotics.com/press/#new-page-1>.
- [31] Festo. Fluidic muscle;. [Online; 23-mai-2018]. Available from: <https://www.festo.com/group/en/cms/10248.htm>.
- [32] Festo. Fluidic muscle;. [Online; 23-mai-2018]. Available from: https://www.festo.com/cms/en-us_us/15737_1574.htm.

Tillegg A

Akronymer

DBT - Design-build-test (Design-bygge-teste)

DRS - Dype resonnerende spørsmål

DT - Design Thinking

EAP - Electroactive polymers - (Elektroaktive polymerer)

EDM - Energy density per mass - (Energidensitet per masse)

EDV - Energy density per volume - (Energidensitet per volum)

FAM - Fluid-driven artificial muscle - (Fluid-dreven kunstig muskel)

FDM - Force density per mass - (Kraftdensitet per masse)

FDV - Force density per volume - (Kraftdensitet per volume)

FOAM - Fluid-driven origami inspired artificial muscle

GDS - Generative design spørsmål

KAFO - Kne-ankel-fot ortose

LM - Lomme-muskel

MKM - McKibben-muskel

PAM - Pneumatic artificial muscle - (Pneumatisk kunstig muskel)

PCA - Physiological cross-sectional area - (Fysiologisk tverrsnittsareal)

SBCE - Set-Based Concurrent Engineering - (settbasert utvikling)

SCKAFO Stance-control knee ankle foot orthosis - (Stand-kontroll kne-ankel-fot ortose)

SMA - Shape memory alloys - (Formhukommelses-legeringer)

TOV - Trøndelag Ortopediske Verksted

TPS - Toyotas produksjonssystem

Tillegg B

Prosjektoppgave



Utvikling av en dynamisk kne-ankel-fot ortose

Anne Proll Lien, Ida Estenstad, Ole Mathias Samuelsen

Desember 2017

PROSJEKTOPPGAVE

Institutt for maskinteknikk og produksjon
Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet

Veileder: Knut Einar Aasland

Forord

Vi ønsker å takke vår veileder Knut Aasland for god rådgivning gjennom hele prosjektet. Vi ønsker også å takke Tobias Goihl, Kristin Goihl og Thore Stensberg ved TOV for at de deler deres kompetanse innen det ortopediske feltet og kunnskap om brukergruppen. I tillegg ønsker vi å sende en stor takk til alle brukerne som har stilt til intervju og gitt oss en grundigere forståelse av den gitte problemstillingen.

Prosjektoppgaven har vært spennende og givende. Vi ser frem til å utvikle en ny dynamisk KAFO videre i masteroppgaven neste semester, våren 2018.

Trondheim, 2017-12-12

Anne Proll Lien

Anne Proll Lien

Ida Estenstad

Ida Estenstad

Ole Mathias Samuelson

Ole Mathias Samuelson

Abstract

In this pre-project for a master thesis at NTNU, Department of Mechanical and Industrial Engineering, the feasibility of developing a new Knee-Ankle-Foot-Orthosis (KAFO), with external power for assisting movements, has been assessed. A local orthosis workshop, Trøndelag Ortopediske Verksted, have requested a new take on an orthosis for assisted walking and stair-climbing. This is mainly beneficial for patients with reduced muscle-strenght or other lower-limb parital paralyses due to a myriad of different diagnosis. Some patient groups that can benefit from this development are people with polio-related paralysis, spina-bifida-related paralysis, trauma-related paralysis or people with nonworking knee-joints.

A team of three master students have used product development methods, mostly design thinking, to gather information, engage and interview users, and reframe the problem. This has lead to the generation of requirement spesifications, ideas and a morphological matrix for concept development.

Through analysis of existing solutions, we have assessed todays most popular powered KAFO, Ottobock's C-brace, to be big, bulky and pricy. Some researchers are developing new powered KAFOs using different principles for actuation, but there is almost no competition to the C-brace on the market today.

In this report new opportunities for design have been identified, and three early concepts for a powered KAFO have been proposed. These concepts, together with possibly new concepts, will be further developed in the next phase during the work with our masters thesis.

Sammen drag

I denne prosjektoppgaven ved NTNU, institutt for maskinteknikk og produksjon, har muligheten for å utvikle en ny kne-ankel-fot ortose (KAFO), med ekstern kraft for å assistere bevegelser, blitt vurdert. Et lokalt ortoseverksted, Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV), har et ønske om en KAFO som assisterer bevegelser ved vanlig gange og gange opp og ned trapp, en såkalt dynamisk KAFO. Dette er hovedsakelig et hjelpemiddel for brukere med nedsatt muskelstyrke eller andre delvise lammelser i bena grunnet varierende diagnoser. Noen brukergrupper som kan dra nytte av denne utviklingen er personer med polio-relaterte lammelser, lammelser relatert til skader påført av ytre forhold, personer med ikkefungerende kneledd samt personer med lammelser relatert til ryggmargsbrokk.

En gruppe på tre masterstudenter har brukt produktutviklingsmetoder, for det meste design thinking, for å samle informasjon, intervju brukere og omformulere ønsket fra TOV til en problemstilling. Dette har ført til generering av kravspesifikasjon, ideer og en morfologisk tabell for konseptutvikling.

Gjennom analyse av eksisterende løsninger har vi vurdert dagens mest populære dynamiske KAFO, Ottobocks C-brace, til å være stor, klumpete og dyr. Noen utviklere ser på muligheten for dynamiske KAFOer med forskjellige prinsipper for aktivering, men det er nesten ingen konkurranse til C-brace på markedet i dag.

I denne prosjektoppgaven vil nye muligheter for aktivering av KAFOer bli presentert med tre tidlige konsepter. Disse konseptene vil sammen med flere mulige konsepter, bli videre utviklet i den neste fasen gjennom arbeidet med masteroppgaven våren 2018.

Innhold

1 Introduksjon	2
2 Bakgrunn	4
2.1 Problemstilling	6
3 Metode	7
3.1 Design thinking	8
3.2 Empathize	9
3.2.1 Analyse	9
3.2.2 Intervjuer	9
3.2.3 Observasjon	10
3.2.4 E-mail	10
3.2.5 Immerse	11
3.3 Define	11
3.3.1 Point-Of-View	12
3.4 Ideate	12
3.4.1 Brainstorming	12
3.5 Prototype og Test	13

4 Teori	14
4.1 Kneets anatomi	14
4.2 Muskler	16
4.2.1 Klassifisering av muskelstyrke	18
4.3 Ganganalyse	18
4.3.1 Normal gange	18
4.3.2 Å gå opp og ned trapper	20
4.4 Diagnoser	23
5 Teknologianalyse	26
5.1 Eksisterende KAFO-løsninger	26
5.1.1 Passive KAFOer	27
5.1.2 KAFOer med Stance-Control (SCKAFO)	27
5.1.3 Dynamiske KAFOer	32
5.2 Eksisterende teknologier	36
5.2.1 Aktuatorer	37
5.2.2 Eksoskjelett	42
5.2.3 Kontroll og styring	46
6 Brukeranalyse	50
6.1 TOVs brukergruppe	50
6.2 Brukerbeskrivelse	51
6.3 Brukerscenario	53
6.4 Point of Views	56

6.5	Kravspesifikasjon	58
7	Idégenerering	62
7.1	Morfologisk tabell	62
7.2	Konseptutvikling	68
7.2.1	Multifilamentkonsept	68
7.2.2	Hesteskokonsept	70
7.2.3	Kunstig kneskål og reim	71
8	Vurdering av prosjektet	73
8.1	Informasjonsinnhenting	73
8.2	Planlegging	74
8.3	Til slutt	75
9	Videre arbeid	76
	Bibliografi	78
A	Akronymer	83
B	Vedlegg	84
B.1	Intervju	84
B.1.1	Intervju med ortopediingeniør	84
B.1.2	Intervju med KAFObruker 1	87
B.1.3	Intervju med KAFObruker 2	90
B.1.4	Intervju med KAFObruker 3	93

B.2	Mailkorrespondanse	95
B.2.1	Mail fra Ortopediingeniør	95

Kapittel 1

Introduksjon

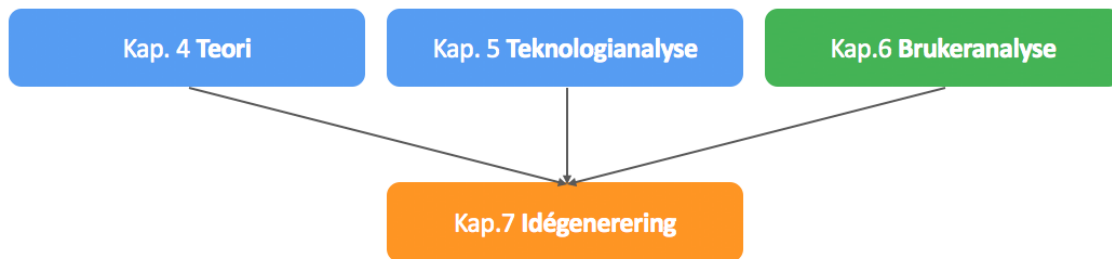
I denne prosjektoppgaven vil prosessen med å utvikle en ny type kne-ankel-fot ortose(KAFO) bli presentert. En ortose er et hjelpemiddel som gjenoppretter eller bedrer tapt funksjon i et bevegelsesorgan [1]. En KAFO gjenoppretter eller bedrer tapt funksjon i kne-og ankelleddet, og er en lang ortose som strekker seg fra låret og ned til fotsålen.

Prosjektet er et samarbeid mellom Trøndelag Ortopediske Verksted(TOV) og Institutt for maskinteknikk og produksjon ved NTNU. TOV har lang erfaring med produksjon av ortoser, og mener det har vært lite utvikling på området hvis man sammenligner med proteser B.1. TOV har et ønske om å videreutvikle deres KAFOer ved å tilføre moment til kneleddet ved hjelp av en ekstern kraftkilde. En KAFO som får tilført ekstern kraft for å komplementere eller assistere en brukers gangmønster kalles en *dynamisk KAFO* [2]. En dynamisk KAFO vil gi brukerne flere muligheter, som for eksempel å gå i trapp eller få til en naturlig gange.

Samarbeidet mellom NTNU og TOV er nylig oppstartet og produktutviklingsprosessen er dermed i startfasen. Dette har medført at prosjektet har hatt stor vekt på å innhente informasjon, og kartlegge dagens eksisterende løsninger og teknologier. Vi har hatt fokus på å forstå brukernes situasjon og behov gjennom dybdeintervjuer og mail-korrespondanse. TOVs ortopediingeniører og teknikere har også vært en stor ressurs. I tillegg har vi fått et bredt overblikk over temaet ved å lese bøker, studere forskningsartikler og andre kilder.

I oppgaven vil du som leser få innsikt i prosessen som har ført frem til en produktkravspesifikasjon og tre tidlige konsepter. I kapittel 2 vil bakgrunnen og problemstillingen for prosjektet presenteres. I kapittel 3 vil vi begrunne vårt valg av metode og beskrive hvordan vi har utført prosjektet. Teori vi har brukt som grunnlag for å forstå brukere og deres behov, anatomi og mekanismer under gange vil bli formidlet i kapittel 4. Eksisterende løsninger og teknologier vi ser på

som aktuelle blir presentert i kapittel 5, mens vi i kapittel 6 går grundigere inn på hvem brukeren er og hvordan vi definerer brukergruppen. Kapittel 4, 5 og 6 tok vi med oss inn i idégenereringsfasen, og danner grunnlaget for ideene og konseptene som presenteres i kapittel 7 (figur 1.1). Til slutt vil veien videre i masteroppgaven bli presentert i kapittel 9, før vi avslutningsvis gjør en vurdering av arbeidet gjort i prosjektoppgaven i kapittel 8.



Figur 1.1: Oversikt som viser at kapittel 4,5,6 danner grunnlag for kapittel 7.

Kapittel 2

Bakgrunn

Trøndelag ortopediske verksted (TOV) utvikler, fremstiller, tilpasser og vedlikeholder ortopediske hjelpemidler. Dette er individuelt tilpassede hjelpemidler som skal erstatte tap av lemsdel, gjenopprette eller bedre tapt funksjon i et bevegelsesorgan[1].

En protese er et hjelpemiddel som erstatter tap av en lemsdel, mens en ortose er et hjelpemiddel som gjenoppretter eller bedrer tapt funksjon i et bevegelsesorgan. Markedet for proteser er større enn for ortoser. Dette merker TOV blant annet ved at prisene på proteser er mye lavere enn for ortoser. Dette skyldes at flere aktører utvikler og selger proteser enn ortoser (vedlegg B.1). TOV opplever at utviklingen av ortoser ikke går like fort som utviklingen av proteser, og at det er muligheter for å forbedre ortosene som er på markedet. I dag kan man lage kompliserte robotproteser, som benytter seg av motorer, styresystem og sensorer for å bedre erstatte tapt lemsdel. Robotproteser har vært på markedet lenge, mens ortoser som benytter seg av samme teknologi er forholdsvis nytt.

En kne-ankel-fot ortose (KAFO) er en lang ortose som strekker seg fra låret og ned til fotsålen [3]. Den har som funksjon å gjenopprette eller bedre tapt funksjon i benet. Ved bruk av KAFOene som TOV produserer i dag må kneleddet være utstrakt og stivt når man belaster benet. Dette fører til et abnormt gangmønster, som kan føre til belastningsskader [4, s. 43]. I tillegg begrenser dette hastigheten når man går, da skrittlengden blir kortere. Det at man ikke kan belaste kneleddet i bøyd tilstand gjør også trappegang vanskelig. Ved trappegang belaster man kneleddet når kneet er bøyd, noe som ikke er mulig ved bruk av denne type KAFO. Det er derfor et ønske om å utvikle en kne-ankel-fot ortose som tillater å belaste kneleddet i bøyd tilstand, og dermed gjør trappegang mulig.



Figur 2.1: En KAFO skal tillate en «normal» hverdag og gi livskvalitet. Her er en av ortoseprodusenten Ottobock sine KAFOer i bruk [5]

Mange av de som bruker en kne-ankel-fot ortose har i tillegg til et behov for støtte til benet også manglende muskelfunksjon i benet. Selv om det er et krav om en viss muskelstyrke for å kunne bruke en kne-ankel-fot ortose vil det å gå i bakker og trapper være vanskelig, da dette krever mye større kraft fra musklene enn vanlig gange[4, s. 185]. For at brukerne også skal kunne gå i bakker og trapper vil det være et mål å aktivere kneleddet i ortosen, slik at de som har redusert muskelstyrke i benet får tilført moment fra ortosen.

Det finnes i dag én dynamisk KAFO på markedet, som gjør det mulig å belaste kneleddet i bøyd tilstand; Ottobocks C-brace (avsnitt 5.1.3). TOV har ikke levert en slik KAFO tidligere, men en bruker hos TOV er nå i en prosess med å anskaffe C-brace. Det tar lang tid få ortosen siden den må spesialbestilles fra Tyskland. Det kreves også mye av brukeren for å lære seg å bruke den. Foreløpig er det usikkert hvor godt C-brace fungerer, og den beskrives av TOV som dyr, stor og klumpete. Til tross for det er C-brace sannsynligvis den best utviklede dynamiske KAFOen i dag, og for mange vil fordelene med å bruke den klart overgå ulempene. Det er dermed et ønske å utvikle en ortose som forbedrer områdene C-brace har mangler på, som størrelse og pris.

2.1 Problemstilling

Etter vårt første møte med TOV kom det frem at et av ønskene deres gjennom samarbeidet med NTNU var å se på om det er mulig å utvikle en bedre dynamisk KAFO enn det som finnes i dag. Problemet vi tok med videre ble derfor:

Hvordan lage en bedre dynamisk KAFO?

Dette ble brukt som startpunkt for videre utvikling av problemstillingen. Etter hvert som vi opparbeidet oss mer innsikt og kunnskap, har vi gått flere runder med å omformulere dette til en konkret problemstilling som inkluderer brukeres behov og krav (avsnitt 6.4).

Endelig problemstilling:

Hvordan generere moment til kneleddet i en kne-ankel-fot ortose uten at ortosen får høy vekt eller tar stor plass, samtidig som den er enkel å ta i bruk?

Kapittel 3

Metode

Dette kapitlet vil beskrive hvilken metode og hvilke teknikker innenfor produktutvikling som er brukt i utføringen av prosjektoppgaven. Design thinking (DT) har blitt valgt som metode da den i tillegg til å fokusere på sluttbrukeren, er effektiv til å åpne opp løsningsrommet. Metoden baserer seg på å være utforskende og spørrende uten å dømme eller trekke tidlige konklusjoner. DT har blitt brukt for å organisere og ramme inn arbeidet vårt som avsnittene 3.2 til 3.5 forklarer.

Når produktet har en stor grad av tekniske krav, som en dynamisk ortose kan ha, er det lett å gå i fellen med å fokusere for mye på tekniske spesifikasjoner og lite på de menneskelige forholdene mellom sluttbrukeren og produktet. Vi bestemte tidlig i prosjektet at kontakt og forståelse av sluttbrukere er særdeles viktig innenfor denne produktkategorien. DT kan hjelpe med å unngå for store investeringer tidlig i et prosjekt, som man kan ende opp med når man utvikler kun én spesifikk løsning. I stedet vil DT oppmuntre til å iterere med flere løsninger og sørge for at man vil konvergere mot løsningen med størst potensial. På denne måten kan man se på DT som en metode som egner seg i den diffuse startfasen av produktutvikling, når man ikke vet nøyaktig hvordan og hva man skal utvikle. Startfasen illustreres i figur (Figur 3.1). I dette kapitlet vil vi først presentere kort hva design thinking er, og deretter hvordan vi har brukt metoden i prosjektet.

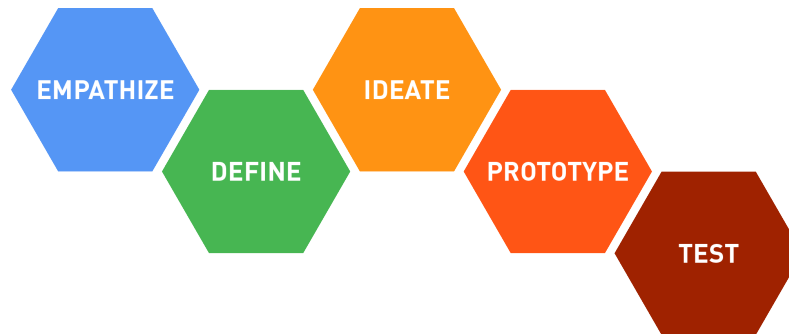


Figur 3.1: Den tidlige fasen av produktutvikling er ofte preget av kaotiske og uoversiktlige perioder [6].

3.1 Design thinking

Design thinking er en menneskesentrert prosess som brukes til å avdekke brukerbehov, og blir vanligvis brukt innen produktutvikling, service- og businessdesign [7]. En stor del av denne prosessen handler om å skape empati for de man designer for. Dette gjøres ofte ved hjelp av en rekke aktiviteter som prøver å skape en opplevelse av hvordan løsningen din vil være for brukeren. DT-prosessen blir delt inn i fem stadier; Empathize, Define, Ideate, Prototype og Test (Figur 3.2)[8]. For alle stadiene i DT-prosessen finnes det verktøy og teknikker. Stadiene går ikke lineært, de kan både bli gjentatt flere ganger og skje samtidig [8]. Siden 1980, da DT ble et definert konsept av Stanford's Rolf Faste, har metoden blitt veldig populær i både produktutvikling og businessdesign[7]. I 2005 ble DT et anbefalt kurs i ingeniørstudiene ved Stanford University i California[9]. Filosofien bak metoden var å se om det var mulig å trene ingeniører og forskere til å bli innovatører[9].

De neste avsnittene vil presentere prosessen vi har vært gjennom ved bruk av de forskjellige stadiene i design thinking.



Figur 3.2: Stanford Design school illustrerer de distinkte stadiene som følges i et DT-organisert utviklingsprosjekt [8].

3.2 Empathize



Empati er grunnlaget i DT. For å skape empati for vår brukergruppe var det viktig å både observere og intervjuere brukere. Vi forsøkte også, så godt som mulig, å oppleve det brukergruppen opplever til daglig ved å sette oss inn i deres situasjon. Alle disse teknikkene for å skape empati for brukeren ble utført samtidig som vi etterhvert beveget oss over i *define* og *ideate* stadiene.

3.2.1 Analyse

For å få et grunnlag for å forstå brukerne gjorde vi en grundig analyse av både kneets anatomi, mekanismer ved gange og vanlige diagnoser blant KAFO-brukere. Medisinske bøker, artikler og brukermanualer fra TOV ble brukt. Artikler om ortoser og medisinsk utstyr, samt artikler om testing og utvikling av nye ortoser, har blitt analysert. Vi har også sett på teknologier som kan brukes videre i konseptutvikling. Resultatet av denne analysen er presentert som kapittel 4 teori og kapittel 5 teknologianalyse.

3.2.2 Intervjuer

Vi hadde flere intervjuer med brukere hvor hovedfokuset var å forstå personens tanker, følelser og motivasjon. Ved å forstå valgene og oppførselen brukeren tar har vi avdekket behovene en

ny KAFO må dekke, som blir presentert i kravspesifikasjonen (avsnitt 6.5). Intervjuene vi holdt varte mellom en og to timer og ble holdt hos TOV, i hjemmet til bruker og på kafé.

Vi forberedte alle intervjuene i tråd med DT. Dette for å hente ut så mye informasjon som mulig og sørge for å stille de rette spørsmålene, og for å ikke stille ledende spørsmål. Spørsmålene ble delt inn i fire temaer: Personlige spørsmål (Om diagnosen, følelser etc.), brukssituasjon, produktet/ortosen og ønsker til en ny KAFO.

Vi har også intervjuet en ortopediingeniør for å forstå mangler, feil og tekniske funksjoner ved dagens KAFOer. Under dette intervjuet fikk vi også et innblikk i brukernes situasjon gjennom en som daglig har kontakt med brukere, og jobber med produksjon av nye KAFOer (vedlegg B.1).

3.2.3 Observasjon

Gjennom intervjuene observerte vi intervjuobjektene bruke KAFO både opp en trapp, og under vanlig gange. Vi observerte også en bruker som manøvrerte seg i sitt eget hjem med både KAFO og elektrisk rullestol. I tillegg til observasjon av intervjuobjektene ble nettresusser brukt for observasjon. Vi så flere filmer av brukere som tar av/på KAFO og beveger seg med disse. Forskjellige produsenter av KAFOer har også lagt ut brukerfilmer og manualer på sine nettsider som har blitt analysert.

3.2.4 E-mail

Da det har vært vanskelig å få tak i brukere å intervjuer har vi også sendt ut e-mail til medlemmer av foreninger (ryggmarksbrokk- og hydrocephalusforeningen, landsforeningen for polioskadde m.fl) som har sagt seg villige til å svare på noen spørsmål angående KAFO over mail. Her var det 10 spørsmål som nøye ble valgt ut for at mailen ikke skulle være for krevende å svare på. Spørsmål som ble stilt var om brukssituasjoner, feil/mangler med KAFOen, opptrening og ønsker til en KAFO.

3.2.5 Immerse



Figur 3.3: Egendesignet avstiving av ben

For å få et innblikk i hvordan det er å ha redusert funksjonalitet i et ben stivet vi alle av våre egne ben (Figur 3.3) en studiehverdag fra 10.00 til 16.00. Studiehverdagen ble tilbrakt i forelesninger, lesesal, kantinen og gange mellom ulike gjøremål.

Hos TOV fikk vi mulighet til å teste ut en KAFO med stance-kontroll (kapittel 5.1.2). Under denne testingen forsto vi mer av hvorfor det er nødvendig med en opptreningsperiode, da bruk av denne KAFOen ikke var så lett som det først så ut.

Resultatet av intervjuer, observasjon, mailkorrespondanse og immersion er presentert som kapittel 6 brukeranalyse.

3.3 Define



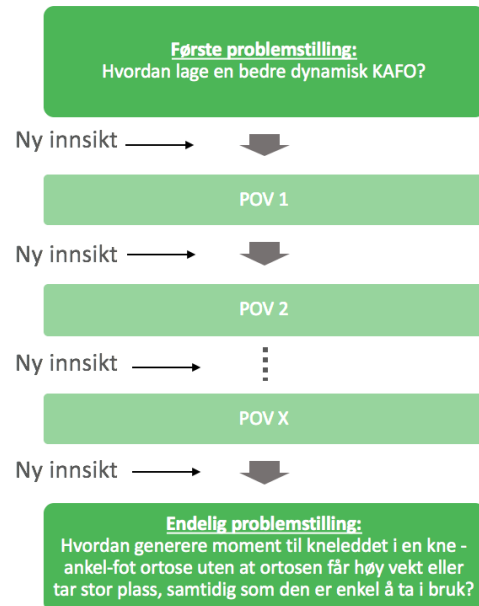
I dette stadiet av prosessen brukte vi alle innsiktene og behovene funnet i empati-stadiet til å definere brukergruppen (avsnitt 6.2) og kravspesifikasjonen (avsnitt 5.1.2). Den endelige problemstillingen vår har også blitt utviklet i dette stadiet, der vi har brukt en teknikk som heter *Point-Of-View madlib* [8] til å formulere den.

3.3.1 Point-Of-View

Å definere en Point-Of-View (POV) er et viktig verktøy i define-stadiet. POV er laget for å fange meningsfulle utfordringer med innsiktene vi har opparbeidet oss. Ulike POVer (kapitel 6.4) ble generert etter hvert som vi intervjuet brukere og oppnådde ny innsikt (Se figur 3.4). POVene ble brukt til å formulere problemstillingen vår, og for å se om vi var på rett spor med hvordan vi forstod problemet. Problemstillingen vi endte opp med ble videre brukt som utgangspunkt for kravspesifikasjon og idégenerering.

