

Lathursan Swarnarasa

Utvikling av en dynamisk kne-ankel- fot ortose

Masteroppgave i Produktutvikling og produksjon

Veileder: Knut Einar Aasland

Juni 2019

Lathursan Swarnarasa

Utvikling av en dynamisk kne-ankel-fot ortose

Masteroppgave i Produktutvikling og produksjon
Veileder: Knut Einar Aasland
Juni 2019

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Fakultet for ingeniørvitenskap
Institutt for maskinteknikk og produksjon

Forord

Denne masteroppgaven er gjennomført våren 2019 ved Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, ved institutt for maskinteknikk og produksjon. Masteroppgaven er skrevet i samarbeid med Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV), og er en videreføring av prosjektoppgaven “Utvikling av en dynamisk kne-ankel-fot ortose” som ble gjennomført i emnet TMM4560: Produktutvikling og materialer, fordypningsprosjekt.

Først og fremst vil jeg takke min veileder, Knut Einar Aasland, for god rådgivning og føring gjennom denne masteroppgaven. Jeg ønsker også å takke Tobias Goihl, Kjartan Moe og Thore Stensberg ved TOV som har vært hjelpelige og kommet med tilbakemeldinger underveis i prosjektet.

Lathursan Swarnarasa
Trondheim, 11.06.19

Abstract

Orthoses are used to relieve or support limbs exposed to reduced muscle strength or partial paralysis. There is potential for developing new aids in this field, and Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV) in collaboration with NTNU has considered the possibilities for developing new aids. TOV is a company that produces orthopedic aids that aims to develop a modular dynamic knee-ankle-foot orthosis (KAFO) at a lower price point. The overall goal is to provide the users a reasonable offer and ultimately an easier everyday life.

The advantage of a dynamic KAFO, compared to alternative KAFOs, is that it should give the user a natural gait pattern by controlling the movement of the knee joint during walking. In this Master's thesis, the possibilities for developing a modular dynamic KAFO have been investigated. The development has been based on the product development model presented by Karl T.Ulrich and Steven D.Eppinger. Through this, a selection of concepts from previous work done in collaboration with TOV has been considered, and through a selection process, a concept has been chosen for further development. The concept is based on a hydraulic system, and functional prototype has been developed and tested.

The functional prototype has been evaluated for functionality and design in collaboration with TOV. The results of the test and assessment seem promising, but the concept needs to be developed further to be able to produce a finished product. It has therefore been provided a description of how the project may be continued.

Sammendrag

Ortoser benyttes den dag i dag for å avlaste eller støtte bevegelsesorganer ved redusert muskelstyrke eller delvise lammelser. Det er potensiale for å utvikle nye hjelpemidler på området, og Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV) i samarbeid med NTNU har sett på mulighetene for dette. TOV som produserer ortopediske hjelpemidler har et ønske om å utvikle en modulbasert dynamisk kne-ankel-fot ortose (KAFO) til en lavere pris. Målet er å gi brukerne et gunstigere tilbud og ikke minst en enklere hverdag.

Fordelen ved en dynamisk KAFO, sammenlignet med alternative KAFOer, er at den skal gi brukeren et naturlig gangmønster ved å kontrollere bevegelsen av kneleddet under gange. I denne masteroppgaven har mulighetene for å utvikle en modulbasert dynamisk KAFO blitt undersøkt, og utviklingen har basert seg på produktutviklingsmodellen presentert av Karl T.Ulrich og Steven D.Eppinger. Gjennom dette har et utvalg av konsepter fra tidligere arbeid gjort i samarbeid med TOV blitt vurdert, og gjennom en seleksjonsprosess har et konsept blitt valgt for videreutvikling. Konseptet er basert på et hydraulisk system, og funksjonell prototype har blitt utviklet og testet.

Den funksjonelle prototypen har blitt vurdert for funksjonalitet og design i samarbeid med TOV. Resultatene fra testen og vurderingen virker lovende, men konseptet må utvikles ytterligere for å kunne fremstille et ferdig produkt. Det har derfor blitt utredet hvordan prosjektet kan videreføres.

Innholdsfortegnelse

1	Introduksjon	1
1.1	Problemstilling	2
1.2	Leserveiledning	2
2	Bakgrunn	3
2.1	Kne-ankel-fot ortose	3
2.2	Prosjektoppgaven	4
2.2.1	Vurdering av tidligere arbeid	5
2.2.2	Identifisere kundebehov	5
2.2.3	Etablere spesifikasjoner	6
2.2.4	Konseptutvikling	6
3	Teori	7
3.1	Ganganalyse	7
3.1.1	Normal gange	7
3.1.2	Gange i trapper	10
3.2	Hydraulikk	11
3.2.1	Generelt om hydraulikk	11
3.2.2	Komponenter	12
3.2.3	Dimensjonering av hydraulisk sylinder	14
4	Metode	17
4.1	Ulrich and Eppinger	17
4.1.1	Select Product Concept(s)	18
4.1.2	Test Product Concept(s)	18
4.1.3	Prototyping	20
5	Utvikling	23
5.1	Concept selection and generation	23
5.1.1	Videreutvikling av hydraulisk bremsesystem	25

5.1.2	Videreutvikling av konsept	28
5.2	Prototyping	35
5.2.1	Produksjon av KAFO	35
5.2.2	Test av hydraulisk system	43
6	Resultat	47
6.1	Test product concept	47
6.1.1	Ganganalyse	49
6.1.2	Funksjonalitet og design	51
6.1.3	Vurdering av prosjekt	54
7	Videre arbeid	57
7.1	Videreføring av konsept	57
7.1.1	Mekanisk system	57
7.1.2	Hydraulisk bremsesystem	57
7.1.3	Styresystem	58
7.2	Utvikling av andre konsepter	58
	Referanser	59
	Vedlegg	62
	A	63

Figurer

2.1	Illustrasjon av C-brace.	4
3.1	Illustrasjon av	8
3.2	Moment i ulike ledd under vanlig gange.	9
3.3	Vinkel i ulike ledd under vanlig gange.	9
3.4	Parametere ved vanlig gange for kvinner [15].	9
3.5	Parametere ved vanlig gange for menn [15].	9
3.6	Momenter og vinkler i kneledd ved trappegange.	10
3.7	Illustrasjon av hydraulisk sylinder [6].	12
3.8	Illustrasjon av <i>tie-rod</i> konstruksjon [4].	13
3.9	Skruekonstruksjon med skruefeste på innsiden av sylinderrør [4].	13
3.10	Skruekonstruksjon med skruefeste i rørvegg [4].	13
3.11	Illustrasjon av sveist konstruksjon [4].	13
3.12	Illustrasjon ulike innfestninger med tilhørende faktorer[4].	16
4.1	Produktutviklingsmodellen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger [14].	18
4.2	Konseptutviklingsfasen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger [14].	18
4.3	Illustrasjon av ulike dimensjoner av prototyper [14].	20
5.1	Konsept 4 utviklet i prosjektoppgaven A.	24
5.2	Konsept 5 utviklet i prosjektoppgaven A.	24
5.3	Konsept 4 og 5 uten fjæring/demper.	26
5.4	Konseptuell løsning til hydraulisk bremsmekanisme.	26
5.5	Krets av endelig løsning til hydraulisk bremsesystem.	27
5.6	Innfestning av hydraulisk system gammel C-brace [13].	28
5.7	Innfestning av hydraulisk system ny C-brace [8].	28
5.8	Alternativ 1: Innfestning mellom lår- og leggkomponent.	29
5.9	Alternativ 1: Innfestning mellom lår- og leggkomponent.	29
5.10	Alternativ 2: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.	30

5.11	Alternativ 2: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.	30
5.12	Alternativ 3: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.	31
5.13	Alternativ 3: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.	31
5.14	Kneledd fra FIOR & GENTZ avbildet til venstre og kneledd fra Ottobock avbildet til høyre.	32
5.15	Kneledd fra FIOR & GENTZ avbildet til venstre og kneledd fra Ottobock avbildet til høyre.	32
5.16	Dekomponering av krefter.	33
5.17	Innskanning av høyrebenet hos TOV.	36
5.18	Innskannet modell av ben.	36
5.19	Innskannet modell av ben.	36
5.20	Innskannet modell av ben med modifikasjoner.	37
5.21	Innskannet modell av ben med modifikasjoner.	37
5.22	Skummodell sett forfra.	38
5.23	Skummodell sett fra siden.	38
5.24	Skummodellen sett bakfra.	38
5.25	Lårkomponent på baksiden og leggkomponent på framsiden.	39
5.26	Lårkomponent på framsiden og leggkomponenten på baksiden.	39
5.27	lårkomponenten på baksiden og leggkomponenten på baksiden.	39
5.28	Opptegning av design på skummodell.	39
5.29	Plate av polypropylen.	40
5.30	Trekking av plastplate på skummodell.	40
5.31	Ferdigstilt skinne i plast.	41
5.32	Komponenter i funksjonell prototype.	43
5.33	Hydraulisk bremsesystem.	44
6.1	Prototype sett forfra.	48
6.2	Prototype sett forfra på testperson.	48
6.3	Prototype sett bakfra.	48
6.4	Prototype sett bakfra på testperson.	48
6.5	Prototype sett fra siden.	49
6.6	Prototype sett fra siden på testperson.	49
6.7	Ben med KAFO ved begynnelsen av standfasen.	50
6.8	Ben uten KAFO ved begynnelsen av standfasen.	50
6.9	Ben med KAFO ved begynnelsen av svingfasen.	50
6.10	Ben uten KAFO ved begynnelsen av svingfasen.	50
6.11	Potensiell løsning sett fra siden.	55
6.12	Potensiell løsning sett forfra.	55

7.1	Ankek-Fot ortose basert på magnetoreologiske brems [7].	59
-----	---	----

Kapittel 1

Introduksjon

I denne masteroppgaven har mulighetene for å utvikle en dynamisk kne-ankel-fot (KAFO) ortose blitt undersøkt. Oppgaven har blitt skrevet ved Institutt for maskinteknikk og produksjon, og er en videreføring av tidligere arbeid gjort i samarbeid med Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV). Det anbefales derfor å lese det tidligere arbeidet som har blitt gjort, hvilket blir utredet i avsnitt 2.2, for å få en helhetlig forståelse av arbeidet.

Høsten 2017 startet et samarbeid mellom Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet og TOV for å utvikle en dynamisk KAFO. En KAFO betegnes som en støtteskinne hvilket omfavner kne, ankel og fot, og har sin hensikt i å bedre eller gjenopprette tap i bevegelsesorganet. KAFOen assisterer brukeren gjennom å kontrollere bevegelsen av kne- og ankeleddet.

Det finnes svært få dynamisk KAFOer på markedet i dag, og blant de mest utviklede befinner C-brace seg fra protese- og ortoseprodusenten Ottobock. TOV har i dag kun en pasient som tar i bruk dette produktet, da produktet anses som stort, tungt og dyrt [1]. Av den grunn har TOV et ønske om å utvikle en dynamisk KAFO, nærmere bestemt en modulbasert dynamisk KAFO. Tanken bak dette er å tillate brukeren å ta av modulen når det ikke er behov. I dag tilvirkes ortosene ved TOV ved at selskapet støper skinnene ved verkstedet og kjøper inn de nødvendige komponentene¹. Det har derfor vært et ønske om å utvikle modulen med komponenter som kan kjøpes inn som hyllevarer.

Gjennom denne oppgaven har det blitt undersøkt muligheter for å fremstille en modulbasert dynamisk KAFO, og en funksjonell prototype har blitt utviklet. Nedenfor vil problemstillingen og den overordnede målsettingen for prosjektet bli presentert, etterfulgt av en lerveiledning som tar for seg struktureringen av rapporten.

¹Hentet fra avsnitt 1.1, vedlegg A

1.1 Problemstilling

Problemstillingen i denne masteroppgaven er som følgende:

Hvordan kontrollere bevegelsen av kneleddet ved belastning i en kne-ankel-fot ortose uten at ortosen får høy vekt eller tar stor plass, samtidig som den er billigere enn dagens løsning?

Den overordnede målsettingen for masteroppgaven har vært å utvikle en modulbasert dynamisk KAFO. Forutsetningen for utviklingen av modulen er at brukeren har et friskt ben og et med delvis lammelse eller nedsatt funksjonalitet i muskulatur.