Formatet på en POV er:

[BRUKER] trenger [BRUKERBEHOV] fordi/for å [NYOPPDAGETINNSIKT][8].



Figur 3.4: Diagram som viser hvordan problemstilling og POV henger sammen

3.4 Ideate



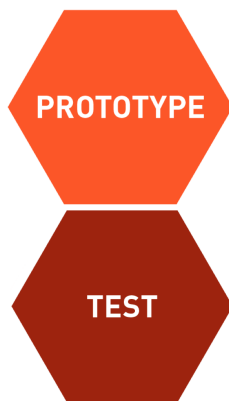
Ideate er stadiet i produktutviklingsprosessen som har som mål å produsere mange løsninger. Her utforsket vi et så bredt løsningsrom som mulig, med et stort mangfold av ideer. Idegenereringen ble gjort med brainstorming.

3.4.1 Brainstorming

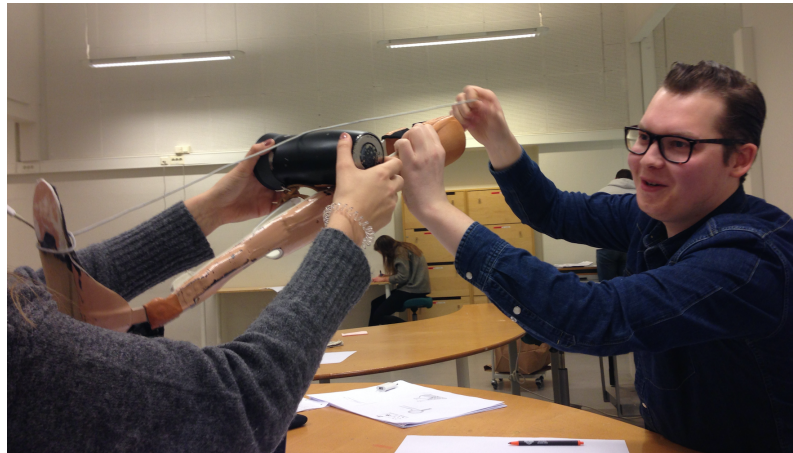
Brainstorming er en DT-teknikk som vi fulgte systematisk. Hensikten med en brainstorming er å utnytte den kollektive tenkningen av gruppen ved å engasjere, lytte og bygge på hverandres ideer [8]. Brainstormingen førte til mange ulike ideer for hvordan en ny dynamisk KAFO kan se ut og fungere. Vi idémyldret rundt totalløsninger og delløsninger, og rundt aktueringen i seg selv. Dette ble gjort i fire ti-minutters økter hvor vi hver for oss tegnet ideer. Deretter presenterte

vi ideene og diskuterte hver enkelt ide. Øktene ble delt inn i to og to, gjort over to dager, med to ukers mellomrom. Etter de første to øktene brukte vi tid til å hente inn mer informasjon om mulige teknologier. Gjennom disse øktene endte vi opp med mange ideer, som blir oppsummert i en morfologisk tabell (tabell 7.1).

3.5 Prototype og Test



Prototyping er måter å ta idéer og idéutforskning ut i den fysiske verdenen for å teste prinsipper, eller kommunisere med hverandre hvordan noe skal fungere. Eksempelvis ble aktueringsprinsippet i et av konseptene (kapittel 7.2.3) testet ut med en veldig forenklet prototype for å se om ideen var gjennomførbar (figur 3.5). Test-stadiet vil være når vi tar ideene/prototypene til brukere og fagpersoner for å se hvordan de presterer. Prototype-og test-stadiene vil vi bevege oss ordentlig over i når vi jobber videre med ideene og konseptene.



Figur 3.5: Raske prototyper blir brukt til å lære og utforske løsninger.

Kapittel 4

Teori

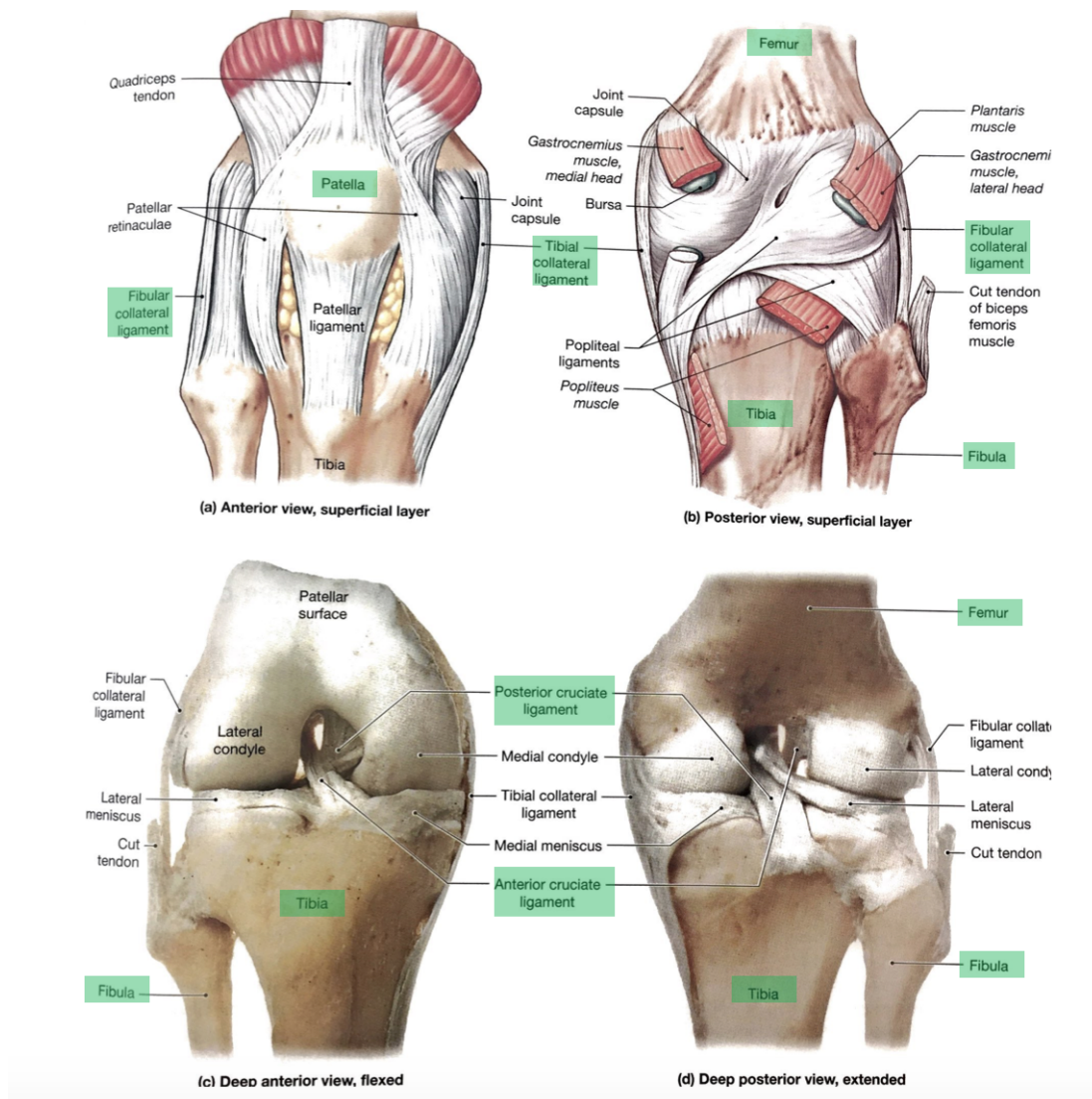
For å utvikle en bra og funksjonell kne-ankel-fot ortose kan det være nyttig å ha kunnskap om kneets anatomi, hvilke muskler som brukes ved gange, og å kunne analysere og fastslå hva som kjennetegner normal gange. De neste avsnittene vil omhandle dette.

4.1 Kneets anatomi

Kneet er overgangen mellom lårbenet og skinnbeinet, det største og mest kompliserte leddet vi har i menneskekroppen [10, s.466]. Det er også det mest sårbare leddet da det skal bære veldig stor vekt samtidig som det skal gi fleksibel bevegelse. Bare ved å gå støtter kneet 1.5 ganger vår egen kroppsvekt [11]. Kneleddet overfører vekten fra lårbeinet (femur) til skinnbeinet (tibia). Kneregionen omfatter kneskål, kapsel, ligamenter, nerver, blodkar, sener og bindevev [12]. Man deler ofte regionen inn i fremre og bakre kneregion. I figur 4.1 kan man se fremre kneregion og bakre kneregion. Kneleddet tillater bøyning, strekking og veldig begrenset rotasjon og kan kalles et modifisert hengselledd [10, s.471].

Kneskålen (patella) er et ben som sitter på fremsiden av kneet. Denne fungerer som en talje som muliggjør sammentrekning av quadriceps-muskelen i låret for å rette ut benet [14]. Alle leddflatene i kneet er kledd med hard og glatt brusk (articular cartilage, figur 4.2). Dette er for å tillate friksjonsfri bevegelse av leddet [14].

Mellom lårbeinet og skinnbeinet finner vi menisken. Den består av to C-formede myke bruskdeler (lateral og medial meniscus, figur 4.2) [14]. Menisken fungerer som støtdemper, i tillegg til å gi en viss sidestabilitet til kneleddet [13, s. 284]. Kneet består også av syv leddbånd (ligament)

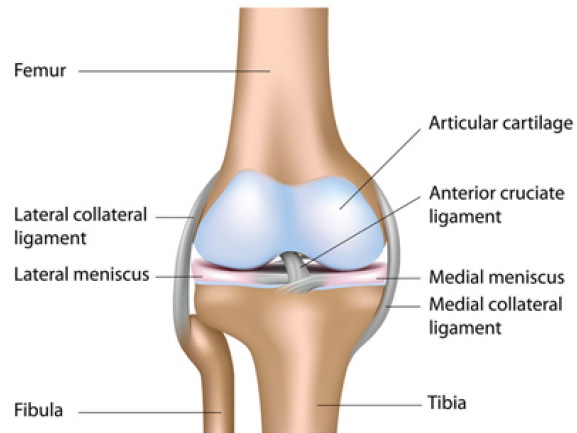


Figur 4.1: Det høyre kneleddet. (a) Fremre kneregion, overflate visning (b) Bakre kneregion, overflate visning (c) Fremre kneregion, dyp visning (d) Bakre kneregion, dyp visning [13, s. 285].

som stabiliserer bevegeligheten av leddet[13, s. 284]. På hver side av kneet har vi mediale og laterale sidebånd (lateral og medial collateral ligament, figur 4.2) som forhindrer ustabilitet og bevegelse fra side til side.

Inni kneleddet finner vi det fremre og bakre korsbåndet (anterior og posterior cruciate ligaments, figur 4.1) som gir stabilitet fram- og bakover. De siste tre leddbåndene er mindre og fungerer som støtte til de store leddbåndene [14].

Ved full utstrekking av benet vil en liten rotasjon av skinnbenet stramme det fremre korsbåndet og blokkere bevegelsen av menisken mellom skinnbeinet og lårbeinet[13, s. 286]. Dette resulterer i at kneleddet er «låst» og man kan stå på benet i lengre perioder uten å bruke musklene som strekker benet [13, s. 286]. En muskulær sammentrekning må til for å låse opp leddet [13, s.286].

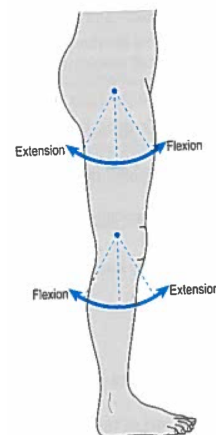


Figur 4.2: Fremre kneregion [14].

4.2 Muskler

Underekstremiteten består av over 30 muskler som kan fordeles i tre funksjonelle kategorier:

1. Muskler som beveger låret
 2. Muskler som beveger leggen
 3. Muskler som beveger foten og tærne [13, s. 371]
- Disse deles videre inn etter om de strekker ut (ekstensorer) eller bøyer (fleksorer) et ledd. Se figur 4.3.



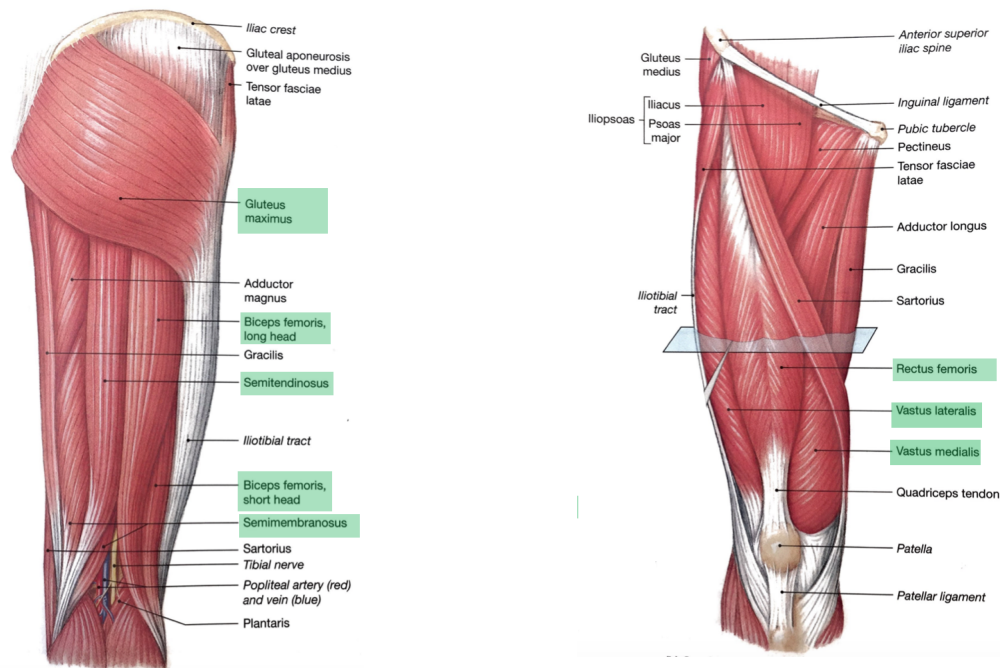
Figur 4.3: Ekstensjon og fleksjon i hofte- og kneledd [15, s. 4]

Musklene rundt kneet brukes i grupper for å bøye, strekke ut og stabilisere kneleddet. Det er hovedsakelig lårmusklene som gjør det mulig å bevege kneleddet. Mesteparten av lårmusklene er det man kaller toleddsmuskler, muskler som strekker seg over to ledd. På grunn av dette er bevegelser i kneet ofte forbundet med hoftebevegelser, som når man går og løper.

Muskelgruppen som strekker hoftleddet og bøyer kneleddet kalles den dorosale muskelgruppen (hamstrings-muskulaturen, også kalt «skinkestrengene»), og består av tre lange muskler som er festet til hoftebenet og knoklene i leggen [10, s. 505]. Musklene som inngår kalles biceps femoris, semitendinosus og semimembranosus [10, s. 505]. Ved siden av den dorosale muskelgruppen har vi også flere mindre knefleksorer.

Vi har fire kneekstensorer som sammen kalles quadriceps femoris [13, s. 372]. Det er de tre vastus-musklene og rectus femoris, som kan sees på figur 4.4. De tre vastus musklene omslynger rectus femoris slik at det bare er forsiden som ikke dekkes [13, s. 372]. Alle fire musklene er festet på kneskålen via quadriceps-senen.

For å ha en normal gange må man også bruke musklene som beveger hoftleddet. Her er det gluteus maximus muskelen som er den største av gluteal-musklene [13, s. 371] (Se figur 4.4). Alene, vil denne store muskelen produsere ekstensjon og rotasjon ved hoftleddet [13, s. 371].



Figur 4.4: Muskler som beveger benet. Til venstre hofte og lår, visning bakfra. Til høyre hofte og lår, visning forfra [13, s. 375]

4.2.1 Klassifisering av muskelstyrke

The Medical Research Council Scale er en måte å klassifisere grad av muskelstyrke på. Klassifiseringen er nødvendig for å beskrive funksjonalitet i musklene til KAFO-brukere. Det er også krav om muskelstyrke som må til for å bruke en dynamisk KAFO, som vi skal gå nærmere inn på under brukeranalysen (kapittel 6). Skalaen som brukes går fra 0 til 5, der

0 = ingen påvisbar kontraksjon

1 = påvisbare kontraksjoner men ingen leddbevegelse

2 = full leddbevegelse når tyngdekraften er eliminert

3 = full leddbevegelse mot tyngdekraften

4 = full leddbevegelse mot tyngdekraften og mot noe motstand

5 = full leddbevegelse mot maksimal motstand (normal)

[4, s. 115]

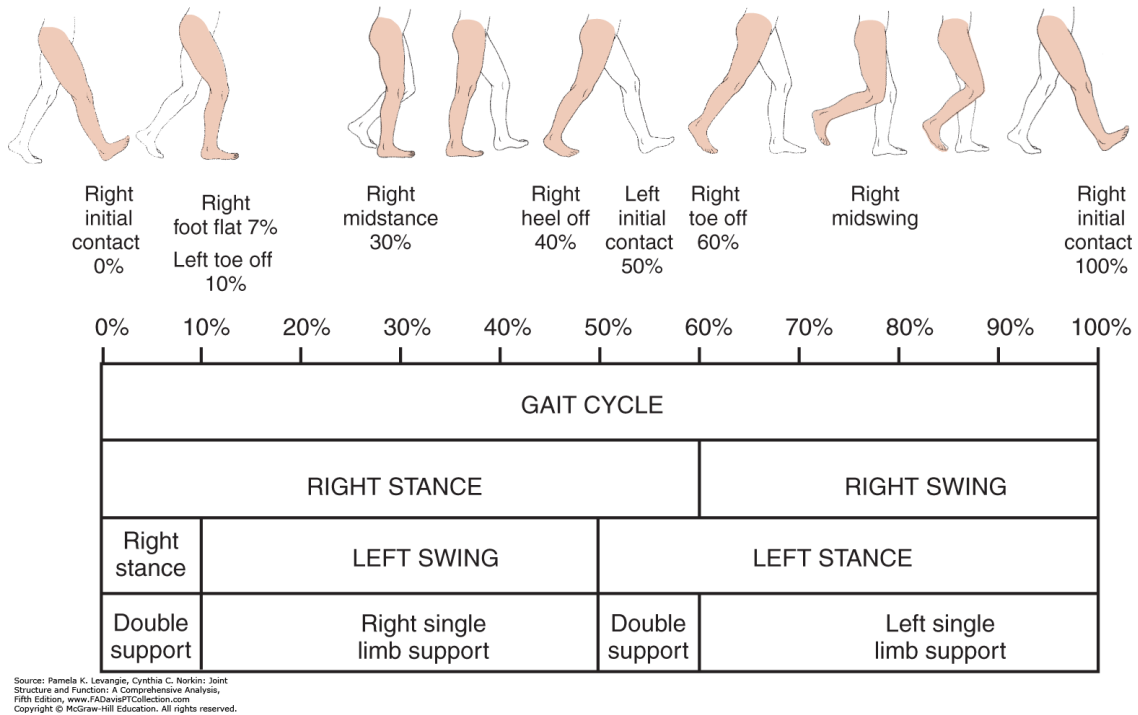
4.3 Ganganalyse

Å gå normalt defineres som *en bevegelsesmetode som involverer bruk av begge beina, alternerende, for å gi både støtte og fremdrift, der minst én fot alltid er i kontakt med bakken.*[15, s. 48]

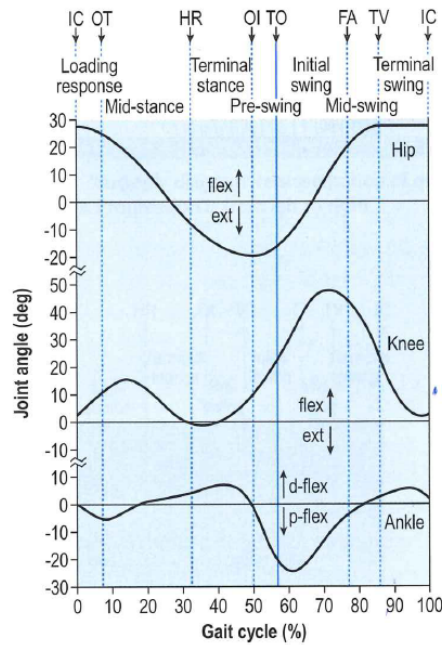
Gange er derimot definert som *Stilen eller måten man går på* [15, s. 48], så når man skal vurdere forskjellige måter å gå på snakker man dermed om ganganalyse. En gangsyklus er tidsperioden hvor en fullstendig gangsekvens finner sted[4, s. 176]. Gangsyklusen deles ofte i de to hovedfasene standfase og svingfase. Standfasen er perioden når den vurderte kroppsdelen er i kontakt med underlaget, mens svingfasen er perioden når den vurderte kroppsdelen ikke er i kontakt med underlaget. Videre deles disse fasene inn i underfaser, se figur 4.5.

4.3.1 Normal gange

Figur 4.6 viser i hvor stor grad hofteleddet (den øverste kurven), kneleddet (den midterste kurven), og ankelleddet (den nederste kurven), bøyer seg i løpet av en normal gangsyklus. Ved testing av hvorvidt en KAFO gjenspeiler et normalt gangmønster er grafen ofte brukt til sammenligning. Muskelaktivitet under gange varierer fra person til person, og er avhengig av blant annet hastighet. Figur 4.5 viser en vanlig gangsyklus av høyrebeinet, delt inn i standfase (right stance) og svingfase (right swing). Analysene under tar for seg vanlig gange i moderat fart (1.4 m/s), og er basert på kapittel 10 i boken *Human Movement*[4].



Figur 4.5: Gangsyklusen delt inn i underfaser [16, s. x]



Figur 4.6: Fleksjon- og ekstensjons-vinkler [15, s. 59]

Standfase

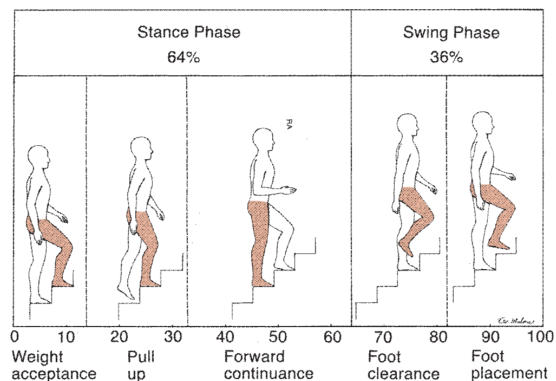
- Hofteekstensorer: Når hælen settes i bakken og starter standfasen av gangsyklusen (0% i figur 4.5) vil gluteus maximus og hamstrings kontrahere (trekke seg sammen) for å skape hofteekstensjon. Når man når 30% av gangsyklusen vil hofteekstensjon fortsette ved hjelp av treghetsmoment, og hofteekstensorene er dermed ikke lenger aktive.
- Knefleksorer/-ekstensorer: Når hælen settes i bakken vil kneleddet være utstrakt (rundt 5° bøyning). Da vil quadriceps jobbe eksentrisk (bremse) for å kontrollere knefleksjonen som inntreffer med en gang etter at hælen treffer bakken. Videre vil kneleddet flekses ytterligere ved eksentrisk aksjon av quadriceps for å dempe kreftene fra gulvet (10% i figur 4.5).
- Ankelfleksorer: Når hælen settes i bakken vil ankelleddet oftest være i nøytral posisjon (0% i figur 4.8), men dette kan variere fra person til person. Ankelen blir holdt oppe ved at dorsifleksorene (4.8) kontraherer. Videre vil ankelleddet gå over i plantarfleksjon ved eksentrisk aksjon av dorsifleksorene.

Svingfase

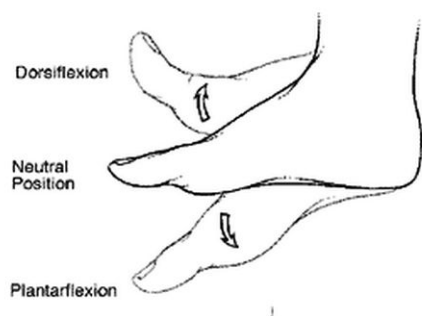
- Hoftefleksorer: Ved avspark (60% i figur 4.5) vil hoftefleksorene akselerere foten forover, med støtte fra plantarfleksorene til ankelleddet og moment- og gravitasjonskrefter.
- Knefleksorer/-ekstensorer: Mens hoften er bøyd i starten av svingfasen vil kneet videre gå fra fleksjon til ekstensjon (70% i syklusen). Dette vil i hovedsak komme fra moment og eksentrisk aksjon av hamstringsmuskulaturen for å senke hastigheten på hoftebevegelsen.
- Ankelfleksorer: Ved avspark vil plantarfleksorene akselerere foten forover ved hjelp av hoftefleksorene og moment- og gravitasjonskrefter. Ved avspark vil også dorsifleksjon finne sted for å hindre at tåen kommer i kontakt med gulvet (mellom 80% og 90% i syklusen).

4.3.2 Å gå opp og ned trapper

Å gå opp og ned trapper er en betydelig mer krevende aktivitet enn å gå flatt underlag, da hofte- og kneleddet har større utfall og det er en betydelig vertikal forflytning av gravitasjonssenteret. I trappegang vil det være i standfasen på ett bein, når kroppen er i sin mest sårbare posisjon, at man også må utøve størst vertikal forflytning av gravitasjonssenteret. Dette gjør trappegang mye mer krevende enn vanlig gange da det krever balanse og betydelig muskelkraft. [4, s. 185]



Figur 4.7: Gangsyklus ved trappegang [16]



Figur 4.8: Plantar- og dorsalfleksjon av ankelleddet

Standfase oppstigning .. starter når foten er i kontakt med neste trappetrinn (0% i figur 4.7). Omtrent 60% av trappegang-syklusen består av standfasen. I motsetning til vanlig gange, der hælen er først i kontakt med underlaget, er det her forfoten og midten av foten som først kommer i kontakt med underlaget.