1.2 Leserveiledning

Strukturen på denne masteroppgaven har tatt utgangspunkt i samme form som vitenskapelige rapporter. Ettersom at masteroppgaven har vært en produktutviklingsoppgave har det blitt gjort tilpasninger for å beskrive utviklingsprosessen. Nedenfor vil det bli gitt en beskrivelse av innholdet i de kommende kapitlene.

I kapittel 2 vil en beskrivelse av bakgrunnen for prosjektet og tidligere samarbeid med TOV bli presentert. Det vil også bli gitt en beskrivelse av prosjektoppgaven, da denne masteroppgaven har tatt utgangspunkt i denne. I kapittel 3 vil teorien som har vært relevant for oppgaven bli presentert, hvilket har vært ganganalyse og hydraulikk. Videre i kapittel 4 vil metoden for masteroppgaven bli presentert, som har vært produktutviklingsmetoden utviklet av Karl T.Ulrich og Steven D.Eppinger.

I kapittel 5 vil utviklingen av den dynamiske KAFOen bli beskrevet. Dette innebærer konseptutvikling, valg av konsept og prototyping av valgt konsept. Kapittel 6 vil gi en oversikt over resultatene som har blitt oppnådd i prosjektet, som er en vurdering av den utviklede løsningen og prosjektet. Rapporten avsluttes med en beskrivelse av videre arbeid dersom prosjektet skulle være aktuelt i fremtiden.

Kapittel 2

Bakgrunn

I dette kapitlet vil det bli gitt en kort beskrivelse av bakgrunnen for oppgaven gjennom en presentasjon av KAFOer og funksjonaliteten ved de ulike. TOV sitt mål og hensikt med masteroppgaven vil også bli presentert. Deretter vil en oppsummering av prosjektoppgaven bli beskrevet.

2.1 Kne-ankel-fot ortose

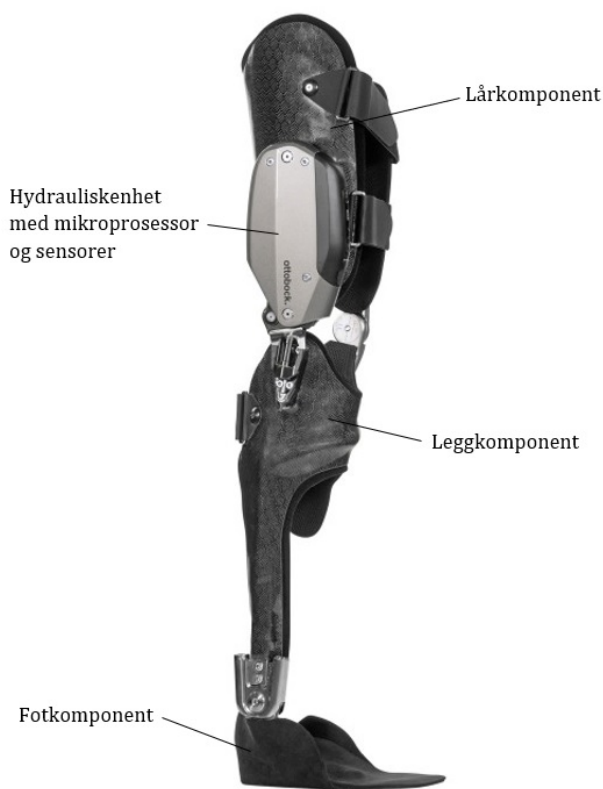
KAFOer brukes ofte i dag av pasienter som er utsatt for delvis lammelse eller redusert muskelstyrke i benregionen. Denne har sitt formål å assistere brukeren ved å kontrollere bevegelsen i kneleddet og på denne måten unngår brukeren kollaps i kneleddet når benet belastes ved gange. Men med de fleste KAFOer som tilbys på markedet følger et unaturlig gangmønster. Nedenfor vil det bli gitt en beskrivelse av de ulike KAFOene som tilbys på markedet¹.

- Passiv KAFO: Forhindrer rotasjon av kneleddet gjennom hele gangsyklusen.
- Stance Control (SC) KAFO: Forhindrer rotasjon av kneleddet i deler av gangsyklusen og tillater rotasjon av kneleddet i deler av gangsyklusen.
- Dynamisk KAFO: Forhindrer rotasjon av kneleddet etter behov i gangsyklusen.

Ved forhindring av rotasjon i kneleddet gjennom når benet belastes, er det svært vanskelig å oppnå et naturlig gangmønster ved vanlig gange eller i trapper. Dette hender ved bruk av en passiv- eller SCKAFO, men unngås ved bruk av en dynamisk KAFO og brukeren vil oppnå et naturlig gangmønster. Se gjerne figurene som er presentert i avsnitt 3.2.1 i vedlegg A for bedre forståelse av de ulike type KAFOene.

¹Hentet fra avsnitt 3.2.1, vedlegg A

C-brace er den mest utviklede dynamiske KAFOen, vist i figur 2.1, som tilbys av protese- og ortoseprodusenten Ottobock². Prisen, vekten og størrelsen på denne er svært ugunstig. TOV har et ønske om å utvikle en tilsvarende dynamisk KAFO, men som tar hensyn til disse faktorene. I den sammenheng ble det opprettet et samarbeid mellom TOV og NTNU for å se på mulighetene for å utvikle en dynamisk KAFO. En nærmere beskrivelse av TOV sine ønsker og hensikt med prosjektet er gitt i avsnitt 1.1 i vedlegg A. I det neste delkapittelet vil en beskrivelse av arbeidet i samarbeidet mellom NTNU og TOV bli presentert.



Figur 2.1: Illustrasjon av C-brace².

2.2 Prosjektoppgaven

Høsten 2017 ble det dannet et samarbeid mellom NTNU og TOV for utvikling av en dynamisk KAFO. I den sammenheng fikk en gruppe på tre studenter i emnet *TMM4560: Produktutvikling og materialer, fordypingsprosjekt* i oppgave om å se nærmere på dette. Gjennom dette prosjektet ble det konkludert at det var potensial for utvikling, og arbeidet ble videreført av

²Hentet fra avsnitt 1.1, vedlegg A

to av studentene til masteroppgaven *Utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamisk kne-ankel-fot ortoser* våren 2018. Prosjektet med TOV ble ikke fullført og høsten 2018 var det fortsatt interesse fra TOV sin side for å fortsette med prosjektet. I emnet *TMM4560* ble det skrevet en prosjektoppgave hvor prosjektet fortsatte, hvor målet var å videreføre arbeidet fra den tidligere prosjekt- og masteroppgaven. Prosjektoppgaven har vært utgangspunktet for denne masteroppgaven og nedenfor vil det bli gjort en innføring i hva som ble oppnådd gjennom arbeidet.

2.2.1 Vurdering av tidligere arbeid

Prosjektoppgaven bestod av fire deler, hvor den første hadde fokus på å kartlegge hva som har blitt gjort i den tidligere prosjekt- og masteroppgaven, og vurdere dette. Studentgruppen som gjennomførte prosjektet hadde gjort en grundig bruker- og teknologianalyse, og ut ifra dette utviklet konsepter. De kom fram til en konseptuell løsning som måtte videreutvikles, men høsten 2018 da prosjektet skulle fortsettes kom det fram den konseptuelle løsningen ikke tilfredsstilte behovene og forventningene hos TOV. Med det i bakgrunn ble det klart at det var et behov for å identifisere kundebehovene og forventningene på nytt for å forsikre om at en ny løsning nådde opp til TOV sine forventninger.

2.2.2 Identifisere kundebehov

For å identifisere kundebehovene ble det gjort en utdypning på de ulike KAFOene som tilbys på markedet og gjennom det funnet ut av hva som skiller KAFOene fra hverandre. En analyse av C-brace ble også gjennomført da TOV ønsker å utvikle en lignende KAFO. Videre ble det gjennomført intervjuer med ortopediingeniører ved TOV for å få fram deres ønsker i en ny dynamisk KAFO. Det kom fram at det var ønskelig med en modulbasert løsning som befant seg i nærheten av omdreiningsaksen til kneet, og dekket benet minst mulig hos brukeren. Hensikten med en modulbasert løsning vil gjøre det enklere å implementere løsningen i KAFOen og brukeren vil ha muligheten for å ta av modulen når det ikke er behov.

Gjennom denne prosessen ble det funnet ut av viktige kundebehov for en ny dynamisk KAFO, som er presentert i tabell 3.1 i avsnitt 3.2.2 i vedlegg A. Prosessen førte også til at den nye løsningen som skulle implementeres i en KAFO, skulle kun assistere brukeren gjennom gangen og ikke utføre bevegelsen for vedkommende. Forutsetning her er at brukeren har tilstrekkelig med styrke i hoftemuskulaturen for å bevege benet som tilstrekkelig nok for å utøve gange. Assisteringen skjer gjennom å kontrollere rotasjonen av kneleddet når benet belastes. Mekanismen måtte være trinnløs, da det ikke var ønskelig å forhindre rotasjon av kneleddet i enkelte posisjoner.

2.2.3 Etablere spesifikasjoner

I det tidligere arbeidet hadde det blitt etablert kravspesifikasjoner for en ny dynamisk KAFO, og med denne i bakgrunn og ny informasjon, ble spesifikasjonene for en ny KAFO utledet. C-brace sine spesifikasjoner har også blitt brukt som veiledende. Hensikten med spesifikasjonene var at de skulle være veiledende for konseptutviklingen, og spesifikasjonene som ble utledet er presentert i tabell 2.1³.

Nr.	Mål	Verdi	Enhet
1.	Maksimal brukervekt	125	kg
2.	Maksimal vekt på KAFO	3.5	kg
3.	Størrelse på KAFO	< C-brace	
4.	Brukstid	20	timer
5.	Pris	< 150 000	kr
6.	Tid for å ta av og på KAFO	Ca. samme tid som for vanlig KAFO	
7.	Temperatur for bruksområde	-15 - 40	°C
8.	Støy	Komfortabel nok til å brukes i offentlige rom	

Tabell 2.1: Oversikt over spesifikasjoner for dynamisk KAFO³.

2.2.4 Konseptutvikling

Konseptutviklingsfasen begynte med å bryte problemstillingen i mindre deler. Dette var blant annet hvor mye ekstern kraft som må tilføres for å assistere brukeren og hvilke rotasjonsvinkler løsningen må tillatte kneet. Dette ble både gjort for vanlig gange og gange i trapper, noe som skulle medføre en optimal og målrettet konseptutviklingsfase. Med denne informasjonen ble det gjort en analyse over eksisterende teknologier på markedet som muligens kunne implementeres, som i hovedsak var proteser, bremsere og støtdempere. Gjennom denne analysen ble fem konsepter utviklet som måtte videreutvikles, og prosjektoppgaven ble avsluttet ved dette stadiet. Denne masteroppgaven har dermed tatt utgangspunktet fra der prosjektoppgaven ble avsluttet.

³Hentet fra avsnitt 3.3.2, vedlegg A.

Kapittel 3

Teori

I dette kapittelet vil grunnleggende teori om ganganalyse og hydraulikk bli presentert. Ganganalysen har blitt utredet tidligere i prosjektoppgaven, og gjennom denne masteroppgaven har ytterligere informasjon som har vært relevant blitt lagt til. Deretter vil en innføring i hydraulikk bli gitt, som har vært relevant for konseptet som har blitt utviklet gjennom denne masteroppgaven.

3.1 Ganganalyse

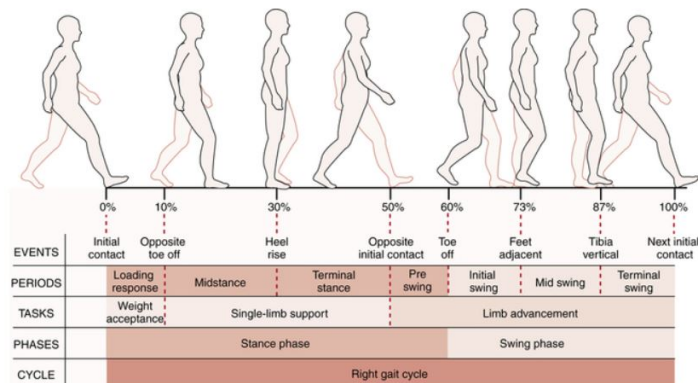
Utviklingen av den dynamiske KAFOen har hatt sin hensikt i å gi brukerne et naturlig gangmønster og det har derfor vært et sentralt tema i denne oppgaven å bli kjent med gangsyklusen hos mennesker. Nedenfor vil normal gange og gange i trapper bli presentert, som har vært de mest relevante gangtypene for denne brukergruppen. Dette har blitt utredet grundigere i den tidligere prosjekt-og masteroppgave, og har blitt nevnt her i korte trekk for forståelsen av oppgaven.