- Hofte- og kneekstensorer: hofte- og kneekstensorene kontraheres for å løfte kroppen opp og over trinnet. Quadriceps vil utøve maksimum kraft når kneleddet er i omtrent 60 graders vinkel. Kraften mellom kneskålen og lårbenet, samt den vertikale kraften i skinnbenet er estimert til å være omtrent tre ganger kroppsvekten. I siste del av standfasen (50 til 60%), når vekten er fullstendig på standfoten, vil quadriceps jobbe for å holde leddenes posisjon når gravitasjonssenteret flyttes foran standfoten.
- Ankelfleksorer: Ankelmusklene vil jobbe for å løfte foten i første del av standfasen. I siste del av standfasen vil plantarfleksorer kontrahere kraftig for å akselerere kroppen forover og oppover.

Svingfase oppstigning

- Knefleksorer: I første del av (70 til 80%) bøye kneleddet for å skape klarering fra trinnet som benet skal løftes over.
- Hoftefleksorer: I hele svingfasen vil hofteleddet bøyes for å skape klarering fra trappetrinnene. Når foten skal senkes ned på neste trinn vil hoftefleksorene slippe foten ned.
- Ankelfleksorer: Gjennom mesteparten av svingfasen vil dorsifleksorer jobbe for å holde ankelleddet bøyd slik at tåen ikke vil subbe i trappetrinnene. Rett før foten settes ned vil dorsifleksorene jobbe eksentrisk for å senke forfoten ned på neste trinn.

Standfase nedstigning

- Hofte- og kneekstensorer: I første del av standfasen, når vekten blir lagt på benet, vil hofte- og kneekstensorene sørge for eksentrisk demping av kraften. Deretter vil quadriceps strekke ut kneet slik at kroppen beveger seg fram over gravitasjonscenteret. Quadriceps vil så eksentrisk flekse kneet og senke kroppsvekten ned til neste trinn.
- Ankelfleksorer: Når forfoten først kommer i kontakt med trinnet under vil ankelleddet gå fra å være i plantarfleksjon til nøytral posisjon. Ankelmusklene jobber mye når kroppsvekten senkes ned til neste trinn.

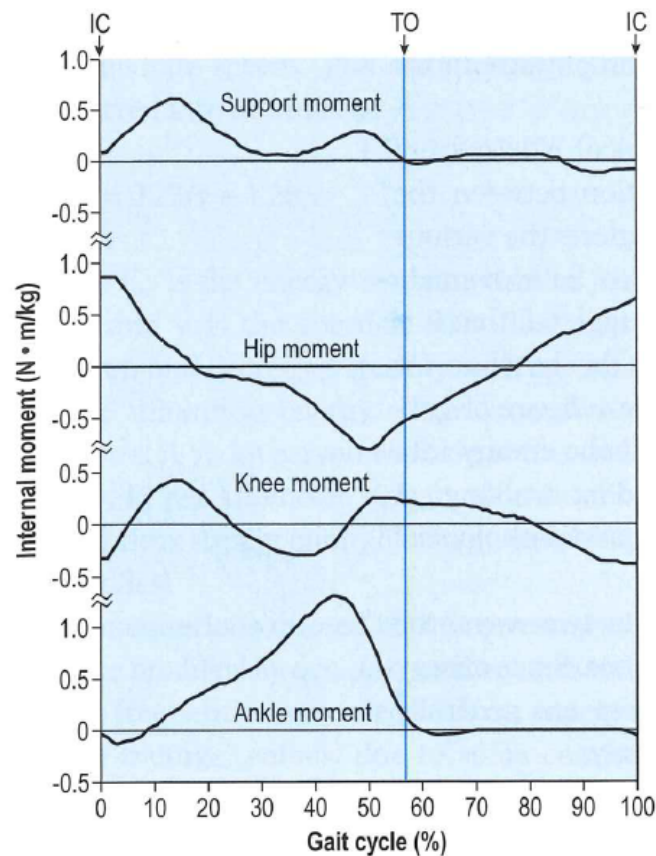
Svingfase nedstigning

- Hofte- og knefleksorer: Hofte- og knefleksorene vil kontraherer for å løfte foten fra det øverste trinnet og dra foten forover. Deretter vil hoftefleksorene jobbe eksentrisk under kneekstensjon.
- Ankelfleksorer: Før vekt skal legges på foten vil ankelen droppes til plantarfleksjon ved eksentrisk arbeid av plantarfleksorene.

Moment

En annen måte å vurdere gangsyklus er å se på hvilket moment som generes i hofte-, kne- og ankel-leddene i de ulike stadiene. Figur 4.9 viser hvor i syklusen momentet på de ulike leddene fordeler seg. «Support moment» er summen av alle moment, og tas ofte med for andre beregninger enn det vi ser på her. Det høyeste rotasjonsmomentet i positiv retning (momentet som må

til for å motvirke fleksjon) i kneleddet kommer mellom 10 og 20 prosent ute i gangsyklusen, og vil for en person som veier 80 kg være på ca. 40 Nm ($0.5 \text{ Nm/kg} \cdot 80 \text{ kg}$). Det høyeste momentet i negativ retning for samme person (momentet som må til for å motvirke ekstensjon) vil være på omtrent 24 Nm [15, s.83-85].



Figur 4.9: Ulike moment i ledd under gangsyklus [15, s.85]

4.4 Diagnoser

Det kan være ulike grunner for at man bruker en KAFO. De vanligste diagnosene som har fått tildelt KAFO ved TOV de siste 2 årene har vært: Polio, Spina Bifida (ryggmargsbrokk) og skader forårsaket av ytre forhold (trauma). Andre diagnoser der KAFO kan være et nødvendig hjelpemiddel er arthrogrypose, nerveskade etter operasjon, hemiplegi, lammelser (slag og diverse plegier), andre lidelser i ryggspylen, juvenil osteokontrose og betennelse i CNS (sentralnervesystemet) (vedlegg B.2.1). Under presenterer vi de vanligste diagnosene som assosieres med KAFO-bruk.

Polio

Polio (poliomyelitt) er en smittsom infeksjon av poliovirus som kan medføre lammelser i armer, ben eller i kropps- og respirasjonsmuskulatur [17]. Polio angriper ryggmargens motoriske forhornceller med lammelse som resultat [17]. Frem til starten av 1950-tallet var det vanlig med polioepidemier, men på grunn av massevaksinasjon forekommer ikke polio lenger i Norge [17]. Gruppen med diagnosen polio er derfor en aldrende gruppe hvor de yngste med diagnosen i Norge er over 63 år. Noen land i Afrika og Asia har fremdeles noen få tilfeller med poliosmitte, men sykdommen er nå nært utryddet [17]. Grunnet innvandring er det nå også en voksende yngre gruppe med vært smittet med poliovirus i Norge. Et mindretall av de som blir smittet får lammelser, hvor det hos flertallet bare er midlertidig. [17] Det er mange grunner til at en polio-rammet kan trenge ortoser, og det er forskjellig hvilke typer ortoser man kan bruke.

Postpolio syndrom

Personer som har vært smittet med poliomyelitt kan i lengre tid etterpå oppleve postpolio syndrom. Symptomer på postpolio er ny muskelsvakhet, smerte, tretthet og praktisk funksjonstap. Dette kan utvikle seg minimum 15 år etter sykdom med akutt polio, og man er i dag ikke sikker på det er som gjør at sykdommen tar seg opp etter mange år [18]. Symptomene på postpolio vil vanligvis opptre først i den svekkede muskulaturen. Et fremtredende symptom er slitenhet. Siden muskelstyrken reduseres, så nedsettes utholdenheten. Slitenheten kan variere. Den opptre ofte tidlig på ettermiddagen og blir bedre etter noe hvile. Den kan føre til økt søvnighet, konsentrasjonsvansker og redusert hukommelse. En vanlig behandlingsform er fysisk behandling, der et sentralt begrep er energiøkonomisering [18]. Man lærer å tilpasse aktivitetsnivået til de kreftene man har igjen, i tillegg til at man får opptrening på for å forhindre muskelsvinn. Energiøkonomisering trekkes fram som en faktor som kan bestemme hvilke hjelpemidler man velger å bruke.

Spina bifida

Spina bifida, også kjent som ryggmargsbrokk, er en tilstand der ryggspylen ikke har vokst sammen normalt [19]. Ordene spina bifida betyr delt ryggspylen, og ryggmargsbrokk er når innholdet i ryggmargskanalen kan bule ut gjennom åpningen i ryggspylen. Dette er en medfødt tilstand som kan være av forskjellig grad/størrelse [19]. Ryggmargsbrokk forekommer i ca. 0,4 tilfeller per 1000 fødsler (25-30 fødsler per år i Norge) [19]. Sykdommen gjør blant annet at ryggmargen kan bli skadet, noe som kan medføre lammelser i beina og at hoftene kan gå ut av ledd [19].

Skader forårsaket av ytre forhold

Skader forårsaket av ytre forhold er et samlebegrep over funksjonstap eller nedsettelse som kommer som følge av ulykker eller legemsbeskadigelser. Dette kalles noen ganger for trauma, og store norske leksikon beskriver trauma som «legemsbeskadigelse fremkalt av ytre påvirkning (forstuinger, brudd, sår, hjernerystelse osv.)» [20]. Det er vanlig å bruke ortoser i opptreningsfasen til mennesker som trener for å bygge seg opp igjen etter en fysisk skade. I opptrening ved institusjoner kan man også finne veldig teknisk utviklede ortoser som kan assistere bevegelser eller måle styrkeøkning og bevegelsesmønster. Med skader forårsaket av ytre forhold kan man i mange tilfeller ha tapt en funksjon helt eller delvis, og vil da trenge hjelpemidler resten av livet. For noen kan det da være aktuelt å bruke en KAFO.

Kapittel 5

Teknologianalyse

I den første delen av kapittelet vil det bli redegjort for hva som finnes av kne-ankel-fot ortoser på markedet i dag. Dette er for å få en god innsikt i hva som er gjort før, og hvordan det er gjort. Teknologianalyse er en viktig del av produktutvikling, for den gir et faglig dypdykk i temaet. Ofte kommer man frem til nye produkter når man kombinerer eksisterende ideer med nye ideer. Gjennom teknologianalyse finner man også ut hva som er styrker og svakheter med andre løsninger, og hvilke som har hatt mest suksess hos brukerne.

I den andre delen av kapittelet tar vi for oss teknologier knyttet til aktivering av kne-leddet. Her utforsker vi forskjellige måter å få til naturlige bevegelser av leddet. Dette er først og fremst for å få et innblikk i hvilke muligheter som finnes når vi går over til idègenerering-fasen (ideate).

5.1 Eksisterende KAFO-løsninger

Kne-ankel-fot ortoser kan grupperes inn i tre kategorier [2]:

- Passive KAFOer
- KAFOer med stance-control (SCKAFO)
- Dynamiske KAFOer

Med passive KAFOer mener man ortoser som ikke har noen styringsmekanismer for å avstive eller frigjøre leddene. SCKAFOer låser kneleddet under standfase, og gir fri rotasjon av kneleddet

under svingfase. Noen SCKAFOer kontrollerer avstivningen med mekaniske låser, mens andre kan ha elektroniske mekanismer for å kontrollere skiftet. Dynamiske KAFOer kontrollerer kneleddet under både standfase og svingfase. Slike KAFOer kan man referere til som aktuerte KAFOer, og vanlige kontrollsystemer som finnes i dag benytter pneumatikk, lineærfjærer, hydraulikk eller torsjonsstaver [2].

5.1.1 Passive KAFOer

Passive KAFOer karakteriseres ved at de avstiver kneleddet under gange, og kan åpnes manuelt hvis man for eksempel vil sitte naturlig på en stol. De gir god stabilitet for mennesker med svak quadriceps, der knestøtte er viktigere enn mobilitet. Hofterulling vil kompensere for naturlige knebevegelser (kapittel 4.3), noe som gir et energikrevende gangmønster [21]. Dette fører til unødvendig slitasje på andre deler av kroppen. I mange tilfeller gir ikke passive KAFOer nok fordeler for brukeren, og blir lagt til side til fordel for andre hjelpemidler i dagliglivet (eksempelsvis rullestol) [22].

I figur 5.1 ser man en passiv KAFO produsert av TOV. Den passive KAFOen har låsemekanisme som gjør kneleddet stivt under gange, men kan åpnes opp når man sitter.

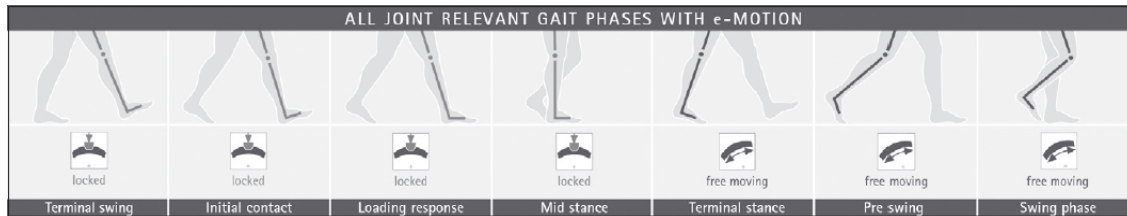


Figur 5.1: Eksempel på en passiv KAFO levert av TOV

5.1.2 KAFOer med Stance-Control (SCKAFO)

SCKAFOer er designet for å løse problemer med gange som passive KAFOer gir. De låser kneleddet når kneet skal belastes, men gir fri rotasjon under svingefasen (figur 5.2). Dette gir et mer naturlig gangmønster, reduserer hofterulling og energibruk. Det kreves som regel kompliserte

mekanismer for å få til en robust og trygg overgang mellom låsing og avlåsing [2]. Som vi skal se, kan dette gjøres både helmekanisk og elektronisk (tabell 5.1).



Figur 5.2: Timing av låsemekanismen må styres, slik Fior&Gentz viser i sin brosjyre om e-Motion [23]

Ulemper med SCKAFOer:

- Selv om SCKAFOer gir en bra tilnærming til naturlig gangmønster, er det fortsatt ikke helt optimalt. Dette er fordi kneleddet blir *fullstendig* låst i de tidlige fasene under gange (figur 5.2).
- SCKAFOer genererer ingen kraft for å bremse knemoment under fleksjon.
- I likhet med passive KAFOer er trappegang vanskelig å få til, da kneleddet må holdes stivt utstrakt når det belastes. Det fører til at man må løfte seg opp en trapp med den friske foten, og nå ett platå om gangen.
- Det krever mye funksjon i andre deler av kroppen for å kunne gå med SCKAFO, som en viss muskelstyrke i både lår og hofte (avsnitt 4.3).
- Det kreves mye opptrening for å lære seg riktig bruk av SCKAFOen med låsemekanismene som brukes [22].

SCKAFOer lages ofte ved at en produsent tilbyr leddmekanismer og låsemekanismer som et ortoseverksted kan inkludere i sin ortose. Produsentene leverer selve leddet, og verkstedene lager øvrig del av ortosen. Som vi skal se finnes det forskjellige måter å lage en leddmekanisme til en SCKAFO på. Et eksempel er TOV sin karbon-SCKAFO, der leddmekanismen til kne og ankel er levert av Fior&Gentz, mens skallet til ortosen og innfestningene er laget av teknikere ved TOV.

TOVs SCKAFO og karbonfiber KAFO

TOVs SCKAFOer er et godt eksempel på en SCKAFO som mange bruker (nederst på figur 5.3). Den er hovedsakelig laget av karbonfiberlaminat, med en leddmekanisme på yttersiden av kne-

et, og en på ankelleddet. Tidligere laget TOV ortosene av metallprofiler eller rør, med lager/ leddmekanismer på begge sidene av kneleddet og ankelleddet (figur 5.1). De nyeste ortosene (figur 5.3) er av lettere materialer og har halvert antall leddmekanismer. I tillegg har de en mer støttende form enn tidligere metall-løsninger, som også gjør at spenningsfordelingen på strukturen er jevnere fordelt utover flatene.



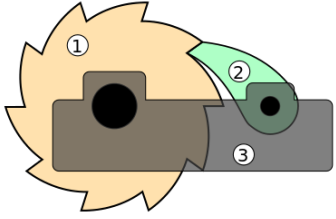
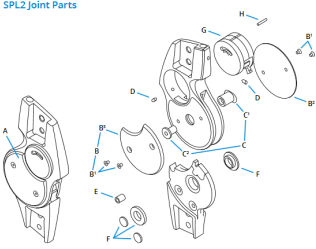
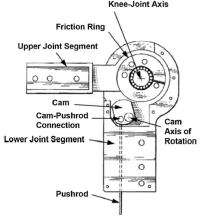
Figur 5.3: To nyere KAFOer levert av TOV, Over: Passiv KAFO, Under: SCKAFO


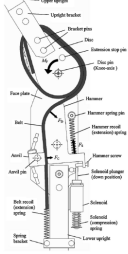
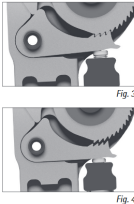
På figur 5.3 kan man se at bruken av karbonfiber er veldig forskjellig på de to ortosene. Den øverste er laget for å støtte opp utsiden av hele benet med store borrelåsflater for innfestning og støtte under bruk. Den nederste er laget for å støtte opp både utsiden og baksiden av benet og bruker flere brede reimer med borrelås som festeordning. I noen tilfeller brukes det lærreimer for innfestning. Forskjellene i utformingen viser at hver enkelt ortose spesiallages etter individuelle behov. Et eksempel på forskjell i utformingen er hvordan graden av muskelstyrke til brukeren gir forskjellige utformninger av den lastbærende strukturen. Et annet eksempel er hvilken festeordning man bruker: ved nerveskader kan det hende at både hender og ben har redusert motorikk og da kan det være bedre å bruke store borrelåsflater enn mange reimer.

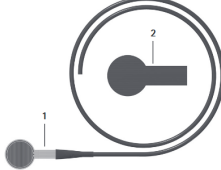
Stance-control mekanismen er Fior&Gentz Neurotronic e-motion, og blir presentert i tabell 5.1 om leddmekanismer.

Leddmekanismer

I tabell 5.1 finner man løsninger som finnes i dagens SCKAFOer. Selve leddlåsingen kan gjøres mekanisk med en spline, motgående tannhjul eller elektromekanisk med en elektromagnet. Timingen av dette kan også styres på mange måter, både mekanisk med støtstenger, gravitasjonslåser eller elektronisk med sensorer eller knapper [2]. Noen prinsipper fra tabellen tar vi med videre som delløsninger i den morfologiske tabellen (tabell 7.1).

Produsent/Navn	Illustrasjon	Beskrivelse
<p>Otto Bock Free Walk/Becker Orthopedic UTX</p>	 <p>Fjærbelastet skrallemekanisme [24].</p>	<p>Kneet låses automatisk når det er i full ekstensjon med en wire som blir dratt av foten under ankelbevegelse. Når ankel-leddet har en dorsifleksjon på 10 grader, åpnes skrallemekanismen og lar kneleddet rotere [2]. Illustrasjonen er brukt for å illustrere det mekaniske prinsippet som brukes.</p>
<p>Fillauer Swing KAFO</p>	 <p>Vektet skrallemekanisme [25].</p>	<p>I Fillhauers Swingphase Lock-konsept låses kneet automatisk når benet slår ned i bakken [25]. Da er låret foran kroppen, og en liten vekt faller ned og låser skrallemekanismen. Når man beveger seg frem og låret kommer bak kroppen, faller vekten ut av skrallemekanismen og låser dermed opp leddet. Låsemekanismen er da automatisk styrt av hoftvinkelen. Den nyeste versjonen, Swingphase 2, kommer med en satellitt-fjernkontroll, som kan sette leddet i tre moduser: 1. Åpen (ingen styring). 2. Lukket. 3. Automatisk låsing [25].</p>
<p>Horton Stance Control Orthosis</p>	 <p>Støtstangaktivert friksjonslås [2].</p>	<p>Denne løsningen benytter seg av en støtstang som går langs hele benet, en eksentrisk kam, og en friksjonsring [2]. Støtstangen dytter mot kamen under gange når hælen slås i bakken. Kamen dytter da mot friksjonsringen, noe som låser kneleddet i fleksjon. Under ekstensjon separeres kamen fra friksjonsringen, som gir kneleddet rotasjonsfrihet. [2].</p>

<p>Becker 9001 E-Knee Orthosis</p>	 <p>Elektromagnetisk aktivert «clutch» [26].</p>	<p>Her låses kneet av en magnetisk aktivert clutch. Det elektromagnetiske systemet består av to sirkulære plater med sidestilte tannhjul, en coil, en spiralfjær, en fotbryter og en batteripakke [2]. Når kneet skal belastes, legger man vekt på fotbryteren, som gjør at platene magnetisk trekkes mot hverandre, og låser tannhjulene mot hverandre. Under svingefasen avlastes fotbryteren, magnetismen slås av, og fjæren dytter platene fra hverandre [2].</p>
<p>Belt-Clamping Joint SCKAFO</p>	 <p>Sensoraktuert servostyrt låsing av belte i klammer [2].</p>	<p>Kneleddet blir avstivet av et friksjonsbasert beltespennings mekanisme. Kneleddet låses ved at beltet blir holdt stramt av en hammer/ambolt-presse som aktiveres av en solenoid (lineær aktuator) [2]. Når benet er i stand-fasen registrerer tre trykksensorer (trykk-resistorer), som er festet under foten, trykk mot hælen[2]. Da er solenoiden slått av. Når trykksensorene ikke registrerer et gitt trykk, slås solenoiden på, som aktiverer klammene mot beltet og holder det fast. [2]</p>
<p>FIOR & GENTZ Neurotronic emotion</p>	 <p>Kontrollert av bevegelsessensorer i låret [23].</p>	<p>Bevegelsessensorer(ikke oppgitt hvilke), registrerer når benet er i stand-fase eller svinge-fase, og gir input til en mikroprosessor[23]. Når benet bremses ned ut fra en sving-fase, vil mikroprosessoren låse kneleddet. Avlåsing skjer ved at en solenoid (lineær aktuator) slås av, og en fjær dytter en tagg inn i skralle-mekanismen. Når benet oppnår svinge-hastighet, vil mikroprosessoren åpne kneleddet ved å aktivere solenoiden som igjen drar taggen ut av skralle-mekanismen (som motvirker fjær-kraften) [23].</p>

FIOR & GENTZ Neurotronic p- motion	 <p>Kontrollert av trykksensorer under foten [23].</p>	Mekanismen for låsing av kneleddet er likt, men her er den aktivert av en trykksensor som man bærer under hælen [23]. Når man legger vekten på hælen, vil en mikroprosessor låse kneleddet ved å slå av solenoiden. For begge systemene er det mulig å gjøre justeringer for når i svingefasen kneleddet skal låses opp[23]. Dette kan gjøre ved å justere sensorenes sensitivitet.
--	---	---

Tabell 5.1: En sammenstilling av eksisterende løsninger innenfor leddmekanismer ved SCKAFO-er

5.1.3 Dynamiske KAFOer

Dynamiske KAFOer er utviklet for å best gjenskape normal funksjonalitet under hele gangsyklusen [2]. De kan kontrollere både stand og svingfase med å gi ekstra moment til leddene under ekstensjon og fleksjon. Dette gir også mulighet til å belaste benet i bøyd tilstand. Tilført moment gjør det også mulig å få til en normal trappeoppstigning.

Moment genereres av aktuatorer (f.eks. motorer) som er bygget inn i ortosen (avsnitt 5.2.1). Noen aktuatorer trenger giring eller mekanismer for å omdanne lineære bevegelser, trykkforandringer, ekspansjon, eller andre bevegelser om til rotasjonsbevegelser i leddet. Energien som leveres til aktuatorene må komme fra en energikilde som også må bæres på kroppen, eksempelvis batteri. For å gjenskape en normal gangsyklus må en dynamisk KAFO levere riktig moment til leddene til rett tid (avsnitt 4.3). Trappegang trekkes fram som en hovedutfordring for dynamiske KAFOer. For å få til oppstigning må en dynamisk KAFO levere høye og kontrollerte moment til kneleddet ved å generere løftekraft på opp til seks ganger vekten av personen (avsnitt 4.3.2).

Dynamiske KAFOer har et relativt lite marked med relativt lite nyskapning (vedlegg B.1). Det finnes et marked med lignende produkter som dynamiske ortoser som har hatt mye større utvikling, nemlig såkalte eksoskjelett (avsnitt 5.2.2) [27, s. 2].

Det finnes et fåtall utviklede dynamiske KAFOer i dag og kun én er på markedet [28]. C-Brace, som er på markedet i dag, og to dynamiske KAFOer som er under utvikling, blir presentert i påfølgende avsnitt.

C-Brace

I noen år har den tyske protese- og ortoseprodusenten Ottobock levert den dynamiske KAFOen C-Brace til det globale markedet [29]. C-Brace er en robotisert kne-ankel-fot ortose som gir dynamisk kontroll av kneleddet under hele gangsyklusen ved at den responderer til omgivelsene. Denne styres av mikroprosessorer, som bruker input fra sensorer til å vurdere når den trenger å levere moment til kneleddet [28]. C-Brace gjør ikke bevegelsen for brukeren, men gir assistanse som en respons på brukerens bevegelser [30]

I følge Ottobocks brosjyre [30] tillater C-Brace brukere å utføre bevegelser for å:

- Få et naturlig gangmønster
- Forandre hastighet når man går
- Gå over ujevnt underlag
- Gå ned trapper, steg for steg
- Sette seg ned på en naturlig måte
- Gå lengre distanser uten å bli sliten
- Gjenvinne balansen etter man har snublet

Systemet består av et hydraulisk kontrollert kneledd som aktiveres av en mikroprosessor som leser av bevegelser i brukerens kneledd og ankelledd [2]. Batteri, prosessor og den hydrauliske aktuatoren er samlet i én enhet som er festet på utsiden av låret. Hydraulikken muliggjør en demping av bevegelser under ekstensjon og fleksjon av kneleddet ved å levere moment. Dempingen er trinnløs, og gir dynamisk motstand til kneleddet under hele gangbevegelsen. Under standfase gir systemet ekstensjonsdemping for å holde kneleddet stivt. Når man avlaster benet under svingfasen bytter den over til fleksjonsdemping [2]. C-Brace leverer med andre ord varierende moment til kneleddet for å tillate knefleksjon i forskjellige stadier under gangfase. Momentet som leveres må motvirke naturlige moment som oppstår under gangsyklus (kapittel 4, figur 4.9).