3.1.1 Normal gange

Normal gange betegnes som gangmønsteret ved gange på flatt underlag, og er det mest vanlige gangmønsteret vi bruker i hverdagen. ”*En gangsyklus regnes som tidsintervallet i det den ene foten kommer i kontakt med underlaget til den samme foten kommer i kontakt med underlaget igjen*”¹. Gangsyklusen ved vanlig gange er delt i to faser, standfasen hvor benet er i kontakt med underlaget og svingfasen hvor benet ikke er i kontakt med underlaget. Figur 3.1 viser en illustrasjon av de ulike posisjonene av benet gjennom gangsyklusen.

Det er under standfasen brukere av KAFOer har behov for assistanse da benet belastes under

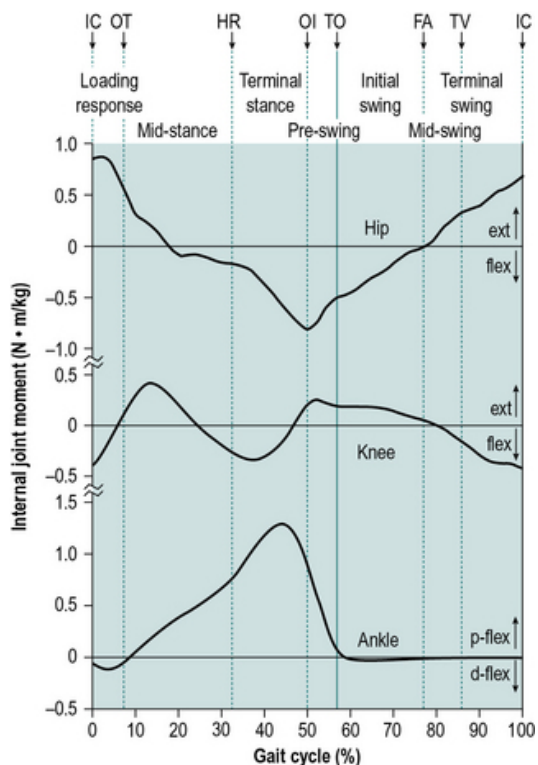
¹Hentet fra avsnitt 3.2.1, vedlegg A.

Figur 3.1: Illustrasjon av gangsyklusen hos mennesker¹.

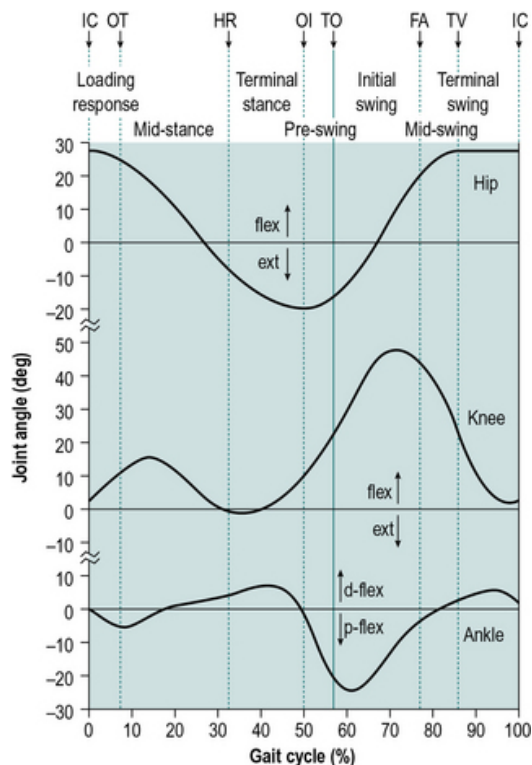
denne fasen. Som tidligere nevnt har brukere av KAFOer utfordringer med å generere nok muskelkraft for å forhindre kollaps av kneleddet, og det har derfor blitt sett på hvor mye moment som genereres av kneleddet under vanlig gange. Figur 3.2 viser en oversikt over hvilke momenter som oppnås i ankel-, kne-, og hofteldd ved vanlig gange i Nm/kg. For oppgavens del har momentet i kneleddet blitt brukt veiledende for utviklingen av modulen. Videre i figur 3.3 ser man en oversikt over vinkler i ankel-, kne- og hofteldd under vanlig gange. Vinklene har også blitt brukt veiledende for utviklingen av modulen.

En annen del av ganganalysen som har vært relevant for utviklingen av modulen har vært varigheten av en gangsyklus for å finne ut hvor raskt systemet må handle. En gangsyklus vil variere med blant annet alder, høyde, kjønn og skader [15]. [15] har utarbeidet en oversikt over varigheten av gangsyklusen ved normal gange for kvinner og menn. Figur 3.4 og figur 3.5 viser en oversikt over syklustiden for begge kjønn i ulike aldre. Denne har også blitt veiledende for utviklingen av modulen, selv om brukere av KAFOer muligens vil ha et annerledes mønster.

¹Hentet fra avsnitt 3.4.1, vedlegg A



Figur 3.2: Moment i ulike ledd under vanlig gange².



Figur 3.3: Vinkel i ulike ledd under vanlig gange².

Age (years)	Cadence (steps/min)	Cycle time (s)	Stride length (m)	Speed (m/s)
13–14	103–150	0.80–1.17	0.99–1.55	0.90–1.62
15–17	100–144	0.83–1.20	1.03–1.57	0.92–1.64
18–49	98–138	0.87–1.22	1.06–1.58	0.94–1.66
50–64	97–137	0.88–1.24	1.04–1.56	0.91–1.63
65–80	96–136	0.88–1.25	0.94–1.46	0.80–1.52

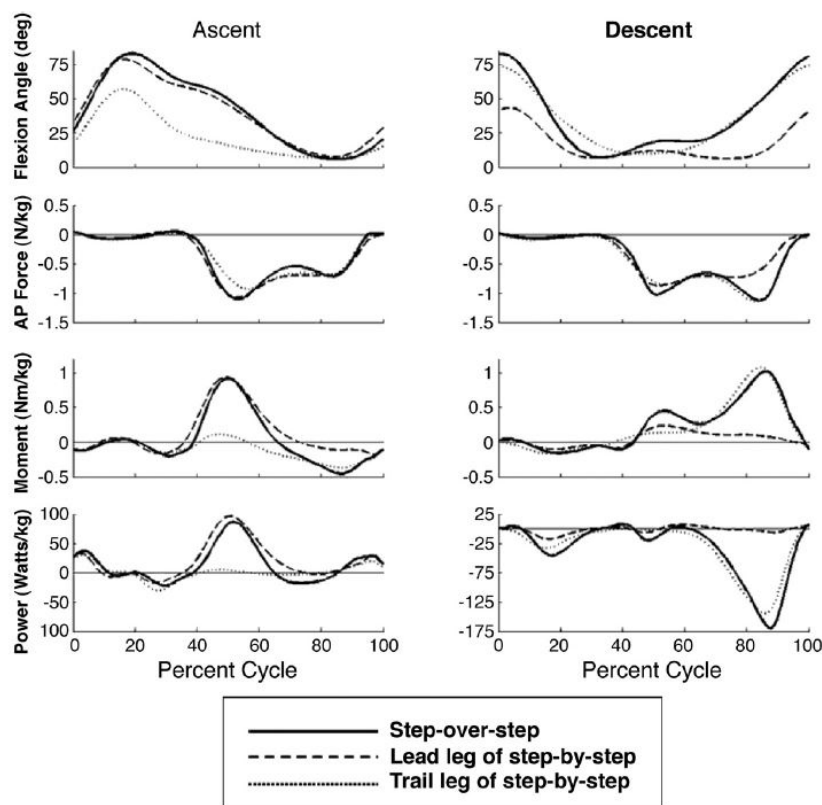
Figur 3.4: Parametere ved vanlig gange for kvinner [15].

Age (years)	Cadence (steps/min)	Cycle time (s)	Stride length (m)	Speed (m/s)
13–14	100–149	0.81–1.20	1.06–1.64	0.95–1.67
15–17	96–142	0.85–1.25	1.15–1.75	1.03–1.75
18–49	91–135	0.89–1.32	1.25–1.85	1.10–1.82
50–64	82–126	0.95–1.46	1.22–1.82	0.96–1.68
65–80	81–125	0.96–1.48	1.11–1.71	0.81–1.61

Figur 3.5: Parametere ved vanlig gange for menn [15].

3.1.2 Gange i trapper

Gange i trapper har vært en stor utfordring for brukere av KAFOer, spesielt det å få til et normalt gangmønster i trapper. Gange i trapper kan utføres på to ulike måter, enten steg-over-steg eller steg-for-steg som vist i figur 3.10 avsnitt 3.4.1 i vedlegg A. Brukere av KAFOer vil ha et steg-for-steg mønster da, og det ledende benet vil variere i trappegange oppover og nedover. I følge TOV vil brukere av KAFOer ved trappegange oppover bruke det friske benet som det ledende benet for at vedkommende skal kunne komme seg til neste trappetrinn. Ved trappegange nedover vil det utsatte benet være det ledende benet slik at vedkommende kan kontrollere steget ved hjelp av det friske benet. TOV har innsett at det vil være altfor krevende at modulen skal utføre et steg-over-steg mønster i trappegange oppover. Men det stilles forventninger til at modulen skal klare å gi brukeren et steg-over-steg mønster i trappegange nedover. I likhet med normal gange har momenter og vinkler i kneledd vært av interesse og disse er vist i figur 3.6. Det har vært vanskelig å finne god informasjon på hvor lang tid en syklus i trapper tar, da det varierer veldig fra person til person.



Figur 3.6: Momenter og vinkler i kneledd ved trappegange².

3.2 Hydraulikk

I denne masteroppgaven har hydraulikk vært et sentralt tema da mekanismen til konseptet er basert på dette, og vil derfor bli presentert nedenfor. Videre vil komponentene som har vært relevante for den funksjonelle prototypen som har blitt utviklet i prosjektet bli beskrevet. En del av hensikten med kapittelet er for å vise at det vil være mulig å lage et kompakt hydraulisk system med tanke på størrelsen på komponentene som har blitt brukt under utviklingen av prototypen.

3.2.1 Generelt om hydraulikk

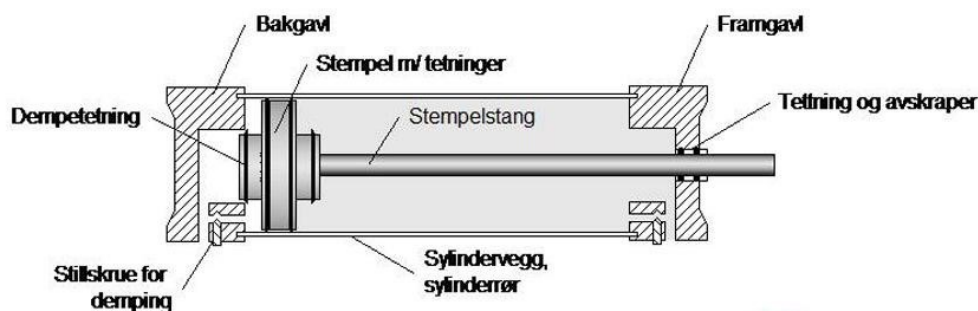
Problemstillingen i denne oppgaven har vært i hovedsak å se på en modulbasert løsning for å kontrollere rotasjon i kneleddet i en KAFO. For å kontrollere denne rotasjonen har analysen av gangmønsteret hos mennesker vært relevant, og ovenfor ble det gitt en beskrivelse av både belastning og rotasjon i kneleddet under vanlig gange og trappe gange. Gjennom denne analysen ble det funnet ut at kneleddet utsettes for svært store belastninger, i tillegg til at vi ønsker et system som kan tåle belastning ved ulike vinkler i kneleddet. På bakgrunn av dette har ulike metoder for kraftoverføring blitt vurdert med tanke på kraft, størrelse, hastighet, ressursbruk og mulighet for regulering.