Figur 5.4: Ottobocks dynamiske KAFO: C-Brace, [30]

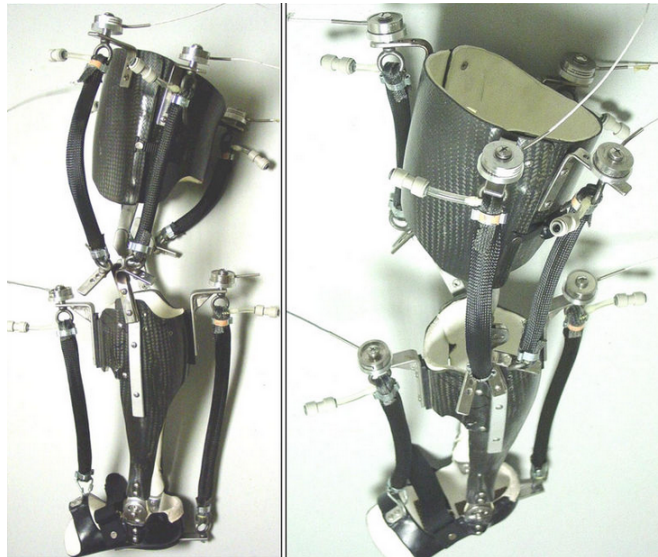
Dette kontrolleres i sanntid, med oppdateringsfrekvens på 50 hz - det vil si at mikroprosessen leser av sensorverdier og gir signaler om hvilke moment aktuatoren skal levere, 50 ganger i sekundet [28]. Dette gjør at C-Brace kan respondere dynamisk til omgivelsene sine, i stedet for å kjøre et forhåndsbestemt program. C-Brace kan også tilpasses andre bevegelser av kneet, som for eksempel sykling [30]. Den er utviklet for brukere med delvise lammelser, svekkelser i muskler eller nervesystemet, post-polio syndromer, og generelt svakheter i quadriceps. Det vil si at den krever noen funksjoner av brukeren for å fungere. Krav som C-Brace har til brukere er [30]:

- Styrke i hoftemusklatur må være nok til å svinge benet. Eventuelt må man få til å kompensere for denne bevegelsen gjennom andre bevegelser
- Evne til å stå oppreist, med oppreist overkropp
- Å være motivert, og ha mulighet, for å gjennomføre fysisk opptrening for å lære seg å bruke den
- Kroppsvekt opp til 125 kg

I følge TOV er det sannsynligvis ingen i Norge som har en C-Brace. I dag er en bruker hos TOV i en prosess for å skaffe seg denne ortosen. Teknikere fra Ottobock vil da komme til Trondheim og gjøre tester og målinger for å se hvordan de skal tilpasse C-Bracen til brukeren. Enheten spesiallages til hver bruker, og NAV må involveres i prosessen for å sørge for finansiering. Prisen på en C-Brace er i dag rundt 600 000 NOK (vedlegg B.1).

Pneumatisk aktuert KAFO

Det er laget en prototype på en pneumatisk aktuert KAFO av to produktutviklere ved University of Michigan [31]. Den består seks kunstige pneumatiske muskler koblet til en ekstern kompressor via plastrør, samt en strømforsyning, et kneledd, et ankeledd, og en karbonfiber-struktur for å holde alt på plass. To muskler plassert på forsiden av låret fungerer som kne-ekstensorer mens to muskler plassert på baksiden av låret fungerer som knefleksorer. I tillegg er det to muskler plassert på baksiden av leggen for å kontrollere ankelleddet. Musklene kontrolleres av elektromyografi (EMG), altså en avlesning av nervesignalene til brukerens biologiske muskler.



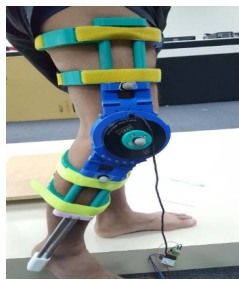
Figur 5.5: Prototype på pneumatisk aktuert KAFO [31].

I følge eksperimenter med prototypene fungerer prinsippet, men systemet leverer for lavt moment og for liten frihetsgrad for å gi bra nok bevegelsesassistanse. Utviklerne sier at fremtidige løsninger kan benytte seg av flere eller andre aktuatorer, eller en form for giring, for å sørge for nok moment.

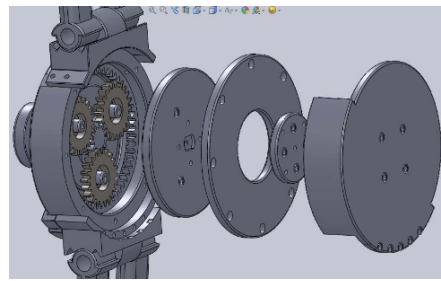
Motorstyrt kne-ortose

Bruken av elektriske motorer i dynamiske KAFOer er enda i utviklingsfasen [2], hvis man ikke medregner eksoskjelett som løsninger (avsnitt 5.2.2). Utviklere ved Mara Cawangan teknologiske universitet i Pulau Pinang, Malaysia, har foreslått et design der man bruker en børsteløs likestrømsmotor koblet til planetgir for å levere ekstern kraft til kneleddet i en kneortose [32] (figur 5.6). I artikkelen «Design and Development: actuator of powered knee orthosis, a prototype», beskriver de hvordan de bruker en tynn elektromotor med et egetutviklet planetgir (figur 5.7) til å rotere kneleddet for å løfte vekten av ankelen til en testperson.

Resultatet virker lovende, og ligner på løsninger man finner i eksoskjelett som HAL (avsnitt 5.2.2). Ideen med å bruke børsteløse motorer med planetgir er noe vi vil ta med videre i vårt prosjekt når vi går over i utviklingsfasen.



Figur 5.6: Utviklere i Malaysia har benyttet seg av en børsteløs motor til å aktuere kneleddet i en kneortose [32].



Figur 5.7: Planetgir utviklet for KAFO med børsteløs motor [32].

5.2 Eksisterende teknologier

I eksisterende teknologier utforsker vi løsninger som kan være aktuelle eller interessante å bruke i en fremtidig KAFO. I tillegg til å se på mer standard løsninger for å levere moment, som hydrauliske system og el-motorer, har vi også utforsket mer «eksotiske» løsninger som myke roboter og multifilament-aktuatorer. Videre ser vi på eksoskjelett, og teknologier som kan brukes til å styre og kontrollere en dynamisk KAFO. Utforskingen av eksisterende teknologier har vært viktig for idégenereringsfasen, og har vært med på å utforme den morfologiske tabellen.

5.2.1 Aktuatorer

Hydraulikk og pneumatikk

Hydraulikk er et kjent prinsipp som går ut på å overføre krefter mellom sylindere ved hjelp av væske. Sylindere gir en lineær bevegelse, men om man kombinerer med en vekstang kan de gi rotasjon [33, s. 5-6]. Forskjellen mellom hydraulikk og pneumatikk er at pneumatikk baserer seg på kompresjon av luft, i stedet for væske.

Hydraulikk og pneumatikk har lenge blitt brukt i proteser. Systemet består av et stempel inni en sylinder, som inneholder luft eller væske (figur 5.8). I et pneumatisk system vil luften i sylinderen komprimeres og slippes ut gjennom ventiler når kneet bøyes. Ved å justere åpningen på ventilen kan man kontrollere hvor lett det skal være å bøye kneet. Det samme prinsippet benyttes i et hydraulisk system, der luft er byttet ut med væske. Fordelen med et kneledd basert på disse prinsippene er at det automatisk responderer til endringer under gange, og gjør gangen mer komfortabel [34].

Et hydraulisk system vil oppleves som systemet som gir en funksjon mest lik det normale kneleddet. I motsetning til luft, er væske et ikke-kompressibelt fluid. Dette gjør at et hydraulisk system kan gi høyere motstand enn et pneumatisk system, som kan være hensiktsmessig om man ønsker å finkontrollere bevegelsen. Et pneumatisk system er derimot lettere, krever mindre vedlikehold og har lavere kostnad [34].



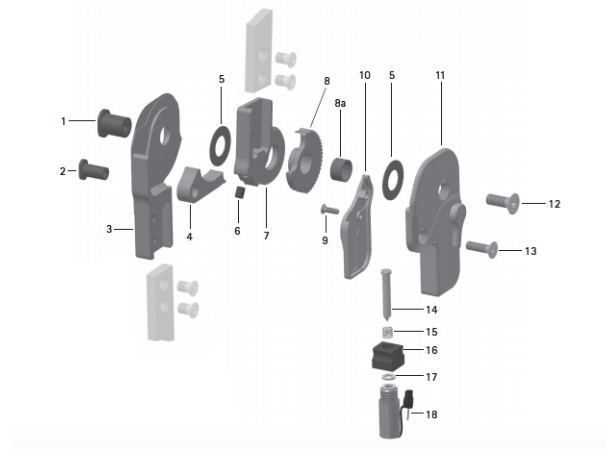
Figur 5.8: Protese-ledd basert på hydraulikk. [35]

Elektriske aktuatorer

Noen av leddene som brukes i protser i dag er basert på bruk av elektriske aktuatorer. Hydrauliske og pneumatiske løsninger er ofte tunge, komplekse og store i forhold til elektriske motorer [32].

I leddene som finnes i dag er det stort sett børsteløse motorer som brukes. Dette skyldes fordeler børsteløse har over børstemotorer, som for eksempel høyere effektivitet, effekt, hastighet, moment og at de kan lages relativt flate [32]. Vanligvis vil ikke en elektrisk motor skape stort nok dreiemoment til at den klarer å aktivere kneet, så en slik motor må kombineres med gir, med en viss gir-rate, for å forsterke momentet [32].

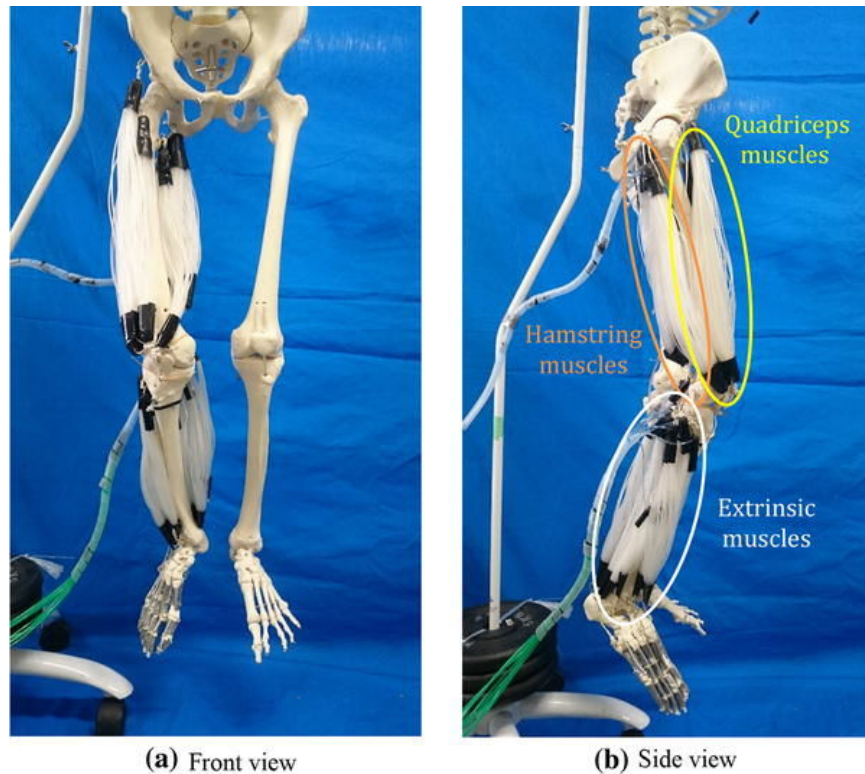
Neurotronic, som er leddet som brukes av TOV i dag, inneholder en solenoid, som er en lineær elektromagnetisk aktuator (figur 5.9). Den består av en permanent magnet i et stempel, med en spole rundt magneten. Når man aktiverer spolen, vil stempelet dyttes forover. En solenoid egner seg å bruke ved kort lineær bevegelse med høy fart [36, s. 216].



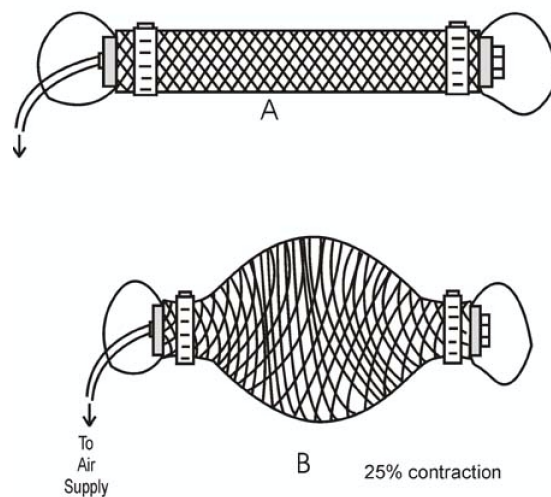
Figur 5.9: I leddet TOV bruker i dag er en solenoid brukt som aktuator. Her nummerert som del nummer 18 [23].

Multifilament muskel

Teknologien brukt i roboten i figur 5.10 er utviklet fra McKibben muskler som er basert på menneskets anatomi. Formålet med denne roboten er å oppnå bevegelser og egenskaper som er svært like med menneskekroppen [37]. Ved å bruke en bunt med tynne McKibben muskler, vil multifilament muskelen ha egenskaper som ligner menneskelige muskler [37].



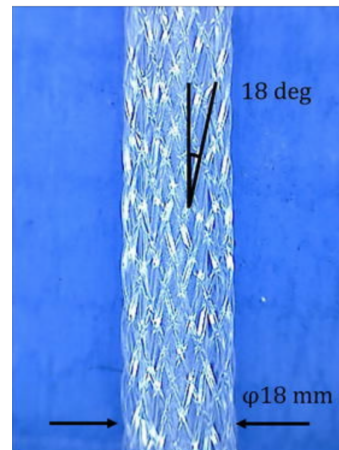
Figur 5.10: (a) Visning forfra og (b) fra siden av en multifilament muskel robot med tynne McKibben muskler. Det er 8 multifilament muskler på låret og 12 muskler på leggen, som tilsvarer musklene på et menneske[37].



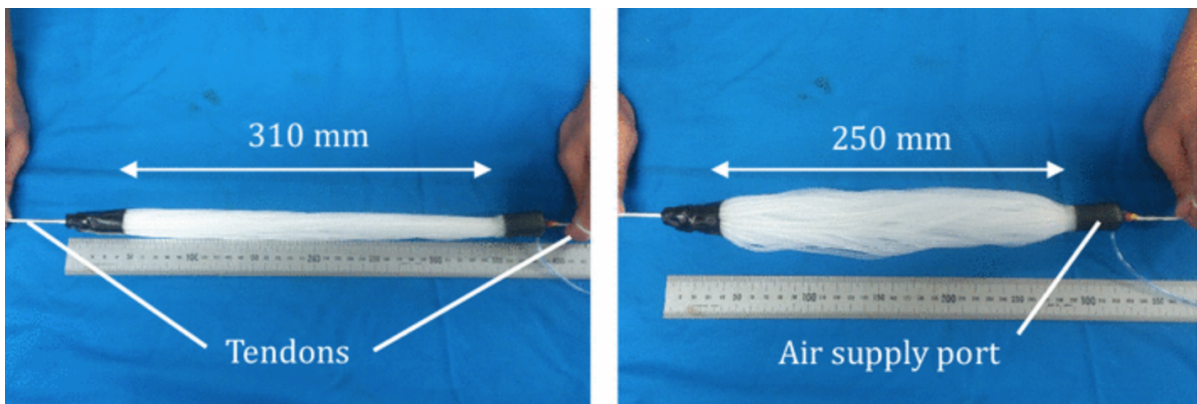
Figur 5.11: Prinsipp tegning av hvordan McKibben muskler fungerer[38].

McKibben muskler er bygget opp av en gummislan-
ge som er dekket av et strikket mesh. Når man tilfører
luft med trykk til slangen vil muskelen trekke seg sam-
men langs lengden på tuben som vist i figur 5.11 [39].
Geometrien på maskene av det strikkete meshet virker
som en saks kobling som gjør bevegelsen om til en line-
ær sammentrekning[38]. Prinsippet ble utviklet i USA
rundt 1960 og er fortsatt den dag i dag den eneste typen
kunstig muskel som kan oppnå sammentrekningskraft
som er nødvendig for praktiske anvendelser [39].

Denne aktuatoren er lettere og mer kompakt enn and-
re andre aktuatorer som konvensjonelle pneumatiske
muskler, motorer og sylindere [37]. Den er tynn, form-
bar og lett nok til å bli brukt inni kroppen med begrenset plass [37]. Silikontuben har en ytre
diameteren på 1.8 millimeter hvor flettevinkelen er 18 grader (fig. 5.12) [37]. Maksimal sam-
mentrekningskraft er 11 N og det maksimale sammentrekningsforholdet er 24 prosent med et
lufftrykk på 0.35 MPa [37]. I figur 5.13 vises et eksempel på en muskel bestående av 60 tynne
McKibben muskler med 310 millimeter i normal lengde. Muskelen har en sene på hver side som
kan bli festet til et skjellett.



Figur 5.12: Tynn McKibben muskel detaljer[37].

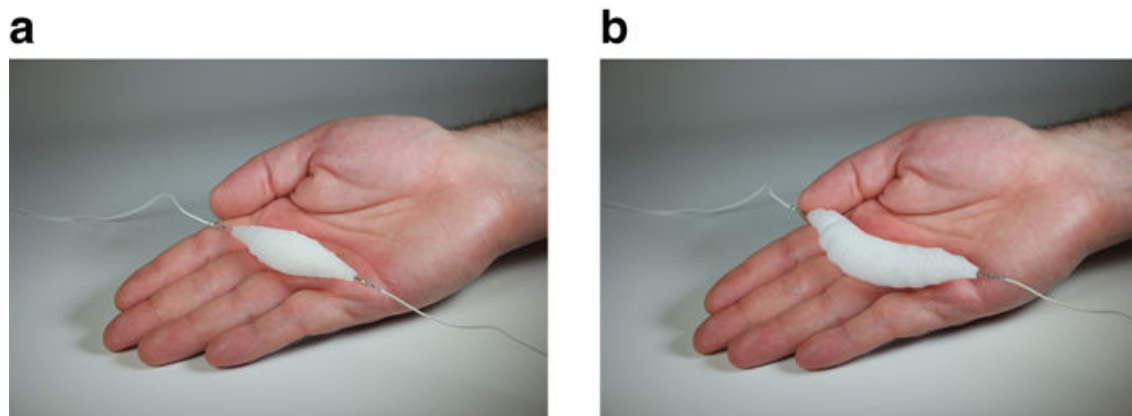


Figur 5.13: (a) Multifilament muskel med 60 tynne McKibben muskler som virker som en lineær
aktuator i normal tilstand. (b) Muskelen sammentrukket med lufftrykk på 0.25 MPa, sammen-
trekningsforholdet er 20 prosent [37].

Sammenlignet med en menneskelig muskel er sammentrekningsforholdet for multifilament
muskelen omtrent den samme og sammentrekningskraften er omtrent 10 ganger så høy[37].
For å gjøre responstiden for en multifilament muskel så rask som menneskelige muskler, må
åpningsområdet for ventilene og lengden på lufttilførselsrøret forbedres [37].

Myk silikonmuskel

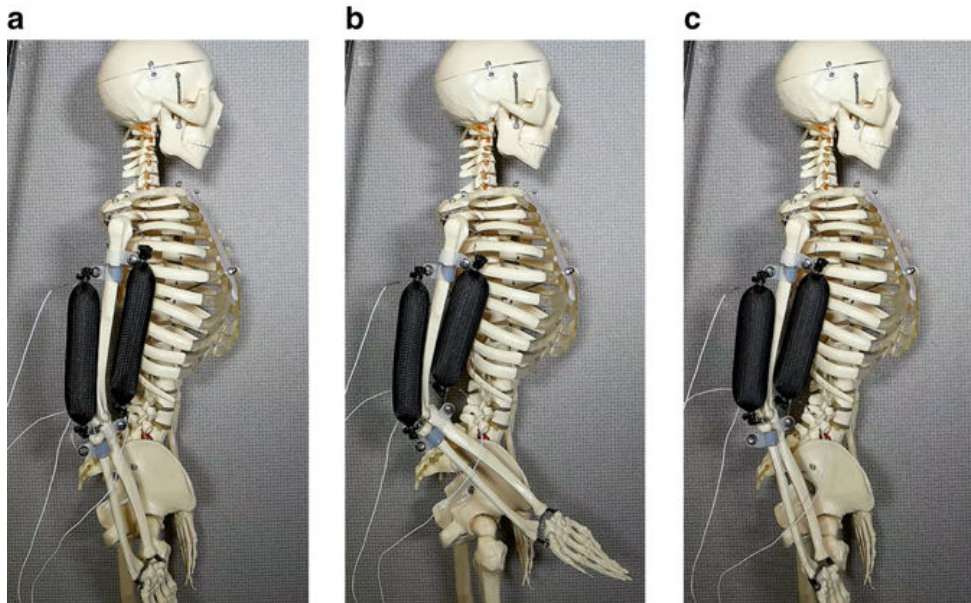
Forskere ved Columbia Engineering har videreutviklet myke roboter som kan etterligne naturlig bevegelse inspirert av levende organismer [40]. Forskerne, ledet av Hod Lipson, har utviklet en 3D-printet syntetisk myk muskel med egen ekspansjonsevne, som ikke krever en ekstern kompressor eller høyspenningsutstyr som tidligere "muskler" har trengt [40]. Den myke muskelen blir varmet opp elektrisk. Det nye materialet har en belastningstetthet (Ekspansjon per gram) som er 15 ganger større enn en naturlig muskel og kan løfte 1000 ganger sin egen vekt [41].



Figur 5.14: Myk kunstig muskel. (a) En elektrisk aktivert printet muskel i hviletilstand på en menneskelig hånd (b) Utvidet muskel aktivert (8 V, 1 A) [40].

Materialet som er utviklet er 3D-printet silikon jevnt fordelt med etanol i mikrobobler som blir aktivert elektrisk ved hjelp av en tynn motstandstråd med lav spenning på 8V [40]. Etanolen kokes opp og når kokepunktet sitt i underkant av 80 grader celsius [40]. Ved overgang fra væske til gass utvider etanol seg og hver enkelt mikroboble utvider seg enormt i volum, hvilket betyr en betydelig utvidelse av hele komposittmaterialet (fig: 5.14) [40]. Denne materialegenskapen gjør at materialet ved å tilføre en spenning på 8V kan trykke, trekke, bøye, vris og løfte vekt. Eksempel på hvordan teknologien kan brukes som muskel vises i figur 5.15.

I dag er ikke teknologien utviklet godt nok til å direkte implementeres, da responstiden på musklene er for lang. Forskere jobber med å blant annet å akselerere muskelens responstid og øke holdbarheten[41]. På lang sikt ønsker de å kombinere kunstig intelligens med den myke muskelen for å kontrollere muskelen bedre, noe som vil være en siste milepæl for å kopiere den naturlige bevegelsen[41].



Figur 5.15: Myk kunstig biceps og triceps som løfter skjelettet (20V, 1A). (a) Utgangsposisjon for biceps og triceps aktuatorer (b) Aktivering (bøying av arm) med biceps. (c) Deaktivering (bringe armen til utgangsposisjon) med triceps [40].

5.2.2 Eksoskjelett

Eksoskjelett er bærbare maskiner eller drakter som gir ekstra moment til lemmer ved å bruke elektriske motorer, pneumatikk eller hydraulikk (eller andre aktuatorer), sammen med girring og mikroprosessorer for å kontrollere bevegelser [42]. Eksoskjelett har mange applikasjoner, og det har dermed blitt utviklet mange gode løsninger. I eksoskjelett finner vi lignende utfordringer som dynamiske KAFOer har [27, s.2]. Noen eksoskjelett er laget spesielt for å hjelpe personer med lammelser å gå, mens andre er laget spesielt for å gi funksjonsfriske ekstra styrke og utholdenhet [42]. Utfordringer med eksoskjelett kan deles inn i flere kategorier [27, s.129]:

- Energiforsyning: Når det kommer til batteriteknologi er utfordringen vekt mot operativ tid.
- Skjelett-struktur og materiale: Her er betraktninger rundt vektsparing og stivhet av strukturen.
- Aktuatorer: Det finnes mange forskjellige måter man kan aktuere et ledd på. De vanligste er pneumatikk, el-motor og hydraulikk.