Kraftoverføring kan oppnås gjennom ulike måter som elektrisk, mekanisk, pneumatisk og hydraulisk. Blant disse metodene har hydraulikk vært aktuelt med tanke på faktorene som er nevnt ovenfor. Hydrauliske systemer benytter seg av væske for kraftoverføring, og har sin fordel ved å være kompakte samtidig som at kraftutbytte er svært høyt som gjør det ideelt for bruk i en KAFO. Systemene kan reguleres med svært høy presisjon hvilket skyldes bruk av inkompressible medier [4]. Likevel er det noen begrensninger og faktorer som må tas hensyn til for å utvikle et fungerende system. For bruk av et hydraulisk system uten en pumpe som står for væskeoverføringen, er det viktig å få til væskeoverføringen med minst mulig strømningsmotstand da brukerne av KAFOer må få til bevegelsene så lett som mulig. Strømningsmotstanden det siktes til vil være strømningstap i rør, røroverganger og komponenter, og ikke minst høyde relatert. Andre faktorer som må tas hensyn til er trykkstøt da det hydrauliske systemet vil bli utsatt for trykk belastning i en KAFO. Beregninger rundt dette har ikke blitt gjort under utviklingen da det ikke har vært mulighet for å lage et hydraulisk system tilegnet konseptet som har blitt utviklet, men dette vil være viktige punkter som må tas hensyn til ved dimensjonering av et hydraulisk system.

3.2.2 Komponenter

Hydrauliske anlegg består ofte av mange komponenter med ulike funksjonaliteter ettersom bruksbehov. Pumper og tanker er ofte brukt for væskeforflytning og lagring, men i konseptet som vil bli presentert i kapittel 5.1, vil det komme fram hvorfor dette ikke har vært relevant. Nedenfor vil det bli gitt en innføring i hydrauliske sylindere og ventiler, hvilket som har vært sentrale komponenter under dette prosjektet.

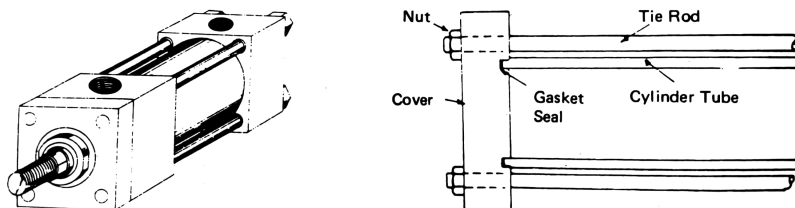
Hydraulisk sylinder



Figur 3.7: Illustrasjon av hydraulisk sylinder [6].

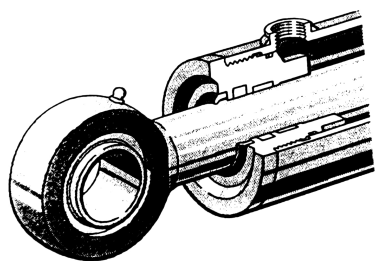
Hydrauliske sylindere er blant de viktigste komponentene i et hydraulisk system, da de utfører kraftoverføring gjennom lineær bevegelse og betegnes som en lineær aktuator. Sylinderen endrer sin lengde ved å forflytte stempelet på innsiden ved hjelp av væsketrykk, som igjen overfører bevegelsen til stempelstaket. Se figur 3.7 for oversikt over ulike komponentene i en hydraulisk sylinder. Sylindere kategoriseres på ulike grunnlag, blant annet virkemåte og oppbygging. Virkemåten skilles mellom enkeltvirkende- og dobbeltvirkendesylindere, hvor enkeltvirkende aktiveres kun ved væskestrømning på stempel side og dobbeltvirkende aktiveres ved væskestrømning på stempel- eller stempelstangside. Enkeltvirkende sylindere er derfor avhengig av ytre påvirkninger eller en returfjær for å sammentrekkes, mens dobbeltvirkende sammentrekkes ved væskestrømning på stempelstangside. Oppbygningen av sylindere skilles ofte i tre kategorier, hvor det hovedsakelig er innfestningene av endestykkene som skiller dem. Kategoriene er som følgende [4]:

- *Tie-rod*: Brukes i små og mellomstore applikasjoner, og har en enkel konstruksjon som gjør den til en rimelig løsning. Det som kjennetegner denne type konstruksjoner er at endestykkene er festet til sylinderen ved hjelp av strekkstag og bolter. Figur 3.8 viser en illustrasjon av denne type konstruksjon.
- *Screwed-on ends*: Som navnet sier er endestykkene skrudd på sylinderrøret. Dette kan enten være i form av at endestykkene er skrudd inn på innsiden av sylinderrøret eller

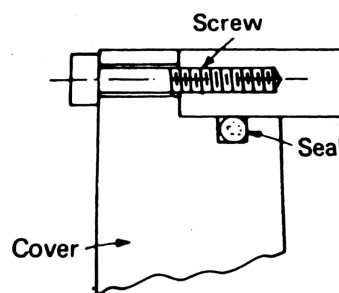


Figur 3.8: Illustrasjon av *tie-rod* konstruksjon [4].

at endestykkene skrues inn i veggen på sylinderrøret som krever et tykt sylinderrør for å feste skruene. Figur 3.9 og 3.10 viser en illustrasjon av to ulike «Screwed-om ends».

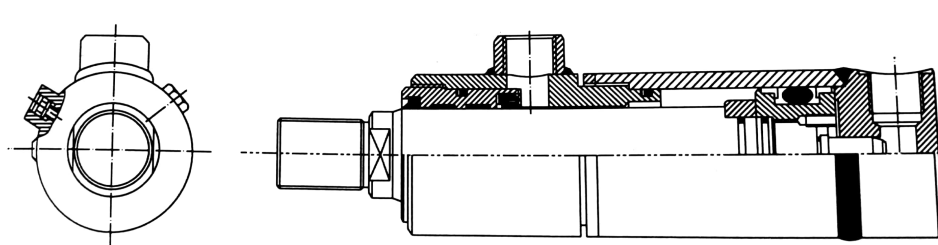


Figur 3.9: Skrukonstruksjon med skruefeste på innsiden av sylinderrør [4].



Figur 3.10: Skrukonstruksjon med skruefeste i rørvegg [4].

- *Welded constructions*: Brukes i store applikasjoner, og er billigere produsere. Endestykkene er sveist sammen til sylinderrøret, noe som gjør denne type sylindere vanskelig å vedlikeholde. Figur 3.11 viser en illustrasjon av en sveist konstruksjon.