- Ledd-fleksibilitet: Eksoskjelett skal følge menneskelige bevegelser, og må dermed tilby samme frihetsgrad i leddene. I tillegg er det her mesteparten av slitasjen er.
- Kontroll og styring: Aktuatorene må bevege seg etter brukerens ønsker, og må dermed kunne regulere hastighet og momenttilførsel trinnvis og dynamisk.
- Sikkerhets kontroll/kontroll av uønskede bevegelser: Ledd må ikke bevege seg for raskt, eller gå over frihetsgraden til brukerens ledd. I tillegg må brukeren ha fullstendig kontroll, og ha muligheten til å slå av systemet om det skulle få en feil.
- Klemskader: Mennesker har myke deler som kan komme i klem i et feiljustert ledd eller mellom stive deler av eksoskjelettet.
- Adapsjon/tilpasning til brukere: Mennesker har forskjellige lengder og tykkelser på lemmer. Et eksoskjelett må kunne tilpasses slike variasjoner i brukergruppen sin.

De neste avsnittene presenterer noen eksoskjelett som finnes i dag.

HAL

Det japanske robotselskapet Cyberdyne har utviklet mange bærbare roboter som skal assistere og støtte menneskelige bevegelser [43]. Deres eksoskjelett, HAL, kommer i mange variasjoner avhengig av bruksområde, men alle baserer seg på samme prinsipp. Påfølgende er hentet fra grunnleggeren av Cyberdyne, Yoshiyuki Sankai, i artikkelen *HAL: Hybrid assitive limb based on Cybernetics* [44]. HAL bruker el-motorer og en rekke sensorer for å gi mennesker med ulike diagnoser muligheten til å stå oppreist og ha normal gange. Systemet er modulbasert, og består av en modul for overkropp og en modul for hoft og ben. I tillegg kan benmodulene deles opp til å bare brukes på ett ben.



Figur 5.16: HAL benytter seg av en rekke sensorer, og kan gi styrke til overkroppen også [43].



Figur 5.17: HAL er modulbasert, og kan brukes til bare ett ben. [43].

Eksoskjelettet har en vekt på omtrent 23 kg avhengig av størrelsen. Overdelen veier rundt 8 kg og bendelen rundt 15 kg. Batteriet varer i 2 timer og 40 minutter ved aktivt bruk (løfting og transport), og eksoskjelettet kan løfte opp til 70 kg.

HAL har en rekke sensorer som leser av bevegelsesmønsteret til brukeren. Den måler akselerasjon i ulike retninger, vinkler i ledd, og reaksjonskrefter fra underlaget. Informasjonen går til en CPU, som bestemmer hvordan den skal aktivere leddene for å utføre bevegelser brukeren vil. Dette kaller Cyberdyne *Cybernic Autonomous Control* (autonom kontroll). Dette systemet er laget for å prosessere informasjon om menneskekroppen i forhold til omgivelsene.

En annen metode Cyberdyne benytter seg av til å styre HAL er noe de kaller *Bio-Cybernic Control*. Det baserer seg på elektromyografi (tabell 5.2).

Bio-Cybernic Control kan bare brukes av pasienter som er i stand til å sende signaler til musklene sine. I tilfeller med hele eller delvise lammelser kan Cybernic Autonomous Control brukes i stedet. Disse to kontrollsystemene er tatt med videre i vår morfologiske tabell (tabell 7.1), og beskrives nærmere under seksjonen om kontrollsystemer (tabell 5.2).

Raytheon



Figur 5.18: Raytheon har utviklet eksoskjelett til militære formål [45].

Raytheon XOS 2 er et eksoskjelett som kan brukes i ekstreme forhold. Det er utviklet for militæret i USA, finansiert av DARPA og skal angivelig la brukeren løfte opp til 100kg flere hundre ganger [46]. Dette gjøres via et høytrykks hydraulisk system der trykket genereres av en forbrenningsmotor. I tillegg skal det være fleksibelt, og gi brukeren nok mobilitet til å bevege seg i ulendt terreng og klatre i trapper. Det er ikke mye info å finne om dette eksoskjelettet da selskapet er involvert med det amerikanske forsvaret, men det illustrerer hva som er mulig å få til med hydrauliske systemer.

Ekso

Ekso Bionics eksoskjelett eLegs GT 2 brukes til rehabilitering for å lære seg å gå på nytt [47]. Den benytter seg av hydalisk aktuerte ledd, og kan variere mengden assistering etterhvert som pasienten blir mindre avhengig av skjelettet. Den benytter seg av sensorer og en håndkontroller, og får strøm fra to Litium-ionbatteri. Løsninger fra Ekso er tatt med videre i den morfologiske tabellen (tabell 7.1).



Figur 5.19: Ekso's eLegs GT2 brukes til rehabilitering [47].

Honda Walking Assist


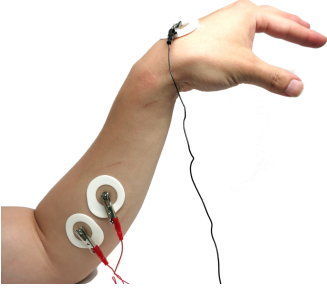



Figur 5.20: Honda Walking Assist kan brukes av de fleste [48].

Honda har utviklet et system som gir ekstra moment til hoftemusklene [48]. Mikroprosessorer aktiverer motorene basert på data fra sensorer som måler hoft-vinkler under gange. Dette skal sørge for at motorene leverer likt moment til hvert ben. Totalvekten på denne løsningen er 2.7kg, og inkluderer Hondas «tynne» motorer, kontrollsystemet og batteri. Denne løsningen illustrerer at man kan jobbe modulbasert, og bare levere moment til enkeltledd.

5.2.3 Kontroll og styring

En stor utfordring med å simulere en naturlig gange med en dynamisk KAFO er hvordan brukeren skal kontrollere den. Produktet skal jobbe i lag med kroppen, og bevege seg som om den er en naturlig del av kroppen. Det er en teknisk utfordring å få aktuatorer til å forstå menneskers hensikter og ønsker. Hvordan skal en dynamisk KAFO vite hvilke bevegelser den skal utføre til riktig tid? I tabell 5.2 ser vi på forskjellige prinsipp man kan bruke for å kommunisere med KAFOen.

Navn	Illustrasjon	Forklaring
Dynamisk stabilisering		<p>Dynamisk stabilisering brukes i eksoskjelett som HAL, men også i andre produkter som for eksempel «Segway» [49]. Et system med dynamisk stabilisering (selvbalansering) vil prøve å balansere seg ved å holde massesenteret i ro i forhold til sitt koordinatsystem. Dette kan brukes til å for eksempel få en Segway til å kjøre i den retningen man lener seg, da den alltid vil prøve å plassere hjulene rett under massesenteret ditt. Det samme prinsippet gjelder eksoskjelett, der skjelettet prøver å flytte føttene til brukeren under massesenteret når man lener seg framover. Man kan lage selvbalanserende systemer ved å bruke akseleratorer til å måle hvordan massesenteret forflytter seg når man er i bevegelse. Dette, koblet til en mikroprosessor som leser av målingene, gir instruksjoner til en aktuator som sørger for å holde massesenteret i ro.</p>
Elektromyografi		<p>Elektromyografi er å lese av nervesignaler gjennom huden [50]. Dette kan gjøres ved spesialutviklede elektroder, som kan festes på hudoverflaten, og som sender signalene videre til en prosessor. Elektrodene fanger opp signalene når en muskel blir aktivert ved at den måler «muskelaksjonspotensialer» (elektriske fenomener som forekommer i muskelfibrene). Man kan dermed bruke disse avmålingene som styresignal til en aktuator som kan aktiveres av frivillige muskelstramminger. Elektromyografi er et vanlig diagnoseverktøy i medisin, og har vært brukt med god suksess i mange robotproteser tidligere.</p>

Elektroencefalografi (hjernehatte)		<p>Elektroencefalografi, eller EEG, er en ikke-invasiv måte å lese av hjerneaktivitet på [50]. Det brukes som et vanlig verktøy innenfor medisin til for eksempel å måle hjerneaktivitet hos folk med søvnlidelser, eller til å se hvordan ulike deler av hjernen aktiveres når man gjør ulike oppgaver. I EEG bruker man elektroder på huden til å måle de flukserende elektriske spenningene som skjer på grunn av ionestrømmer inne i neuronene i hjernen. Dette kan måles som bølger, der ulike bølger forteller om hvilken aktivitet som skjer i spesifikke deler av hjernen. Det er i prinsippet mulig å kontrollere bestemte deler av hjernen ved å tenke på «riktige» ting. Det amerikanske selskapet EMO-TIV inc. har utviklet et kommersielt produkt som bruker EEG til å kunne styre dataprogrammer, som for eksempel i videospill eller håndtere virtuelle objekter [51].</p>
Joystick/håndkontroll		<p>Joysticks og håndkontrollere finner vi i dag i elektriske medisinske hjelpemidler som elektriske rullestoler og noen eksoskjelett for medisinsk bruk [47]. Joysticks gir en direkte kontroll av motorene, og kan lages analoge (uten prosessorer), noe som gjør det enklere å lage et trygt og robust system. I tillegg er joysticks enkle og intuitive å bruke for mange, fordi de gjenspeiler bevegelser i de retningene vi vil bevege oss i.</p>

Motion capture		<p>Motion capture er en samlebetegnelse på ulike måter å fange opp bevegelser på. Bevegelsene kan brukes til å for eksempel gi en animert karakter menneskelige bevegelser, eller til å analysere hvordan en idrettsutøver kan bevege seg mer optimalt, eller for å styre maskiner på en mer naturlig måte. Motion capture kan gjøres med videokameraer med datamaskin-syn (machine vision), eller ved å bruke sensorer festet på kroppen [52]. I figuren ved siden av er det tenkt at man kan bruke sensorer til å fange opp en bevegelse av hånden, og bruke den til å styre for eksempel en robotisert ortose. Dette kan åpne for veldig flytende og naturlige bevegelser av ortosen.</p>
Autonom kontroll		<p>Her er det tenkt at man kan lage programmer som lærer seg hva brukeren har lyst til å gjøre ved å lese av forskjellige type sensorer på kroppen. Ved å for eksempel lese av hvilke subtile bevegelser man gjør med overkroppen når man vil starte en gang-fase, kan programmet etter hvert lære hvilke bevegelser som betyr når den skal aktivere en aktuator for å starte en assistert gangbevegelse. Dette er en av måtene Cyberdyne benytter seg av for å kontrollere HAL [44].</p>

Tabell 5.2: Kontroll og styresystemer. Figurene er hentet fra: Dynamisk stabilisering[49], Elektromyografi [53],Elektroencefalografi [51], Joystick/håndkontroll [54], Motion capture [55],Autonom kontroll [56].

Kapittel 6

Brukeranalyse

I dette kapitlet vil brukergruppen presenteres, og innblikk i en brukers hverdag vil bli gitt gjennom et brukerscenario. Basert på både brukeranalysen og teknologianalysen har det blitt utarbeidet en produktkravspesifikasjon som vil presenteres i slutten av kapitlet. Brukeranalysen har i hovedsak blitt utført basert på intervjuer av brukere og ortopediingeniører, samt forskningsartikler som omhandler utvikling av ortoser.

6.1 TOVs brukergruppe

I dette prosjektet tar vi utgangspunkt i TOVs pasientgruppe. I tabell 6.1 vises en oversikt over antall produserte og utleverte KAFOer ved TOV de siste to årene. Tabellen viser også de vanligste diagnosene blant brukere som TOV leverer KAFO til. I 2015 og 2016 leverte TOV flest KAFOer til brukere med polio og ryggmargsbrokk(spina bifida).

Innenfor diagnosene finner man mange årsaker som gir ulik grad av funksjonsnedsettelse og dermed gir ulike behov for hjelpemidler; ulike rammede muskelgrupper, ulik grad av muskelstyrke og ulike smerteforløp. I tillegg er det forskjellige sykdomsforløp; noen har levd med funksjonsnedsettelse hele livet, mens andre har fått det på et senere tidspunkt. Dette tar man med i betraktningen når man utvikler et hjelpemiddel.

Diagnoser	2015	2016
Polio	5	5
Trauma	2	1
Spina Bifida	6	5
Arthrogrypose	1	0
Nerveskade etter operasjon	1	0
Hemiplegi	2	0
Slag	1	1
Paraplegi/Tetraplegi	2	0
Andre lidelser i ryggstøymen	0	1
Lammelse	0	2
Juvenilosteokontrose	0	0
Betennelse i CNS	0	1
Karbon KAFO total	28	26
Alle KAFO utlevert	61	45

Tabell 6.1: Statistikk over KAFO brukere ved TOV (vedlegg B.2.1)

6.2 Brukerbeskrivelse

I dette avsnittet har vi prøvd å identifisere den typiske brukeren av en dynamisk KAFO. Typiske brukere utgjør majoriteten av brukermassen. Vi har tatt utgangspunkt i typiske diagnoser (avsnitt 4.4) som gir behov som kan møtes av en KAFO og SCKAFO. Med denne informasjonen har vi definert den typiske brukeren vår ut fra funksjonalitet, alder, vekt og motivasjon. Disse beskrivelsene er satt opp som en ramme for å få en mer håndfast bruker å utvikle for (figur 6.1), men dette utelukker ikke at brukere som ikke er en del av majoriteten kan ta i bruk KAFOen.

Funksjonalitet

I dette prosjektet er det bestemt at brukeren skal representeres som en person med ett fungerende ben, og ett ben utsatt for nedsatt muskelstyrke eller andre skader som krever ekstra støttestruktur. En slik asymmetrisk funksjonsnedsettelse kan oppstå ved diagnoser som polio, spina bifida (ryggmargsbrokk), nerveskade etter operasjon, slag, paraplegi, lammelser og skader fra ytre forhold.

Med nedsatt muskelstyrke mener vi en muskelfunksjon som gir:

- Redusert kneekstensjon og knefleksjon
- Redusert ankelekestensjon og ankelfleksjon (drop-fot)

Med andre skader mener vi:

- Kneledd som ikke kan belastes

For å kunne ta i bruk en dynamisk KAFO må brukeren oppfylle følgende krav:

- Evne til å stå rett, med oppreist overkropp.
- Styrke i hoftemuskler må være nok til å sving benet. Eventuelt må man kunne kompensere for denne bevegelsen gjennom andre bevegelser.

Alder

Det finnes KAFO-brukere i alle aldersgrupper. KAFOer må alltid spesialtilpasses brukeren, og med stor grad av tilpasning vil ikke alder være en stor begrensning. Vi har likevel definert et aldersspenn fra 18-80 år. Dette er fordi vi anser en person over 18 år som ferdig «utvokst», og at vi ser på det som mindre sannsynlig at en person over 80 år vil ta i bruk en dynamisk KAFO. Barn vokser raskt, noe som krever en hyppig tilpasning av KAFOen. Dette er en problemstilling vi ikke tar hensyn til i første runde av utviklingen.

Vekt

For å kunne skape en god balanse mellom hvor mye kraft KAFOen kan yte og tåle, og hvor stor og tung den blir, må man sette en maksimumsgrense for brukerens vekt. Dette for å hindre overdimensjonering. Det er satt et krav til at brukeren må være <125 kg, som er det samme vektkravet C-Brace opererer med.

Motivasjon

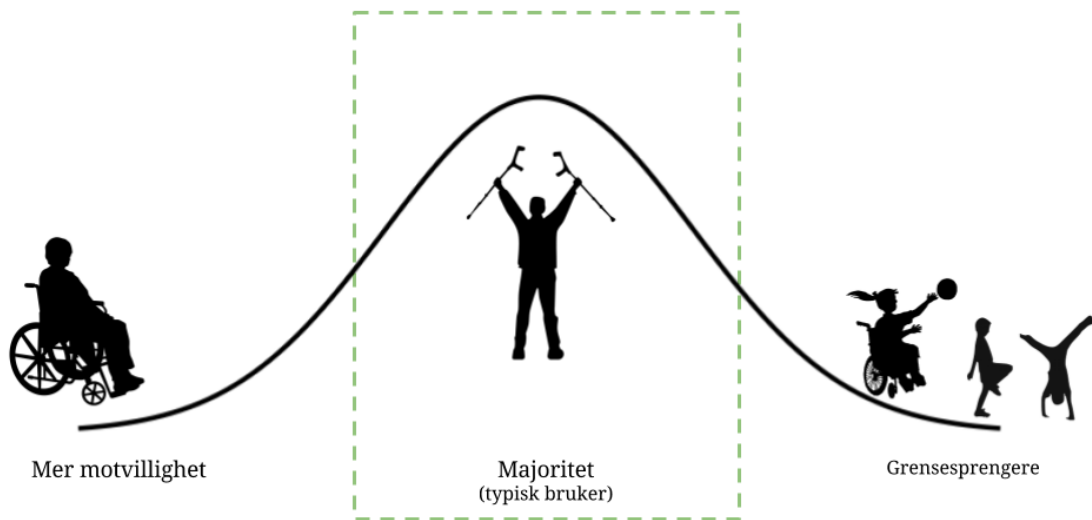
Å bruke rullestol er i de fleste sammenhenger energibesparende i forhold til å bruke en ortose. Det krever energi å gå selv, og det krever energi å lære seg å gå med en ny ortose. Brukeren må dermed ha motivasjon til å ta i bruk en ny ortose, til tross for energien det krever.

Gjennomsnittlige brukere

Figur 6.1 viser en normalfordelingskurve som illustrerer brukergruppen. Utenfor rammen som viser majoriteten finner vi de grensesprengende og mer motvillige brukerne.

- Majoriteten (typiske brukere): Den typiske brukeren er beskrevet i avsnittet over. Brukssituasjon karakteriseres som: vanlig gange i flatt terreng, vanlig gange i bakker, lav/middels ganghastighet, kan gå oppover og nedover i trapp.
- Grensesprengende brukere: Vil utfordre KAFOen med å bruke den til mer krevende aktiviteter (krevende for KAFOen) som sykling, jogging, og å gå tur i skog og mark. De er innenfor aktuelle brukere av en dynamisk KAFO, men er ikke i fokus under vår utvikling.

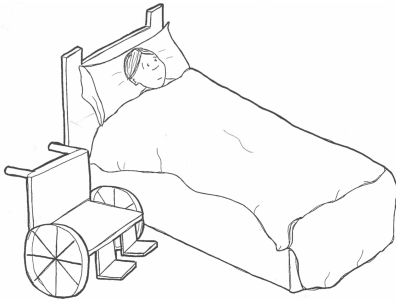
- Mer motvillige brukere: De velger av forskjellige grunner å sitte i rullestol fremfor å ta i bruk en KAFO. For noen kan det være at alder og slitasje gjør det mer krevende å bruke en KAFO, for andre kan det være at de ikke vet om mulighetene som finnes på KAFO-markedet. For andre kan det være motivasjonen som er grunnen. De er innenfor aktuelle brukere av en dynamisk KAFO, men er heller ikke i fokus under vår utvikling.



Figur 6.1: Normalfordelingskurve brukerguppen

6.3 Brukerscenario

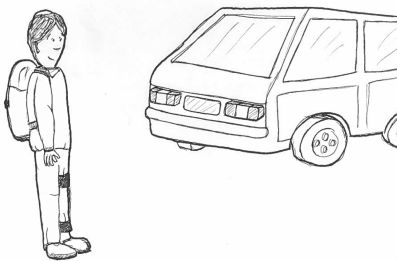
Brukerscenarioet illustrert og beskrevet under er konstruert basert på innsikter vi har opparbeidet oss gjennom brukerkontakt. Brukerscenarioet er presentert for å formidle et eksempel på en hverdag hos en typisk bruker, og gi innsikt i brukernes daglige behov.



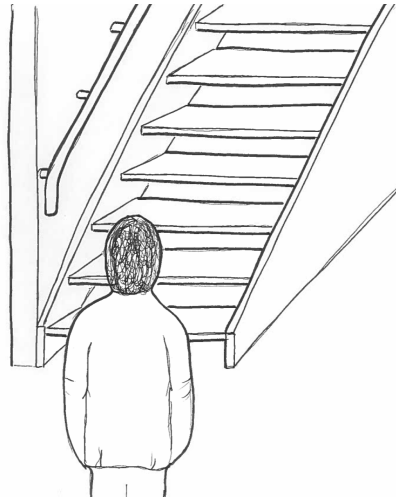
Bilde 1: Ola har akkurat våknet og ligger fortsatt i sengen. Han går gjennom dagens gjøremål og planlegger hvordan han skal fordele energiforbruket sitt utover en hel dag. Dette har blitt en rutine for Ola som har diagnosen post-polio med lammelser på hele hans venste side.



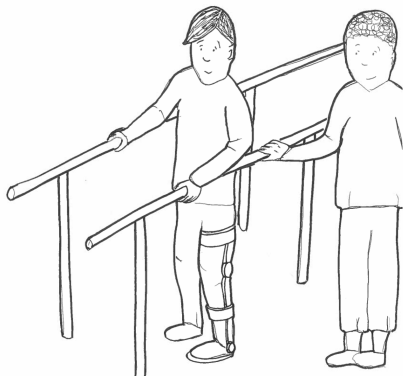
Bilde 2: Det tar Ola rundt 2 timer med alle morgenrutinene når han må manøvrere seg fra sengen, til rullestol, over i dusjen, og ned heisen til første etasje for å ta på seg KAFOen. Når han endelig sitter i stolen sin tar han stilling til om KAFOen skal være på innsiden eller utsiden av buksen. Idag har han mange planer. Han skal først være på jobb frem til lunsjtider og deretter skal han til fysioterapeuten for å trene og få nye øvelser for opptrening. Fordi han skal til fysioterapi velger han å ta KAFOen på utsiden av buksen slik at den enkelt kan justeres. Han liker best å skjule den under buksen, da han ikke liker å skille seg ut blant alle andre på jobb.



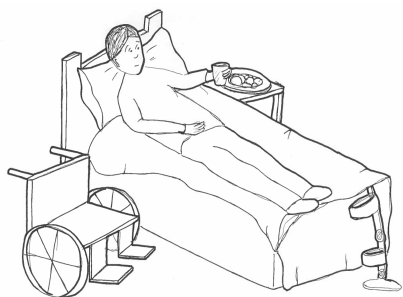
Bilde 3: I dag velger han å kjøre bil til jobb siden han skal rett videre til fysioterapi. På en normal dag hvor han bare skal på jobb legger han ofte til litt fysisk aktivitet som en gåtur til bussen frem og tilbake fra jobb.



Bilde 4: Nesten fremme hos fysioterapeuten må han opp noen trapper. Det er mange tanker som dukker opp hos Ola når han møter på små eller store utfordringer. Ved denne trappen er det bare håndtak på hans venstre side som gjør at han må støtte seg med sin svake arm. Det gjør hele prosessen litt tyngere enn nødvendig. Det å gå opp trappen vil derfor ta litt ekstra tid, og krevne mer energi.



Bilde 5: Ola skal få en ny motorisert KAFO som skal gjøre hverdagslige aktiviteter som å gå i trapper og bakke lettere. Derfor har han bestilt time med fysioterapi for å forberede kroppen på endringene. KAFOen vil nemlig veie 0.5 kg mer, og dette er en stor barriere for Ola. Hele balansepunktet hans vil endres, noe som trenger svært mye opptrening. Ikke bare hos fysioterapeuten, men også innstillingen og motivasjonen han selv har.



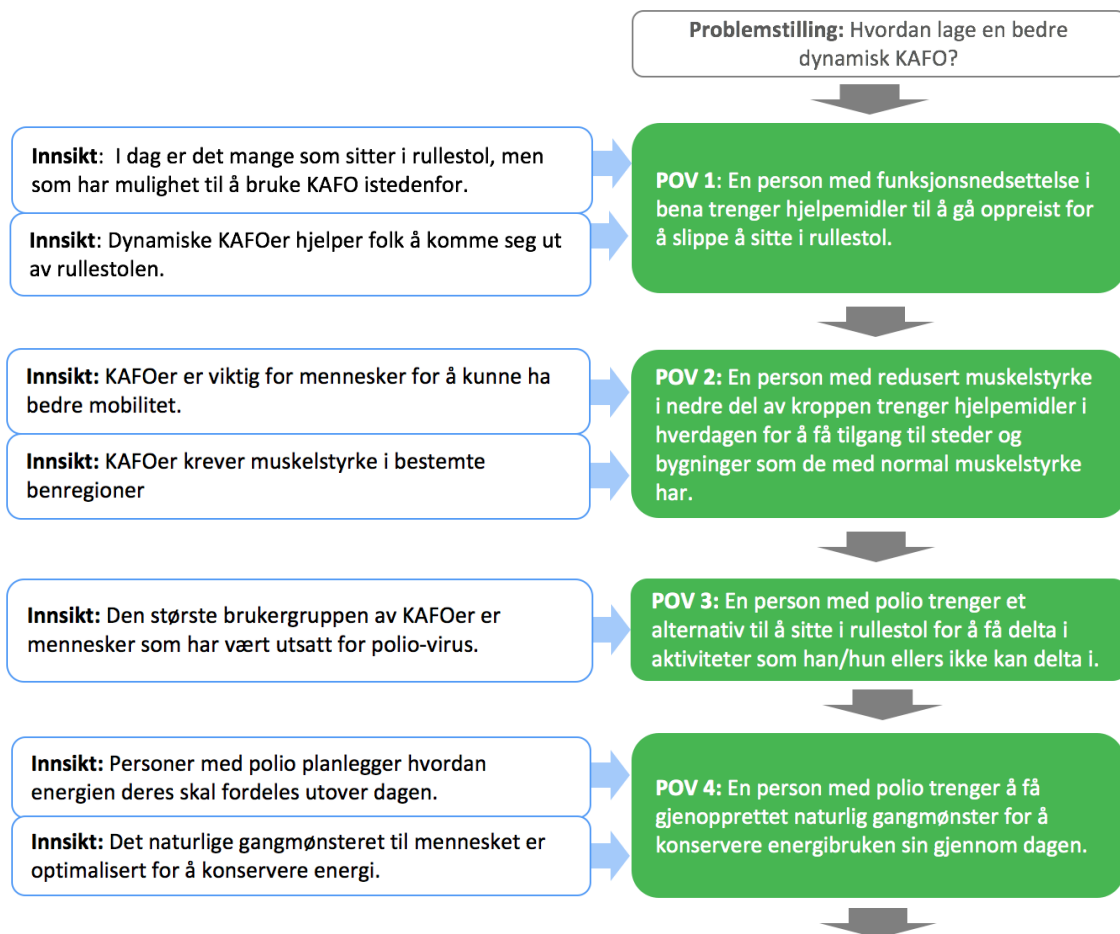
Bilde 6: Endelig hjemme igjen etter en lang dag, må Ola legge seg i sengen. Han er helt utslitt. Noen ganger hvor dagene blir litt lenger enn vanlig må han bli servert middag på sengen istedenfor ved kjøkkenbordet. Energinivået er idag veldig lavt, og han må hvile. KAFOen blir tatt av og benet får hvile i sengen.

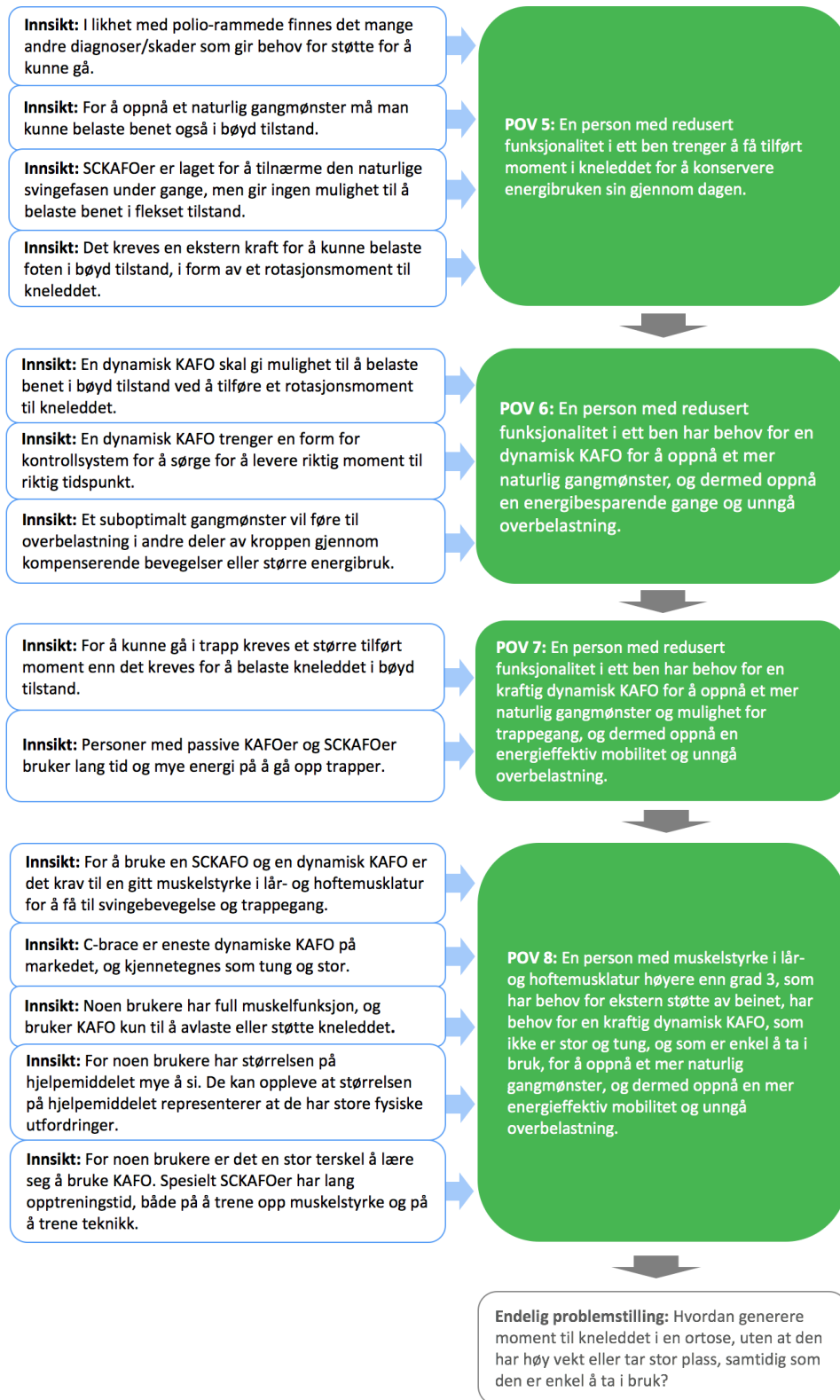
6.4 Point of Views

Som nevnt i kapittel 3 metode brukte vi en teknikk kalt Point-Of-View til å videreutvikle den første problemstillingen. Problemstillingen fra TOV fikk oss til å stille spørsmål som:

- Hva betyr det at en dynamisk KAFO er bedre?
- Hvilke funksjoner gir en dynamisk KAFO en bruker?
- Hvem kan bruke en dynamisk KAFO?
- Hva finnes fra før?
- Hva sier brukere om dynamiske KAFOer?

Svar på spørsmålene fikk vi fra brukere B.1.2,B.1.3,B.1.4, ortopediingeniører B.1, artikler og bøker. Svarene ga oss innsikter som førte til nye POVer.





Figur 6.2: Videreutvikling av problemstilling ved hjelp av Point of Views.

6.5 Kravspesifikasjon

Gjennom bruker- og teknologianalyse har vi definert hvilke krav en dynamisk KAFO skal holde. Disse er listet opp i tabell 6.2. Kravspesifikasjonen er delt opp i hva som er direkte krav og hva som er ønskelige krav å oppnå. Det er viktig å vite hva kravene er videre i idégenerering og konseptutvikling så viktige elementer ikke blir glemt. Forklaringer på spesifikasjonene følger i avsnittene under tabell 6.2.

KNE-ANKEL-FOT ORTOSE		
Spesifikasjoner	Krav	Ønske
Funksjonalitet		
Vanlig gange	Nøytralt gangmønster (kapittel 4.3)	
Gå i trapp	Gå opp og ned trapper	
Gå i bakke	Gå opp og ned bakker	
Vekt (KAFO)	< 2 kg	<1,2 kg
Størrelse	<C-brace	Passe under klær
Tilpasning	Fysisk tilpasning (Ulike kroppsformer)	Tilpasse diagnoser
Innfestning	Enkel å ta av og på	
Demping	Kunne sette seg ned med en kontrollert bevegelse	
Bruk	-Energibesparende for bruker -Må ikke vanskeliggjøre daglige gjøremål (f.eks: toalettbesøk) -Behagelig når i ståposisjon/sitteposisjon	
Slitasje		Unngå unødvendig slitasje på klær og sko
Aktiviteter		Tilpasses ulike aktiviteter
Sikkerhet		
Materiale	-Tåle rask endring i temperatur -Høy styrke, men fleksibel	
Vekt (bruker)	<125 kg	
Brukstid	Bruke KAFO en hel dag før oppladning	20 timer levetid
Skade	Unngå klemskader og slitasje	
Stabilitet	Brukeren må føle seg trygg på at han/hun ikke faller.	
Pris		
Pris, ferdig produkt	C-brace (ca. 600 000 kr)	
Estetikk		
Estetikk		Nøytralt design Fargevalg

Tabell 6.2: Kravspesifikasjon.

Vanlig gange

Det er ønskelig å nå et så naturlig gangmønster som mulig. Mest for å sørge for en naturlig og balansert belastning/slitasjesituasjon på kroppen, men også i noen tilfeller for å ikke skille seg ut.

Gå i trapp

Å gå i trapp er den viktigste funksjonaliteten å ha med i utviklingen av den nye KAFOen. Det er nesten ingen kommersielle løsninger som lar brukere gå normalt opp en trapp. Kravet til TOV er å lage en ortose som kan assistere trappegang. Ønsket til brukere er å være selvstendig.

Gå i bakke

På samme måte som trappegange er vanskelig med dagens løsninger, er det også vanskelig å gå normalt i oppoverbakke og nedoverbakke.

Vekt

Vekten på en ortose er veldig viktig da tyngepunktet endres hos en KAFO-bruker. Balansepunktet blir derfor påvirket, og gjør det vanskelig å oppnå et naturlig gangmønster. Dette gir en ubalansert slitasje på kroppen. En C-brace veier idag 2 kg, noe som for enkelte brukere er veldig mye. Vårt ønske er å få vekten under 1.2 kg, som er det en av de lettere SCKAFOene TOV leverer i dag veier.

Størrelse

Samtidig som at funksjonen ortosen har er viktig er det også viktig at ortosen ikke er altfor stor. Et krav vi mener skal være mulig å oppnå er at ortosen skal være mindre enn C-brace. Et ønske er at ortosen skal passe under klær som ikke trenger å være spesiallaget.

Tilpasning

Idag er de fleste KAFOer spesiallaget til hver enkelt bruker. Et krav for en ny ortose er at det skal være mulig å tilpasse ulike kroppsfasonger. Enten det betyr før produksjon eller om det er mulig å gjøre justeringer (for eksempel stramming av stropper rundt legg) på det ferdige produktet. Et ønske vil være å gjøre større justeringer (for eksempel støtte på andre steder) som må til for ulike diagnoser.

Innfestning

Den må være enkel å ta av og på, også for folk som har svekket funksjon i hendene. Skinnreimer kan ta lang tid, og være krevende hvis du mangler finmotorikk i hendene.

Demping

Med demping mener vi at ortosen må tillate deformering når man påfører en kraft, og skape en demping av kraften. Dette for å kunne sette seg ned i en rolig bevegelse, og å kunne oppnå et

mer naturliger gangmønstre.

Bruk

Ved bruk mener vi krav som må oppfylles ved vanlig bruk av KAFOen. Den må være behagelig å bruke. Den må også være energibesparende for brukeren. Med dette mener vi at brukeren må spare energi ved å bruke KAFOen sammenlignet med å bruke lignende hjelpemidler som for eksempel krykker og eksisterende KAFOer. Den må heller ikke vanskeliggjøre andre nødvendige gjøremål slik som toalettbesøk.

Slitasje

Alle brukere vi har vært i kontrakt med har bekreftet at ortosene sliter veldig på klær og sko. Vi ønsker å forbedre faktorene som i høyest grad bidrar til slitasje på klær (for eksempel borrelås).

Aktiviteter

Ved aktiviteter mener vi alle aktiviteter som går utover normal gange, gå i bakker og trapper. Et ønske er at KAFOen kan kunne tilpasses utifra andre aktiviteter som sykling, skikjøring osv. Utendørs aktiviteter krever en mer robust KAFO som tåler vær, fysiske påkjenninger, veistøv, temperatursvinginger, søle, regn, snø etc.

Materiale

Det er vanlig å lage KAFOer av karbonfiberlaminat, som har høy styrke og lav vekt. Det er sannsynlig at vi vil bruke samme materiale i KAFOen vi utvikler. Den må også tåle det nordiske klimaet med store temperaturendringer (for eksempel fra minusgrader ute til et oppvarmet hjem inne). Den må tåle varierende last som kan gi utmatting av materialet (slitesterk). I tillegg må det brukes materialer som er behagelige å ha mot kroppen.

Brukstid

KAFOen må fungere en hel dag uten at man for eksempel må lade opp. Dette er viktig om man er i trafikken eller andre utsatte områder der man trenger høy mobilitet. Et ønske er at brukstiden skal være på omtrent 20 timer.

Skade

Flere av brukerne kan ha manglende følelse i ben, og klemskader kan derfor skje. Et krav er at det ikke skal være områder hvor en bruker kan klemmes på KAFOen. Må i tillegg kunne tilrettelegges for personer som mangler muskler, og dermed lettere får smerter når de opplever trykk mot kroppen.

Stabilitet

Som nevnt under vekt er balansepunktet til brukeren viktig for funksjonaliteten av KAFOen. Designet av KAFOen må derfor gi en stabil gange, slik at man kan stole på at man ikke faller.

Pris

C-brace er en kostbar KAFO, og vi ønsker at det endelige produktet skal være rimeligere. Om funksjonaliteten blir betydelig forbedret kan det likevel forsvare en pris opp mot prisen på en C-brace (ca. 600.000 kr).

Estetikk

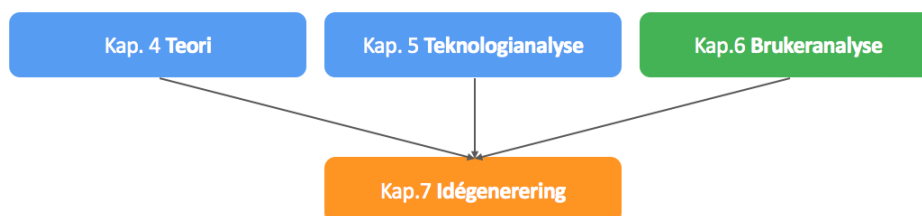
Vi ønsker et nøytralt design. Noen av brukerne liker ikke utseendet til KAFOen de har i dag (vedlegg B.1.4). Vi ønsker at produktet skal oppleves som at det estetiske ikke har vært glemt i utviklingen. Enkle ting som at brukeren kan velge farge påvirker ikke funksjonen, og kan være et enkelt grep for at brukeren skal bli mer fornøyd.

.

Kapittel 7

Idégenerering

Som forklart i introduksjonen (kapittel 1) er idégenereringen et resultat av innsikten hentet fra teori, teknologianalyse og brukeranalyse (Figur 7.1). Aktivering av kneleddet er den mest komplekse delen av KAFOen og har derfor vært i fokus i idegenereringen.



Figur 7.1: Diagram over hvordan kapitlene henger sammen


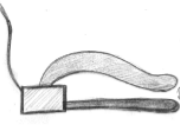




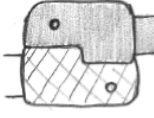


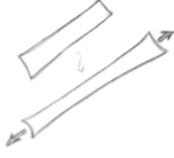
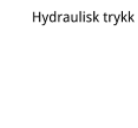
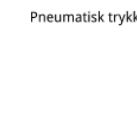

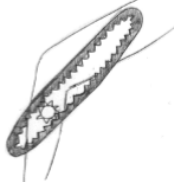


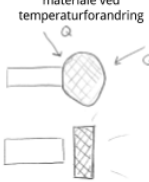

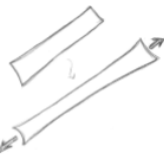

7.1 Morfologisk tabell



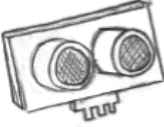
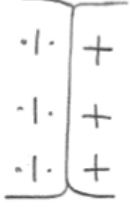



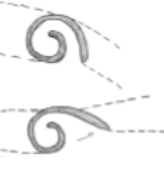

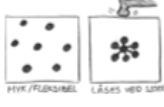
Den morfologiske tabellen illustrerer vårt løsningsrom. Tanken er at enhver radvis kombinasjon av de forskjellige prinsippene utgjør en potensiell løsning (konsept) av vårt problem (en bedre dynamisk KAFO). På denne måten jobber man baklengs, og prøver å kartlegge alle mulige løsninger først for deretter å plukke de løsningene som er mest optimale. En morfologisk tabell er også et kreativt verktøy, der man raskt kan sette sammen prinsipper på nye og interessante måter som kan inspirere til løsninger som ikke allerede eksisterer.


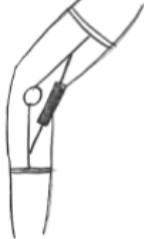





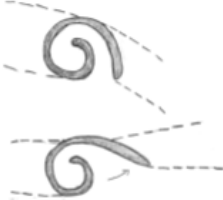


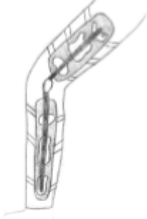

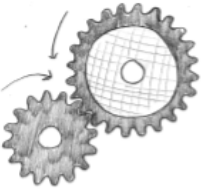
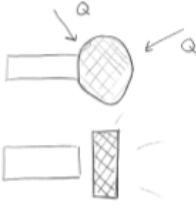


Vi har definert 8 dimensjoner(kategorier) i vårt løsningsrom som tilsammen beskriver hva som må inngå i en dynamisk KAFO som gir moment til kneleddet. Med minst 4 prinsipper ved hver kategori er det tilsammen minst $4^8 = 65536$ potensielle konsepter. Det er ikke sagt at alle kombinasjoner lar seg gjennomføre eller er praktiske, men ved å kartlegge alle teoretiske muligheter kan man velge ut de beste og evaluere dem.


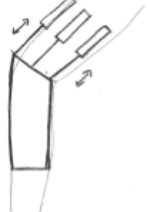


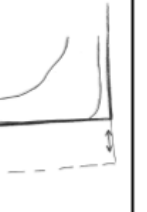
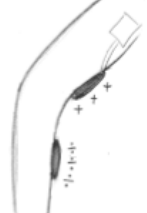

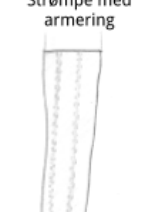




Innholdet i tabellen er ideer og prinsipper som vi har kommet frem til gjennom brainstorming og teknologianalyse. Vi tar forbehold om at navn og illustrasjoner kanskje ikke er lettforståelig for leseren; de er laget først og fremst for å kommunisere intern i gruppen vår.

Morfologisk tabell

Kategori/ prinsipp	Prinsipp 1	Prinsipp 2	Prinsipp 3	Prinsipp 4
Kontroll- system	Nervekontroll 	Håndbrems 	Motion capture 	Joystick 
Feste- mekanisme	Reimer 	Borrelås pads 	Sports-BH 	Materialstivhet 
Energikilde	Litium-ione Batteri 	Strikk/fjær/potensiell energi 	Hydraulisk trykk 	Pneumatisk trykk 
Ledd	Skinner 	Sag-ledd 	Støt-stang 	Kule-ledd 
Demping	Stivhetsforandrende materiale ved temperaturforandring 	Spiralfjær 	Gummistrikk 	Luft-demping 

Kategori/ prinsipp	Prinsipp 5	Prinsipp 6	Prinsipp 7	Prinsipp 8	Prinsipp 9
Kontroll- system	Rullestol hjul 	EEG 	Sensorer 		
Feste- mekanisme	Magnetlås 				
Energikilde	Kjemisk energi 				
Ledd	Rando-binding 	Rullelager 			
Demping	Sneglefjær 	Luftpute 	Stivhetsforandrende materiale ved plutselig trykkforandring 	Væske/hydraulikk	Flex materiale

Kategori/ prinsipp	Prinsipp 1	Prinsipp 2	Prinsipp 3	Prinsipp 4
Aktuatorer 1	<p>Stepper-motor</p> 	<p>Lineærhydraulikk</p> 	<p>Linerær-rotasjon aktuator</p> 	<p>Soft silicone robot</p> 
Aktuatorer 2	<p>Manuell aktivering</p> 	<p>McKibben muscle</p> 	<p>Belte med kunstig patella</p> 	<p>Mega snegle "fjær"</p> 
Struktur /materiale	<p>Karbonfiber</p> 	<p>Materiale som endrer stivhet under trykk</p> 	<p>Topologi- optimalisering</p> 	<p>Strømpe</p> 
Låse- mekanisme	<p>Tannhjul som låses mot hverandre</p> 	<p>Soft robot som er stiv når den er varm</p> 	<p>Mothakk</p> 	<p>Spline i tannhjul</p> 

Kategori/ prinsipp	Prinsipp 5	Prinsipp 6	Prinsipp 7	Prinsipp 8	Prinsipp 9
Aktuatorer 1	Muskel-lignende "tråder" 	Hydraulisk muskel 	Multi-filament muskel 	Reim og snelle 	"Fotheis". 
Aktuatorer 2	Elektromagnet 	"sag"-tannhjul 			
Struktur /materiale	Strømpe med armering 	Jernfot 	Røtter-struktur 		
Låse- mekanisme	Rando-binding 	Gri-gri (tau) 			

Kontrollsystem

Mekanismen som skal assistere kneleddet må kunne kontrolleres. Her er kontrollsystem definert som mulige måter å styre KAFOen på. Avhengig av aktuator-løsningen (se nedenfor), er forskjellige kontrollsystemer aktuelle eller interessante å se på. Fra veldig enkle håndkontrollere til avanserte sensorsystemer.

Festemekanisme

Festemekanisme menes som måter å feste en KAFO til et ben på. Festemekanismer må sørge for å fordele eventuelle laster utover et (mykt) menneskeben, uten at det er ubehagelig eller gir klemskader. I tillegg er det positivt hvis festemekanismen ikke gir slitasje på klær.

Energikilde

En aktuator trenger en kilde å hente energi fra som kan omgjøres til en mekanisk bevegelse. Både væsketrykk og lufttrykk er definert som energikilder, selv om slike løsninger vil grunnleggende benytte seg av en elektrisk pumpe/kompressor. Dette er for å gi flere muligheter når man skal kombinere ulike løsninger.

Demping

Med denne kategorien mener vi mekanismer som tillater deformering når man påfører kraft, og på denne måten skaper en demping av kraften. I vårt naturlige kneledd er det menisken som står for denne dempingen. Dette for å hindre bråe og mekaniske bevegelser når man går, slik at man oppnår en mer naturlig gange.

Ledd

Ledd er bevegelige forbindelser mellom to eller flere komponenter. Hvis konseptet som videreutvikles består av en stiv struktur/materiale, vil det behøves et ledd for at benet skal kunne flekkes. Det samme gjelder ankelleddet.

Aktuatorer

Aktuatorer er, som nevnt, en komponent som omgjør energi til en mekanisk bevegelse. I dette tilfellet en komponent som skal omgjøre energi til et rotasjonsmoment i kneleddet. I denne kategorien har vi «tenkt bredt», og valgt både motorer og bevegelsesprinsipper som aktuatorer.

Struktur/materiale

Hovedfunksjonen til en KAFO er å stive av kneet slik at kraften personen påfører beinet blir fordelt og holdes oppe av ortosen. Dette gjør at stivhet og styrke er vesentlig for en KAFO. Struktur og materiale er to områder som bidrar til å gi ortosen stivhet og styrke. I dag er det vanlig å bruke karbonfiber som materiale da det er både sterkt og lett. Forskjellige strukturer kan brukes for å støtte opp der brukeren trenger det mest.

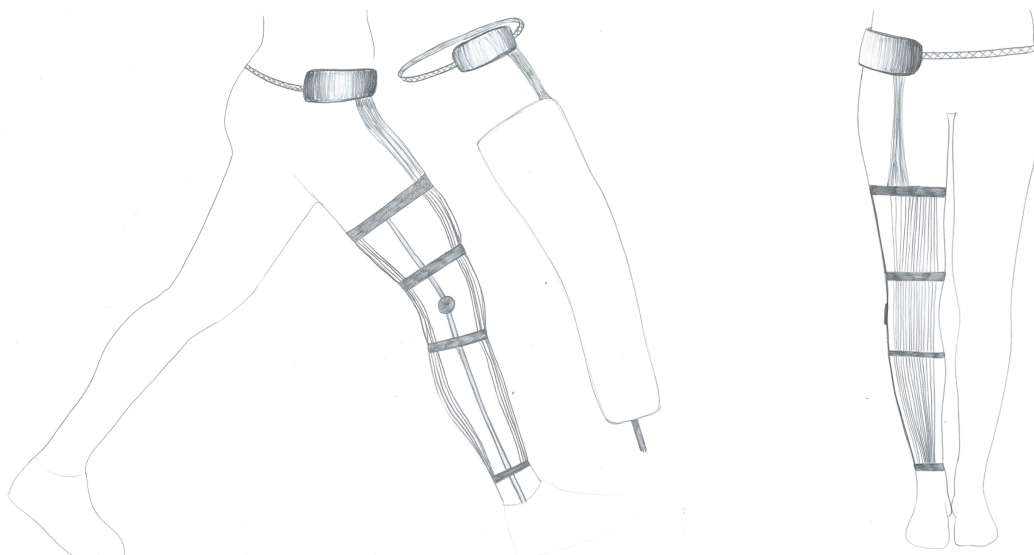
Låsemekanisme

Låsemekanismen sørger for å holde kneleddet stivt når det skal belastes. Noen mekanismer er hentet fra SCKAFO-analysen 5.1.2, og andre mekanismer kommer fram som mulige når man ser på aktueringer. Noen aktueringsprinsipper er låsbare i seg selv, da for eksempel noen motorer kan stilles inn til å holde et fast moment i en gitt vinkel.

7.2 Konseptutvikling

Ut fra den morfologiske tabellen 7.1 har vi generert noen konsepter som presenteres i dette kapitlet. De er blitt generert ved at vi har plukket prinsipper som vi mener passer sammen fra hver kategori, og kombinert de til potensielle konsepter. Konseptene er eksempel på hvordan tabellen kan fungere som et kreativt verktøy. De tre konseptene har blitt navngitt etter hvilke aktueringsprinsipper de bruker, og har fått en rask vurdering av fordeler og ulemper. I videre masterprosjekt vil vi utforske den morfologiske tabellen mer, og utforme et bedre vurderingssystem.

7.2.1 Multifilamentkonsept



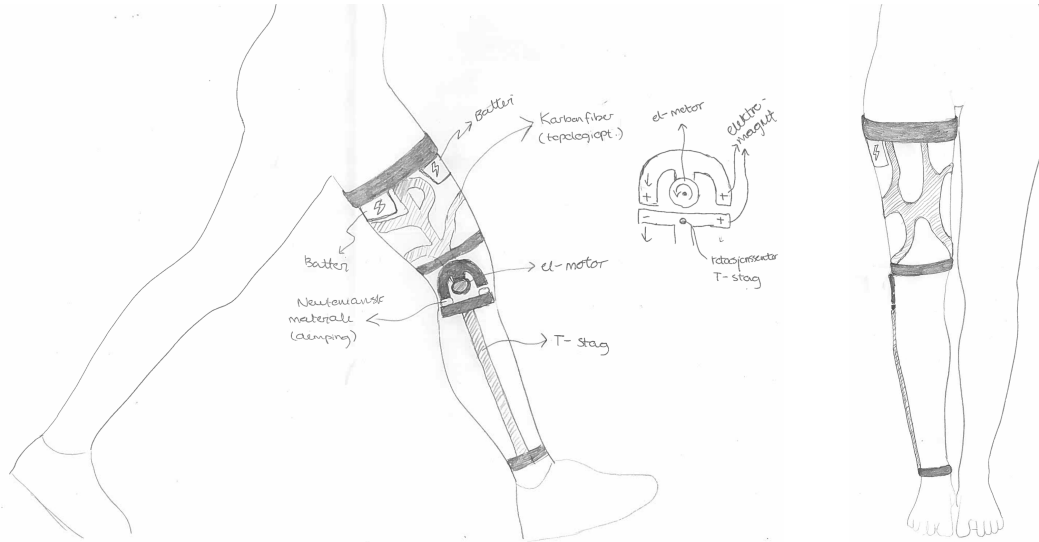
Figur 7.2: Illustrasjon av multifilamentkonseptet. Til venstre er ortose sett fra siden. ortose uten strømpe er vist på benet, og med strømpe ved siden av benet. Til høyre er ortose vist rett forfra

Dette konseptet er satt sammen av multifilament muskler som aktuerer kneleddet. Musklene består av mange McKibben-tuber som strekker seg og trekker seg sammen på grunn av trykkendring inni tuben (aktuatorer 1 prinsipp 7). I dette konseptet er tubene plassert på framsiden og baksiden av benet. Når trykket øker i de fremre tubene vil benet strekke seg ut fordi McKibben-musklene trekker seg sammen, og når trykket øker i de bakre tubene vil benet bøye seg. Tubene er festet i en strømpeløsning (Struktur/materiale prinsipp 5) som skal gjøre det mer behagelig for brukeren. Det er også festet en stivere støttestruktur av karbonfiber (Struktur/materiale prinsipp 1). Dette er gjort både for at tubene skal sitte så nære hudoverflaten som mulig og for at avstiving av kneet skal være mulig når man belaster benet med vekt. Trykket i tubene skal reguleres med nervekontroll/elektromyografi (kontrollsystem prinsipp 1). Tubene vil ideelt ha forskjellig trykk utifra hvor på benet de er plassert. Dette styres av elektroniske ventiler.

Fordelen med dette konseptet er at den består av lette og myke mekaniske komponenter. Det er et enkelt prinsipp som prøver å etterligne kroppens egne muskler, og som blir kontrollert på samme måte som man kontrollerer sine egne muskler (nervekontroll). I tillegg sitter ortosen tett på kroppen, som gjør at den tar mindre plass.

Ulempene er at en stor ekstern kompressor trolig er nødvendig for å generere høyt nok trykk. Multifilament muskler er også fortsatt i utviklingsfasen, og har foreløpig en lang responstid. I tillegg er de ikke blitt testet brukt på den måten vi tenker, og må gjennom en lang og robust testing for å bli et pålitelig system.

7.2.2 Hesteskokonsept



Figur 7.3: Illustrasjon av hesteskokonsept. Til venstre er ortosen sett fra siden. Til høyre er ortosen vist rett forfra

I dette konseptet brukes en el-motor som drivkraft i kneleddet (aktuator 1 prinsipp 1). El-motorer kan bygges relativt små og lette, men om man påfører rotasjonmomentet fra motoren rett til kneleddet er dette momentet ikke nok til å bøye kneet alene. Vi har kombinert motoren med en hesteko-struktur som vil dytte ned på et T-stag når motoren roterer (ledd prinsipp 3). Det er tenkt at punktene der hestekoen og T-staget treffer hverandre har elektromagnetiske egenskaper(aktuatorer 2 prinsipp 5), som vil bidra til en kraftøkning. Tanken er at dette vil være nok hjelp til at el-motoren klarer å påføre tilstrekkelig med moment/kraft. Mellom de to kontaktpunktene er det også tenkt å plassere et stivhetsforandrende materiale(damping prinsipp 7), eller en luftpute(damping prinsipp 6), som kan bidra til et mer dempet gangmønster uten brå bevegelser. For å tilføre tilstrekkelig stivhet til låret, vil en topologioptimalisert karbonfiberstruktur brukes(struktur/materiale prinsipp 3).

Fordelene med dette konseptet er at man trolig kan generere høye moment ved å bare bruke elektroniske komponenter. Batteriene er innebygd i den topologioptimaliserte strukturen, og kan dermed fordeles utover låret for å få massesenteret så nært inntil benet som mulig.

Ulempen er at den krever nye mekaniske løsninger. Hvis man skal bruke elektromagneter også som støtflater kan det oppstå problemer. I tillegg kan dempeputene raskt bli nedslitt, og vi vet enda ikke hvilke materiale som kan brukes som dempeputer. Det må også utvikles beregningsmodeller for topologioptimaliseringen.

7.2.3 Kunstig kneskål og reim

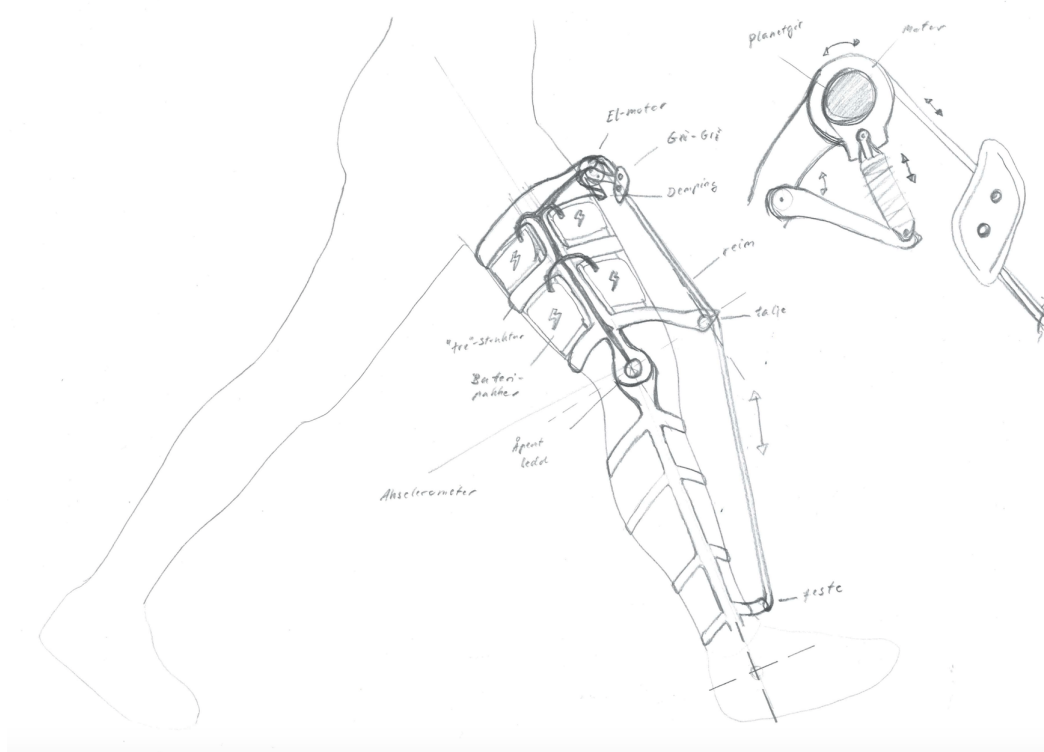
Dette konseptet er inspirert av vår egen biologi i kneet: lårmuskelen sin hovedoppgave er å tilføre et rotasjonsmoment til kneleddet for å utføre kneekstensjon og bremse knefleksjon. Senene til lårmuskelen er festet øverst på lårbenet og øverst på leggbenet, og strekker seg over kneskålen. Kneskålen sin oppgave er å redusere rotasjonsmomentet som skal til for å utføre kneekstensjon ved å flytte angrepspunktet til sammentrekningskraften til lårmuskelen lenger unna rotasjons-sentrum. Muskelen får da en større radius å trekke leggbenet opp med, og trenger da mindre kraft til å rotere kneleddet.

Her brukes samme prinsipp der et belte eller en reim fungerer som lårmuskelen (aktuatorer 2 prinsipp 3). Det er festet på framsiden av benet, fra oversiden av låret til rett over ankelen, og tilfører moment til kneleddet med å bli dradd over et eksentrisk spor som fungerer som en kneskål. Beltet dras mot overkroppen av en elektrisk motor for å utføre ekstensjon, og kan bremse fleksjon med motorbremsing. Kneet roterer rundt et rullelager (demping prinsipp 2). Motoren får energi fra et batteri som legges i bukselommen (energikilde prinsipp 1), og styres av akselerometersensorer og en mikrokontroller (kontrollsystem prinsipp 1).

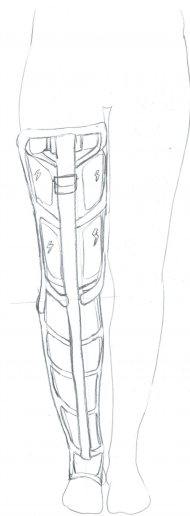
De ulike komponentene holdes sammen av et skall i røtter-struktur, for å fordele spenninger (struktur/materiale prinsipp 7), og leddet låses med en gri-gri-løsning (sikringsverktøy brukt i klatring) der beltet holdes i spenn gjennom et taljesystem (låsemekaniske prinsipp 6).

Fordelen med dette konseptet er at det er enkelt. Det bruker enkel fysikk til å redusere momentet som kreves av en el-motor, og består av vanlige komponenter som ei lærreim, rullelager, batteri og mikrokontroller.

Ulempen er at den benytter seg av elektronisk styring, som må utvikles og testes godt for å bli et pålitelig system. I tillegg tar mekanismene stor plass, og kan bare bæres på utsiden av klær. Eksponerte mekaniske deler er også sårbar for skader, korrosjon, nedbrytning, og vær, og må vedlikeholdes.



Figur 7.4: Kunstig kneskål og reim konseptet sett fra siden



Figur 7.5: Kunstig kneskål og reim konseptet sett forfra

Kapittel 8

Vurdering av prosjektet

Prosjektoppgaven har blitt gjennomført over tre måneder med start i midten av september. Det er et stort og komplekst problem som vil videreføres til en masteroppgave neste semester. Grunnet størrelsen på oppgaven har vi vært tre studenter som sammen har arbeidet for å få en best mulig informasjonsinnhenting dette semesteret. I de neste avsnittene følger en vurdering av gjennomføringen av prosjektet.

8.1 Informasjonsinnhenting

Høsten har blitt brukt til informasjonsinnhenting, skaffe innsikt gjennom brukerintervju og kartlegging av krav til en ny dynamisk KAFO. Prosjektet har nå beveget seg over i idé- og konseptgenerering, hvor målet var å få startet utviklingen av noen få konsepter. Vi er fornøyde med hvordan planen for høsten ble gjennomført og mener at vi har fått et godt grunnlag for masteroppgaven.

I informasjonsinnhenting har kontakten med TOV vært utrolig verdifull da vi har fått mye kunnskap om et tema vi visste svært lite om før prosjektstart. Vi skulle gjerne hatt enda mer kontakt, da svar på mail til tider tok litt mer tid enn ønsket. De ansatte ved TOV har ofte fulle dager med mange pasienter, så tiden deres er dessverre knapp. I masteroppgaven vil vi opprettholde kontakten vi har fått med TOV og bli enda flinkere på hyppig kontakt med flere besøk på verkstedet. I neste fase vil tilbakemeldinger fra ortopediingeniørene og teknikerne på prototyper være veldig viktig, og hyppigere kontakt mer kritisk.

En av de største utfordringene ved prosjektoppgaven har vært å skaffe brukere til både intervju

og til å svare på spørsmål over mail. Brukerne vi har fått kontakt med har vi får kontakt med gjennom TOV. Så her er også samarbeidet med TOV veldig verdifullt. Vi hadde gjerne ønsket oss flere intervjuer for å få en enda dypere innsikt, men vi er veldig fornøyde med de tre intervjuene vi fikk. Dette var intervjuer som varte fra en til to timer hvor vi fikk mange gode svar og historier rundt opplevelser og diagnosene.

Mange foreninger for forskjellige funksjonsnedsettelse har blitt kontaktet, hvor vi har fått flere e-mailer vi kunne kontakte. Dessverre har vi fått få svar, men svarene vi har motatt har vært gode og gitt mer innsikt. Vi vil fortsette å kontakte foreninger på mail og telefon, da vi ser verdi av hittil nedlagt arbeid.

Da vi oppdaget vanskelighetene med å nå ut til brukere, fant vi en alternativ metode for å observere brukere. Gjennom Youtube fant vi mange filmer av brukere som demonstrerer hvordan de bruker KAFOen sin. Denne kunnskapen er også tatt med som grunnlag til brukeranalysen.

Når vi ser tilbake på prosessen med å skaffe brukere til empatidelen av prosjektet skulle vi vært enda mer «aggressive». Vi skulle også tatt kontakt med brukere enda tidligere enn vi gjorde. Da vi kontaktet foreninger på e-mail observerte vi også at vi ofte ble misforstått i hva vi ønsket å kontakte brukere for. Viktigheten med å være kort og presis lærte vi i denne prosessen og blir tatt med videre.

Lenge hadde vi definert brukergruppen som «personer med manglende muskelstyrke i benet». Dette utelukket, som vi forsto ganske sent, enkelte brukere. En påstand vi lenge tenkte var at «alle ønsker seg såklart en dynamisk KAFO». Det er ikke slik at alle ønsker å gå med robotortoser som gir ekstra moment til kneleddet. Viktigheten av informasjonsinnhenting er nettopp å få avkreftet og bekreftet hypoteser vi hadde. Vi skulle gjerne ha oppfattet "misforståelsene" våre enda litt tidligere i prosjektet så vi kunne fokusert på andre områder.

8.2 Planlegging

Prosjektgruppen har bestått av tre personer som alle går produktutvikling og materialer (PUMA) med spesialisering produktutvikling. Dette har vært en fordel da vi alle forstår viktigheten av å ikke undervurdere metoden.

Siden prosjektgruppen består av tre personer har prosjektplanlegging vært viktig. Vi lagde tidlig en plan for semesteret og denne har blitt holdt i stor grad. Vi har brukt Trello, Sharepoint og Facebook for å organisere prosjektet.

Trello er et samarbeidsverktøy som organiserer arbeidsoppgavene dine. Her kan man se og lage arbeidsoppgaver som skal gjøres, se hvilke som er under arbeid og hvilke som har blitt fullført. På denne måten var det lett å holde styr på hva som måtte gjøres, hvem som skulle gjøre det og til hvilken tid det skulle bli gjort. På Sharepoint ble alle viktige dokumenter og artikler lastet opp slik at alle alltid visste hvor informasjon ble hentet fra og lagret. Facebook har blitt benyttet daglig for å avtale møter utenom de to faste dagene.

På grunn av en naturlig brems med manglende brukerkontakt, har vi gjennom hele prosjektet vært flinke til å dokumentere tanker og informasjon. Dette har resultert i at prosjektoppgaven har vært et «levende» dokument med oppdateringer og endringer fra start til slutt. Avsnitt og kapitler har blitt endret og strukturert opptil flere ganger.

Mot slutten av semesteret har vi hatt møter opptil fem dager i uken for at resultatet av oppgaven skulle bli best mulig. Det har også vært veldig bra å ha veiledningsmøter med Knut annenhver uke. Det har vært betryggende å ha en kontaktperson selv om det ikke alltid har vært et like stort behov for veiledning under informasjonsinnhentingene denne høsten.

8.3 Til slutt

Vi gikk inn i prosjektet uten noen forkunnskaper om kne-ankel-fot ortoser, og mener det har vært en styrke å se på problemet med helt nye øyne. Vi har også fokusert på å ikke lage løsninger for tidlig, og ikke prøve å definere problemstillingen og løsningsrommet for raskt.

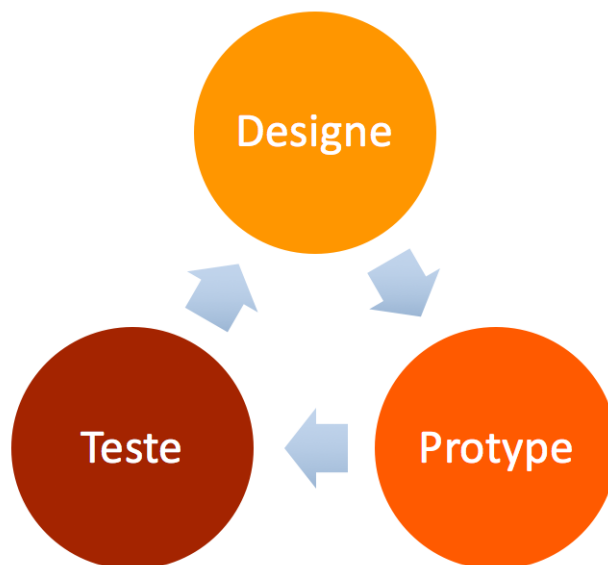
Alt i alt er veldig fornøyde med samarbeidet og mener vi har hatt nytte av å være tre personer. Vi har hatt gode diskusjoner gjennom hele prosjektet, hvor alle alltid har fått sagt sin mening og blitt lyttet til.

Det har vært veldig motiverende å snakke med brukerne om utfordringene de opplever i hverdagen, ønsker og behov, for å utvikle en best mulig dynamisk KAFO.

Kapittel 9

Videre arbeid

I masteroppgaven vil vi gå videre med mer idégenerering, samt prototyping og testing. Vi vil videreutvikle og vurdere gjennomførbarheten av de konseptene vi har, og lage raske prototyper for å demonstrere prinsipper. For oss er prototyper fysiske hjelpemidler for å jobbe kreativt på en systematisk måte, for å oppdage nye problemstillinger, og for å kommunisere ideer med hverandre og andre. Vi vil prøve å havne i en såkalt design-prototype-teste loop, der vi kan iterere oss frem til nye og løsninger som oppfyller kravspesifikasjonen (figur 9.1).



Figur 9.1: Designe - prototype - teste loop

Vi vil gjerne holde kontakt med de brukerne vi har intervjuet, og involvere de sammen med TOV i vurderingen av prototyper og ideer under utviklingen. I tillegg vil vi prøve å få kontakt med flere brukere, for å se om vi underveis må endre eller inkludere nye faktorer i kravspesifikasjonen.

Gjennom prototyping og testing vil vi forhåpentligvis oppdage kunnskapshull og interessante problemstillinger som fører oss inn på nye veier. Det kommer til å bli aktuelt å få mer innsikt i kontrollsystemer, mekatroniske løsninger, sikkerhet rundt medisinsk robotteknologi, materialbruk og karbonfiberhåndtering med mer. Vi ønsker derfor å opprette kontakt med eksperter fra andre avdelinger på NTNU.

Kommer vi så langt at vi kan gjøre testing av en komplett KAFO-løsning, vil vi benytte oss av de standardiserte vurderingskriteriene beskrevet i de vitenskapelige artiklene vi har lest. Da må det lages et system for å måle vinkelforandringer i hofteledd, kneledd og ankelledd under flere gangsykluser, og sammenligne med ønskelig mønster. I tillegg vil vi undersøke eller lage egne vurderingskriterier om nødvendig. Det kommer ikke til å være aktuelt for oss å teste en dynamisk KAFO på en bruker, og vi vil heller bruke oss selv som testpersoner i første omgang. Dette er fordi det medfører en viss risiko å teste ut nye konsepter på brukere med ulike diagnoser og funksjonsnedsettelse.

Målet vårt med prosjektet er å komme opp med en løsning som vil være aktuell for TOV å implementere i sine fremtidige KAFOer. Det skal imidlertid sies at det er en lang og hard prosess for å få nye tekniske løsninger til å bli godkjent som trygge og robuste for å kunne brukes i medisinsk sammenheng.

Bibliografi

- [1] Trøndelag Ortopediske Verksted. Om Trøndelag Ortopediske Verksted; 2017. [Online; 30-november-2017]. Available from: <http://www.tov.no/public.aspx?pageid=91443>.
- [2] Tian F, Hefzy M, Elahinia M. State of the Art Review of Knee–Ankle–Foot Orthoses. *The Journal of the Biomedical Engineering Society*. 2015;43(2):427–441.
- [3] Ortopediteknikk. Ortoser; 2017. [Online; 31-oktober-2017]. Available from: <http://www.ortopediteknikk.no/article.php?articleID=45&categoryID=171>.
- [4] Everett T, Trew M. *Human movement : an introductory text*. 5th ed. Churchill Livingstone; 2005.
- [5] Ottobock. Ottobock Advanced Orthotics; 2017. [Online; 30-oktober-2017]. Available from: <https://www.ottobockus.com/search-result.jsp?q=brochure>.
- [6] Newman D. The process of design squiggle; 2010. [Online; 1-november-2017]. Available from: <http://cargocollective.com/central/The-Design-Squiggle>.
- [7] Cohen R. *Design Thinking: A Unified Framework For Innovation*; 2017. [Online; 01-november-2017]. Available from: <https://www.forbes.com/sites/reuvencohen/2014/03/31/design-thinking-a-unified/-framework-for-innovation/#5ebefc288c11>.
- [8] Plattner H. *Bootcamp bootleg*; 2017. [Online; 30-oktober-2017]. Available from: <https://static1.squarespace.com/static/57c6b79629687fde090a0fdd/t/58890239db29d6cc6c3338f7/1485374014340/METHODCARDS-v3-slim.pdf>.
- [9] Plattner H, Meinel C, Leifer L. *Design Thinking Research: Making Design Thinking Foundational*. Springer International Publishing; 2016.
- [10] Dahl HA, Rinvik E. *Menneskets funksjonelle anatomi : med hovedvekt på bevegelsesapparatet*. 3rd ed. Cappelen akademisk; 2010.

-
- [11] Schmidler C. Knee Joint Anatomy, Function and Problems; 2017. [Online; 12-desember-2017]. Available from: <https://www.healthpages.org/anatomy-function/knee-joint-structure-function-problems/>.
- [12] Store Medisinske Leksikon. Kneet; 2015. [Online; 12-desember-2017]. Available from: <https://sml.snl.no/kneet>.
- [13] Martini FH, Nath JL. Fundamentals of anatomy physiology. 8th ed. Pearson Benjamin Cummings; 2009.
- [14] Bormann RV. Knee Anatomy; 2017. [Online; 12-desember-2017]. Available from: <http://www.capetownkneesurgery.co.za/knee-surgery-cape-town.php>.
- [15] Whittle MW. Gait analysis : an introduction. 4th ed. Elsevier; 2007.
- [16] Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function : a comprehensive analysis. 4th ed. FA. Davis Co.; 2005.
- [17] Gjerstad L. Polio; 2017. [Online; 03-november-2017]. Available from: <https://sml.snl.no/polio>.
- [18] av medisinsk redaktør G. Postpolio syndrom; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://nhi.no/sykdommer/hjernenervesystem/infeksjoner/postpolio-syndrom/>.
- [19] NHI. Spina bifida hos barn; 2017. [Online; 04-november-2017]. Available from: <https://nhi.no/sykdommer/barn/bein-og-ledd/spina-bifida-hos-barn/>.
- [20] Hem E. Trauma; 2009. [Online; 04-november-2017]. Available from: <https://snl.no/trauma>.
- [21] Kaufman KR, Irby S, Mathewson J, Wirta R, Sutherland D. Energy-Efficient Knee-Ankle-Foot Orthosis: A Case Study. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. 1996;8(3):79–85.
- [22] Arazpour M, Chitsazan A, Bani MA, Rouhi G, Ghomshe FT, Hutchins SW. The effect of a knee ankle foot orthosis incorporating an active knee mechanism on gait of a person with poliomyelitis. Prosthetics and Orthotics International. 2013;37(5):411–414.
- [23] Fior&Gentz. Neurotronic; 2017. [Brosjyre fra fiorgentz; 30-oktober-2017]. Available from: <http://www.fior-gentz.de/orthesenbau/online-tutorials/herstellung-der-orthese/gelenkmontage-neuro-tronic-in-e-motion.html>.
- [24] Wikipedia. Figure Ratchet; 2017. [Online; 30-oktober-2017]. Available from: [https://en.wikipedia.org/wiki/Ratchet_\(device\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Ratchet_(device)).

-
- [25] Fillauer LLC. SPL2 from Fillauer LLC - the most popular stance control orthotic joint just got better; 2017. [Brosjyre fra Fillauer LCC; 30-oktober-2017]. Available from: <http://fillauer.com/Orthotics/SPL2.html>.
- [26] OrtoPed. Figure Becker; 2017. [Online; 30-oktober-2017]. Available from: <https://www.ortoped.ca/en/model-9001-e-knee-sup-tm-sup.html>.
- [27] Pons JK. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons; 2008.
- [28] Pröbsting E, Kannenberg A, Zacharias B. Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis. *Prosthetics and orthotics international*. 2017;41(1):65–77.
- [29] Ottobock. C-Brace high-tech leg brace; 2017. [Online; 30-oktober-2017]. Available from: <https://www.ottobockus.com/orthotics/solution-overview/orthotronic-mobility-system-c-brace/>.
- [30] Ottobock. World's first orthotronic system; 2017. [Online; 30-oktober-2017]. Available from: <https://www.ottobockus.com/orthotics/solution-overview/orthotronic-mobility-system-c-brace/>.
- [31] Sawicki GS, Ferris DP. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2009;6(1):23.
- [32] Yusof AS, Che-Ani AI, Zakaria H, Hamzah N, Yahaya SZ. Design and development: Actuator of powered knee orthosis a prototype. 2016;p. 575–579.
- [33] Hydraulikk. NKI forlag; 2000.
- [34] Dupes B. Prosthetic knee systems; 2014. [Online; 15-november-2017]. Available from: <http://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-knee-systems/>.
- [35] Rathburn E. Hydraulic Prosthetic Knee Joints Provide More Natural Mobility for Patients; 2014. [Online; 15-november-2017]. Available from: <https://www.medicaldesignbriefs.com/component/content/article/mdb/features/20250>.
- [36] Bolton W. *Mechatronics: Electronic control systems in mechanical and electrical engineering*. 6th ed. Pearson; 2015.
- [37] Kurumaya S, Suzumori K, Nabae H, Wakimoto S. Musculoskeletal lower-limb robot driven by multifilament muscles. *ROBOMECH Journal*. 2016;3(1):18.

-
- [38] Roche E. Pneumatic Artificial Muscles; 2017. [Online; 13-november-2017]. Available from: <https://softroboticstoolkit.com/book/pneumatic-artificial-muscles>.
- [39] Tokyo institute of technology. University-Born Venture Established for Thin, Flexible Artificial Muscle; 2016. [Online; 13-november-2017]. Available from: <https://www.titech.ac.jp/english/news/2016/035340.html>.
- [40] Miriyev A, Stack K, Lipson H. Soft material for soft actuators. *Nature Communications*. 2017;8(596).
- [41] Columbia University School of Engineering and Applied Science. Soft robotics: self-contained soft actuator three times stronger than natural muscle, without the need of externals; 2017. [Online; 11-november-2017]. Available from: <https://phys.org/news/2017-09-soft-robotics-self-contained-actuator-stronger.html>.
- [42] Vukobratovic MK. When were active exoskeletons actually born? *International Journal of Humanoid Robotics*. 2007;4(03):459–486.
- [43] Cyberdyne. Cyberdyne robotics; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://www.cyberdyne.jp/english/>.
- [44] Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics. In: *Robotics Research*. Springer; 2010. p. 25–34.
- [45] Army Technology. Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <http://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>.
- [46] Hanlon M, Atlas N. Raytheon XOS 2: second generation exoskeleton; 2010. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://newatlas.com/raytheon-significantly-progresses-exoskeleton-design/16479/>.
- [47] Ekso Bionics. eLegs GT2; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <http://eksobionics.com/eksohealth/products/>.
- [48] Honda Robotics. Honda Walking Assist; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <http://world.honda.com/Walking-Assist/structure/index.html>.
- [49] Segway Switzerland. How the Segway PT functions; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <http://www.segway.ch/en/infos/funktionsweise.php>.
- [50] Jansen J. Elektromyografi; 2016. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://sml.snl.no/elektromyografi>.

- [51] Emotiv inc . Emotiv Epoc+; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://www.emotiv.com/epoc/>.
- [52] Field M, Stirling D, Naghdy F, Pan Z. Motion capture in robotics review. In: Control and Automation; 2009. p. 1697–1702.
- [53] Innova Medical. Electromyography; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://www.innova.gr/en/applications/diagnostic/electromyography-emg>.
- [54] Otto. Joysticks; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://www.otto-controls.com/products/joysticks>.
- [55] Gest. Work with your hands; 2017. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://gest.co>.
- [56] Eisinger D. The Mechanical Exoskeleton Shaping the Future of Health Care; 2015. [Online; 10-desember-2017]. Available from: <https://www.thedailybeast.com/the-mechanical-exoskeleton-shaping-the-future-of-health-care>.

Tillegg A

Akronymer

DT Design thinking

EEG Elektroencefalografi

EMG Elektromyografi

KAFO Kne-ankel-fot ortose

POV Point-of-view

PWM Pulse width modulation

SCKAFO Stand-control kne-ankel-fot ortose

TOV Trøndelag Ortopediske Verksted

Tillegg B

Vedlegg

B.1 Intervju

Alle intervjuene i vedlegget er sammendrag skrevet ut ifra notater tatt under intervjuene. Gjengivelsene er dermed ikke ordrett, og er en fortolkning av oss. Vi har gjengitt intervjuene etter beste evne, men tar forbehold om eventuelle misforståelser eller misoppfatninger vi har gjort. I såfall vil vi beklage hvis noen føler seg feilaktig representert.

Intervjuene er strukturert i vedlegget som spørsmål (Q) fra oss, og svar (A).

B.1.1 Intervju med ortopediingeniør

Q: Har du et inntrykk av hvor mange som får KAFO, og som ender med å ikke bruke den?

A: *Det er veldig få som ikke bruker den, det har kanskje noe med at KAFOen er bedre nå enn før. Det er også færre som får KAFO, kravene for å få er høyere enn før. Vi er også blitt et rullende folk. Folk setter seg lettere nå enn før (dvs. Bruker rullestol i stedet). I rehabilitering (og habilitering) er de veldig opptatt av energibesparelse, og at det å sitte i rullestol sparer energi som man kan bruke på andre ting. Det dumme er at man mister mange aspekter, som at det kan gi mye glede å være i aktivitet, og at det kan handle om verdighet å få se noen i øynene. De som får er ofte gamle brukere, folk med polio. De yngre er innvandrere. De som har spasmer klarer ikke bruke KAFO. Poliobrukere er vandt til å bruke skinner fra de er unge og derfor er de også flinkere til å bruke den. De eldre bruker også rullestol for å spare på den lille energien de har. Flere unge har «lealause» knær som kan gå ut av ledd.*

Q: Hva er vanlige feil brukerne kommer tilbake med?

A: *Den vanligste feilen er at tilpasning er feil. At det er ubehag ved bruk.*

Q: Hele prosessen fra ny bruker til utlevert produkt?

A: Må til spesialist(ortoped) etter henvisning fra lege – Ortopeden sier hva slags hjelpemiddel som trengs – så blir NAV kontaktet – kommer til TOV med rekvisisjon – bestemmer i samarbeid TOV hva de skal ha – så tas det gips av benet/foten – lager en negativ som fylles - får en positiv som modelleres- termoplastisk materiale (karbonfiber ikke termoplastiske egenskaper) - prøver ortose – fikser det som må fikses – ledd blir satt på fra en annen leverandør.

Q: Hva opplever du som den største mangelen med KAFOer i dag?

- gå i nedoverbakker
- gå i trapper (nedover vanskeligere)
- sette seg på begge ben (ønsker en brems/demper)

Q: Hvem bestemmer at noen skal bli en KAFO-bruker?

A: Må ha hoftegrad 3 eller bedre (må kunne sitte på en stol og løfte opp låret)

Q: Får dere ofte tilbakemelding om klem-skader?

A: *Om det skjer er det dårlig tilpasset. Det skal ikke skje!*

Q: Er det vanlig at karbonfiberet sprekker pga kulde?

A: Ikke vanlig ved TOV. Om det skjer er det dårlig støp som er grunnen. Det skal ikke skje.

Q: Hvordan er opplæringstiden?

A: Det er veldig individuelt. For eksempel er kan det være veldig vanskelig å få gamle poliobrukere til å gå fra stiv KAFO til en KAFO med stand control.

Q: Hva er vanligst av kneleddmekanismer? Den med bryter, eller den med sensorer?

A: *Helsensor eller leggvinkel sensor er kanskje vanligst i Norge, eller hvertfall ved TOV. TOV er veldig fornøyd med fior und gentz (dyrere enn mye annet). I Norge har man mulighet til å bruke*

denne kneledds-mekanismen selv om den er veldig dyr. Andre land har kanskje ikke samme mulighet dessverre.

Q: Er CAD eller 3D-skanning vanlig innenfor Ortopedi?

A: *3D-skanning kommer til å komme, men det er absolutt ikke vanlig. Føler Norge ligger bak med teknologi og produksjon innenfor ortopedi. Men dette fagfeltet er heller ikke veldig utviklet i forhold til proteser osv.*

Q: Hva er den største utfordringen med å lage en aktuert/dynamisk KAFO?

A: *Det er bremsemekanismen. Når man for eksempel vil sette seg ned på en stol. At bevegelsen går rolig og at man ikke knekker og faller hardt ned på stolen.*

Q: Hva synes du om C-Brace? Virker den som den ultimate dynamiske KAFO?

A: *Den virker veldig bra, men jeg har ikke noe erfaring med den enda. Den ser jo også ut som en stor klump.*

Q: I hvor stor grad er C-Bracen spesialtilpasset?

A: Helt spesialtilpasset. Produksjon er i Østerrike. TOV blir sertifisert til å ta gips nå som de skal få en bruker som skal bruke c-brace.

Q: Hvor mye koster C-Bracen?

A: 600 000 kr. Garanti på 3 år. Den KAFOen bruker1 får i dag koster mellom 40 000-50 000kr (SCKAFOen som er i bruk i dag).

Q: Hva er ønskelig pris på "vårløsning?"

A: Proteser – c-leg (en SCKAFO som C-Brace er basert på) koster 150 000 kr med 3 års garanti. Men funksjon er absolutt viktigere enn pris.

B.1.2 Intervju med KAFObruker 1

Aktiv mann med postpolio

Tema: Personlige spørsmål, om sykdom, følelser, etc

Q: Kan du fortelle litt om deg selv?

A: Har levd med polio hele livet. Funksjonshemming er en del av identiteten. «Visste ikke» at det var noe galt med han som barn. Har vært avhengig av hjelpemidler hele livet. Skinner, rullestol, ortose.

Q: Problemer med smerter?

A: Konstante smerter, men oppleves kanskje ikke likt som det ville gjort for funksjonsfriske. Snakker om smertenivå på 3-4 i hverdagen. Er ikke stor forbruker av smertestillende. Smertestillende reduserer muligheter for aktiviteter (utmattende, ikke bil, osv). Har levd med veldig store smerter. Kan få store smerter hvis brukssituasjoner ikke er nøye planlagt (energiøkonomi). Smerter kommer alltid en stund etter aktiviteter, ikke under. Stor bruk av benet resulterer i sterkere smerter og spasmer senere på dagen. Må «lades opp» i løpet av dagen for å utføre daglige aktiviteter.

Q: Hvor lenge har du brukt denne ortosen?

A: Denne ortosen, usikker. Havnet i rullestol som følge av post-polio. Før det har han brukt skinner. Nå bruker han svinge-ortose (SCKAFO) pluss rullestol ved noen anledninger.

Q: Har du brukt andre ortoser? Hvilke?

A: En del forskjellige i løpet av de 6 årene, pluss noen før rullestol. Har ankel-støtte for nattbruk, nattskinne, SCKAFO og KAFO med skinn/stoff polstring.

Q: Kjenner du andre som bruker kne-ortose?

A: Har et stort kontaktnettverk med andre brukere av ortoser og rullestol. Er sentral i polioforeningen. «reklamerer» for KAFO for polioskadde som ikke bruker det.

Q: Har du fått plager av å bruke en ortose?

A: Fordeler overgår negative effekter. Økt funksjonalitet gjør at smerter og utmattethet med ort-

osen er levelig. Tar måneder å lære seg å bruke ortoser, så den innsatsen måtte faktoreres inn før han tok valget om å bli KAFO-bruker. Måtte trene opp muskler og gangmønster, interaksjon med KAFO, og egen mentale modell av seg selv.

Q: Vet du hvor stor grad av muskelstyrke du har i kneekstensorer og –fleksorer, og hoftetekstensorer og –fleksorer?

A: Kom ikke fram i intervjuet

Tema: Brukssituasjon

Q: Hvilke funksjoner er det ortosen erstatter for deg? A: Ortosen erstatter kneleddbevegelse, (holder kneet stivt under belastning og åpent under sving-fase), og gir kontroll/avstiving av ankelledd i 90 grader.

Q: Er det noe du misliker med dem nå?

A: Andre ønsker med tanke på aktiviteter. Er veldig fornøyd med funksjonene han har fått med svingeortoser.

Q: Er det noen ting andre gjør for deg? Vasking, rydding, henting, hverdagslige ting? (dømmende?)

A: Kona gjør nok det meste av husarbeidet. Men brukeren har beiset hele det to-etasjers trehuset selv!

Q: Problemer med sko og klær?

A: Brukeren må ha forskjellige størrelser på sko. (KAFO-foten har 2 størrelser større). Bukser blir fort slitt og hullete pga gnaging fra innfestningen. I noen tilfeller bruker han ortosen på innsiden av buksen.

Q: Hvordan er den å ta på?

A: Bruker 5 minutter om morgenen på å ta på ortosen. Er laget med borrelås og elastiske bånd. Har en lav stol som kan heises opp for å kunne starte gangfasen fra stående stilling. På jobb åpner han ofte opp festene for å fjerne presset, og lukker den igjen når han skal gå.

Q: Driver du på med noe idrett? Fritidsaktiviteter?

A: Sykling (spesial-trehjulssykkel med usynkronisert krank). Noen få ganger går han på ski.

Tema: Produktet/ortosen

Q: Hvilken ortose har du? Type, merke, andre ting?

A: Svingeortose med magnetisk lås.

Q: Hvor fikk du denne ortosen fra?

A: TOV. Laget og bestilt av TOV.

Q: Hvor mye informasjon fikk du når du skulle velge ortose?

A: Fikk mye informasjon fra TOV. Men måtte kontakte dem selv. Visste ikke om slike muligheter for 6 år siden.

Q: Hvordan fungerer ortosen?

A: Låsefase kan styres av fjernkontroll. Ellers styres låsing mekanisk under gange (hælkontakt avstiver, svingebevegelse åpner) Brukeren er ikke så opptatt av det tekniske, men hva ortosen kan gjøre for han.

Q: Ønsker du et bedre alternativ enn den du har?

A: C-brace er det neste steget. Har startet utredning for å få tak i C-brace.

Tema: Ønsker

Q: Hva ville du gjort hvis du hadde full funksjon i begge ben? Hvorfor?

A: Vært med på flere aktiviteter. Har et ønske om å stå slalåm. Gå lange turer. Fjellturer. Fordi det gir livskvalitet

Q: Hva er en optimal ortose? Hvordan ser du for deg den?

A: En som gir mer funksjonalitet

B.1.3 Intervju med KAFObroker 2

Kvinne med skader fra ytre forhold

Tema: Personlige spørsmål, om sykdom, følelser, etc

Q: Kan du fortelle litt om deg selv?

A: For noen år siden falt hun og brakk lårbenet. Etter det har hun hatt mange operasjoner, til sammen 14 stk. Hun har hatt 2 infeksjoner som har gjort ting verre. Har kunstig ben i kroppen, der hvite stafylokokker kan «gjemme seg», så var derfor infeksjonen kom igjen gang nummer 2. Satte inn et kunstig kne, men det ble en feil som gjorde at hun ikke kunne bøye kneet. Så da måtte hun operere en gang til. Kneet detter ut av ledd om hun ikke har støtte rundt kneet. Nå har hun bare igjen 10 cm av lårbenet så hun tåler ikke å falle. Satt 1,5 år i rullestol, men nå bruker hun ortose og krykker. Bruker rullestol for å avlaste, som f.eks på kjøpesenter. *Kan ikke gå rundt å være bitter, men tenker noen ganger hvorfor dette hendte med meg. Men sånn vart det og sånn blir det.* Kan ikke se tilbake på det som har skjedd. Har som mål å gå uten krykker. Ikke bare viktig for henne men for hele familien.

Q: Problemer med smerter?

A: Ikke noen smerter nå lenger. Litt i starten rett etter operasjonen. Da var det sårt. Har ikke belastningskader på høyresiden (venstresiden som har ortose).

Q: Hvordan føles det å være en ortose-bruker?

A: Jobber med seg selv hele tiden for å motivere seg og innstille seg for at dette skal gå. Alt tar dobbel tid av hva det gjorde før. Bryr seg ikke lenger om tiden. Men at hun klarer det er det viktigste. Kan være alene hjemme nå, men ikke for et år siden

Q: Kan du beskrive en hverdag for deg?

A: Har en ortose for å støtte kneet over natten. Har en rutine på hvordan ting skal gjøres. Må ta med skoskje på badet for å bytte ortose for eksempel. Går til fysioterapeut 10-14.30, 4 dager i uken. Veldig flinke fysioterapeuter. De blir som en familie. I treningsammenheng går hun uten krykker.

Q: Hvor lenge har du brukt denne ortosen?

A: Har brukt den i ca ett år.

Q: Har du brukt andre ortoser? Hvilke?

A: Prøvde med en annen type ortose først, men fikk denne i fjor ved TOV. Prøvde en kortere ortose, ønsket ikke ha en så veldig stor sak på benet. Men den gled ned når hun trente, og måtte derfor ha en KAFO. Nå har hun en KAFO som hun bruker til vanlig, en hun bruker å sove med og en hun kan bruke i basseng.

Q: Kjenner du andre som bruker kne-ortose?

A: Nei, er ikke så mange som bruker det.

Q: Har du fått plager av å bruke ortosen?

A: Nei, men klærne blir fortere slitt.

Q: Vet du hvor stor grad av muskelstyrke du har i kneekstensorer og –fleksorer, og hofteekstensorer og –fleksorer?

A: Vanlig muskelstyrke (muskelstyrke 5), det er kneskålen som ikke kan belastes som er problemet. Men musklene er jo ferskvare. Merket jo at alt datt sammen etter en uke.

Tema: Brukssituasjon

Q: Hvilke funksjoner er det ortosen erstatter for deg? A: Kan belaste kneet, men må ha skinnen hvis ikke faller kneet ut av ledd. Hengslet protese i kneet så derfor den faller ut av ledd.

Q: Er det noe du misliker med dem nå?

A: Kunne vært litt mer solid i toppen. Men det går helt fint. Ikke noe godt å ha rett på huden. Har en strømpe/tights under. Borrelås er enklere å justere, men man blir jo vandt til alt.

Q: Problemer med sko og klær?

A: Må ha spesialtilpassede sko, så kan ikke bruke alle skoene mine lenger. Borrelåsen tar klærne. Tenker litt mer på klær som er behagelige enn før.

Q: Hvordan er den å ta på?

A: Enkel å ta på, tar kort tid.

Q: Driver du på med noe idrett? Fritidsaktiviteter?

A: Savner å være med på ting. Mye som faller bort, men sånn får det bare være. Målet er å kjøre bil igjen.

Q: Brukte du lang tid på å lære deg å gå med ortosen?

A: Tatt over 1 år å lære seg å gå med den.

Q: Hvordan er det å gå i trapp/oppover- og nedoverbakke?

A: Går med krykker og holder i rekkverk. I nedoverbakker låser ortosen seg, oppover er det helt topp. Må bare passe på at tyngdeoverføringen er riktig. Har trappetrening hver dag, men trappen går fint. Går ett trinn av gangen.

Tema: Produktet/ortosen

Q: Hvilken ortose har du? Type, merke, andre ting?

A: Svinge-ortose fra TOV. Må betale litt selv. Men får resten dekket.

Q: Hvor fikk du denne ortosen fra?

A:TOV

Q: Hvor mye informasjon fikk du når du skulle velge ortose?

A: Ortopediingeniøren visste omtrent hva slags ortose hun skulle ha. Likte ikke at de så store ut. Første tanken *Er jeg så dårlig?*, tanken gikk bort fort. Fysioterapeuten var med ned til TOV, for å forstå hvordan den fungerer. Ortosen så ut som et helt ben, da Thore viste de frem. Holdt meg bare for øynene.

Q: Hvordan fungerer ortosen?

A: Kjenner om den er trygg. Tenker ikke over låsen på gåmekanismen.

Tema: Ønsker

Q: Hva ville du gjort hvis du hadde full funksjon i begge ben? Hvorfor?

A: *Gå turer igjen. Benet er for svakt og jeg blir fort sliten. Tenker hele tiden over ortosen. Må være våken hele tiden på hvor man trår hen. På vinteren er jeg ikke ute.*

Q: Hva er en optimal ortose? Hvordan ser du for deg den?

A: Størrelse og farge er viktig. Kunne brukt en robotisert ortose. Trenger ikke å ha den under klærne.

B.1.4 Intervju med KAFObruker 3

Tidligere aktiv kvinne med postpolio

Tema: Personlige spørsmål, om sykdom, følelser, brukssituasjon etc

Q: Problemer med smerter?

A: Hun har hatt smerte hele livet. Det er en del av polio-sykdommen. *Har bare måtte leve med det.*

Q: Hvordan føles det å være en ortose-bruker?

A: Har alltid vært "avhengig" av hjelpemiddel. Hjelpemiddel er et verktøy for å gjøre ting som hun har lyst til å gjøre. Åpen for forskjellige hjelpemidler. Ikke like åpen nå som hun har blitt eldre. Tar tid og ressurser å lære seg noe helt nytt. Er også innenforstått med at kroppen begynner å bli gammel og brukt". Har brukt kroppen så aktivt (drevet aktivt med flere idretter i yngre dager) fram til nå. Funksjonsnedsettelse "hæfte ikke".

Q: Kan du beskrive er en hverdag for deg?

A: Husmor nå. Har levd familielivet. Har barnebarn. Kan utføre huslige aktiviteter. Har god tilgang på kjøkkenet pga. hev-senk funksjon på rullestol (elektrisk). God plass i rom, som er plassert på samme plan. Holder på i hage med utendørs-rullestol. Handler selv. Gjør det meste.

Q: Hvor lenge har du brukt denne ortosen?

A: KAFOen hun har i dag har hun brukt i et par år.

Q: Har du brukt andre ortoser? Hvilke?

A: Har vært med på hele utviklingen av ortoser, fra limbånd til metallskinner laget av et metallverksted lokalt. Har brukt mange forskjellige ortoser gjennom livet. De fleste har vært fullstendig avstivet. Noen har gitt skader over tid (en som var lagt over kneleddet under press). Noen har gitt klemskader og slitasje på hud.

Q: Kjenner du andre som bruker kne-ortose?

A: Mange gjennom landsforening for polioskadde.

Q: Har du fått plager av å bruke en ortose?

A: Klemskader, spent over kneet, gnagsår på benet under rumpa, belastninger på andre deler av kroppen, raskere slitasjeskader på armer og skuldre. når hun var barn fikk hun ikke ortoser hyppig nok så benene hennes vokste mer enn ortosene tillate. Det har i stor grad vært tvilsomme og direkte skadelige behandlingsmetoder av polio-barn i Norge gjennom historien.

Q: Vet du hvor stor grad av muskelstyrke du har i kneekstensorer og –fleksorer, og hoftetekstensorer og –fleksorer?

A: I den ene foten: ingen muskelstyrke (lam) og nesten ingen hoftemuskulatur (1). I den andre foten: Ikke så høy muskelstyrke lenger. Kan løfte låret med hoftemuskulatur, kan ikke utføre kneekstesjon og fleksjon. Har tidligere hatt muskelstyrke i dette benet (den har gjort alt arbeidet).

Q: Hvilken funksjoner er det ortosen erstatter for deg?

A: Holder hele foten stiv. Har låsbar leddfunksjon for å sitte normalt.

Q: Er det noe du misliker med dem nå?

A: Stort kneledd på KAFOen (stikker opp gjennom buksa). Klemskader. Gnagsår på benet under rumpa.

Q: Problemer med sko og klær?

A: Forskjellig skostørrelser. Har en ullstrømpe på foten under KAFOen. Kunne vært mindre/tynnere så den ikke vises så godt under buksen.

Q: Driver du på med noe idrett? Fritidsaktiviteter?

A: Ja, har tidligere vært en veldig aktiv og suksessfull idrettsutøver. Medaljevinner i pigging og svømming. Tidligere turgårer til hytta. Ikke noe nå, "har gjort mitt".

Tema: Produktet/ortosen

Q: Hvilken ortose har du? Type, merke, andre ting? A: Passiv KAFO fra TOV med lærreimer og strikkbånd.

Q: Hvor mye informasjon fikk du når du skulle velge ortose? A: Har vært godt inkludert i prosessen (TOV er gode på å inkludere brukere når de lager KAFOen til dem).

Tema: Ønsker

Q: Hva er en optimal ortose? Hvordan ser du for deg den? A: Ta hensyn til design". *Skal se lekker ut.* Skal være noe man kan tenke seg å vise fram. Rumpe-ortose er også et behov: mange har lite eller ingen setemuskulatur, og trenger støtte når de sitter.

B.2 Mailkorrespondanse

B.2.1 Mail fra Ortopediingeniør

Utdrag fra mail fra ortopediingeniør ved TOV:

"... Når det gjelder teknisk informasjon finnes det en del hos leverandørene. Spesifikk informasjon om kneleddet som XXX bruker finner ni her:

http://www.fior-gentz.de/fileadmin/user_upload/pdf/produktbeilagen/EN_Manual_NEURO_TRONIC.pdf

http://www.fior-gentz.de/fileadmin/user_upload/pdf/katalogseiten/EN_Catalogue_pages_NEURO_TRONIC.pdf

Visst ni leser gjennom denne handbok fra samme bedrift finner ni en god beskrivelse av gangtyper, patologiske gangtyper, kompensatoriske mekanismer og hvordan disse kan behandles med ortoser. Det er skrevet for CP, men en del kan overføres til andre pasientgrupper også:

http://www.fior-gentz.de/fileadmin/user_upload/pdf/handbuecher/PRO221-GB_CP-Handbuch_Englisch.pdf

I 2016 produserte TOV 45 KAFOs, 26 i Karbon I 2015 produserte TOV 61 KAFOs, 28 i Karbon

Diagnoser	2015	2016
Polio	5	5
Trauma	2	1
SpinaBifida	6	5
Arthrogrypose	1	0
Nerveskade etter operasjon	1	0
Hemiplegi	2	0
Slag	1	1
Paraplegi/Tetraplegi	2	0
Andre lidelser i ryggspylen	0	1
Lammelse	0	2
Juvenilosteokontrose	0	0
Betennelse i CNS	0	1
Karbon KAFO total	28	26
Alle KAFO utlevert	61	45

Tabell B.1: Statistikk over KAFO brukere ved TOV

Som ni kan se fra denne listen er vår datasystem ikke god på at ta ut statistikk. Jeg kan se at vi har levert 26 karbon KAFO i 2015, men jeg få kun en diagnose for 20 av disse."