Figur 3.11: Illustrasjon av sveist konstruksjon [4].

Ventil

For å kunne regulere væskestrømningen i hydrauliske systemer benyttes ventiler som enten aktueres manuelt, elektronisk eller pilot-operert. Det finnes mange ulike ventiler på markedet, men kategoriseres ofte under følgende kategorier [3]:

- Trykkreguleringsventiler: Har sitt formål i å begrense trykket i hydrauliske systemer, og denne typen ventiler blir ofte brukt som sikkerhetsventiler for å avlaste systemet for å unngå overbelastning. Pilot-operert er vanlig i trykkventiler, hvor ventilen enten åpner eller lukker væskestrømmen når et forhåndsinnstilt trykk nås.
- Mengdereguleringsventiler: Har sitt formål i kontrollere mengden av væskestrømning gjennom et hydraulisk system. Denne type ventiler har også mulighet for å regulere hastigheten på væskestrømningen [3].
- Manøvreringsventiler: Har sitt formål i å manøvrere væskestrømmen i ønsket retning, enten ved å snu, stanse eller starte væskestrømmen.

Disse tre kategoriene har også underkategorier, og kombineres gjerne i hydrauliske kretser som vil bli presentert nærmere i kapittel 5.

3.2.3 Dimensjonering av hydraulisk sylinder

De fleste standardsylindere som produseres i dag for hydraulikk er dessverre for store i forhold til formålet vårt. Det er ønskelig å bruke en kompakt løsning i en KAFO med tanke på plass og vekt. Nedenfor vil en utredning av teori for å dimensjonere en hydraulisk sylinder bli presentert, som vil gi et overblikk over hva som er mulig å oppnå i et ideelt system for en KAFO etterhvert. Hovedkomponenten i det hydrauliske systemet som skal brukes i KAFOen vil være en hydraulisk sylinder og dimensjonene på denne er avgjørende for størrelsen for modulen som skal utvikles. Fokuset har derfor kun vært på denne komponenten. [4] som er en omfattende bok om hydraulikk har blitt brukt som veiledende for konsistens, men har likevel blitt sammenlignet opp mot andre kilder [5][9].

Sylinderrør

Dimensjonering av sylinderrøret er avgjørende for belastningen, en hydraulisk sylinder kan utsettes for. Viktige faktorer som må tas hensyn til er veggtykkelse og materialvalg. Det finnes ulike måter å regne dette på da det skilles mellom tynnvegget og tykkvegget sylinderrør, hvor tynnvegget defineres som et forhold større enn 16:1 mellom diameter og veggtykkelse på sylinderrør. Formlene for begge tilfeller er utledet i formel 3.1 og 3.2, som vil være en del av vurderingen av konseptet i kapittel 6. Materialvalg for sylinderrøret gjøres på bakgrunn

av bruksområde, og for bruk av dette i en KAFO er det ønskelig med både styrke og lav vekt.

Tynnvegget:

$$\sigma = \frac{Pd}{2h} \quad (3.1)$$

Tykkvegget:

$$\sigma = \frac{d^2 - 2h + 2h^2}{h(d - h)} \times P \quad (3.2)$$

$d =$ indre diameter av sylinderrør

$h =$ veggtykkelse av sylinderrør

$P =$ indre trykk

$\sigma =$ spenning

Stempelstang

For å kunne beregne knekk lengde på stempelstang er det viktig å gjøre seg kjent med måten sylindere skal festes. Opplagringen av sylindere avgjør hvilken faktor som skal brukes når knekk lengden skal beregnes. [4] anbefaler maksimalt er forhold på 10:1 mellom lengden og diameteren på stempelstangen. Skulle lengden på stempelstangen overstige dette vil det være fare for knekk under kompresjonsbelastning. Illustrasjon 3.12 viser ulike måter for innfestning og tilhørende faktorer. Nedenfor er formel for beregning av spenning og spenning ved knekk i stempelstang oppført.

Generell formel:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3.3)$$

Fast innspent stempelstang:

$$\sigma = \frac{\pi E d^2}{4L^2} \quad (3.4)$$

Fast opplagret stempelstang:

$$\sigma = \frac{\pi E d^2}{8L^2} \quad (3.5)$$

Fritt opplagret stempelstang:

$$\sigma = \frac{\pi E d^2}{64L^2} \quad (3.6)$$

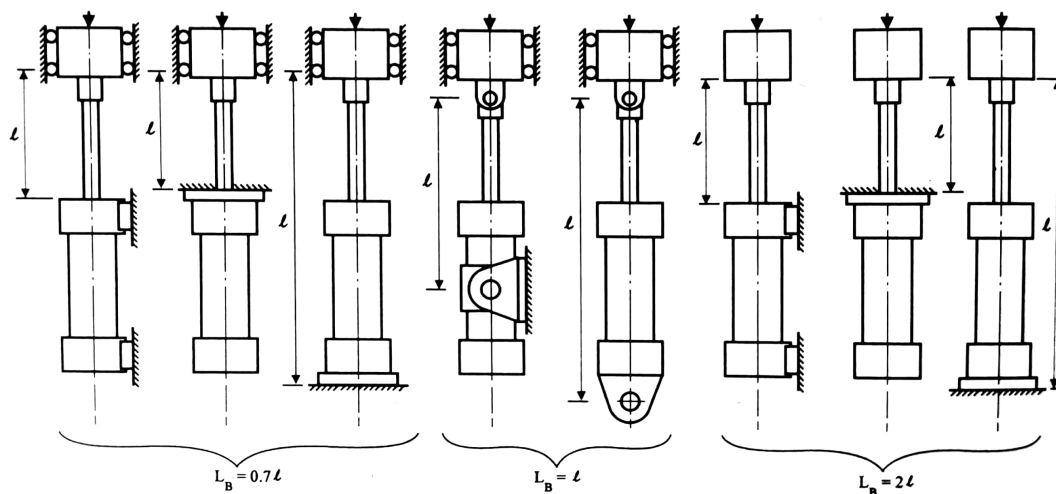
$F = \text{kraft}$

$A = \text{areal av stempelstang}$

$E = \text{elastisitetsmodul}$

$d = \text{diameter av stempelstang}$

$\sigma = \text{spenning}$



Figur 3.12: Illustrasjon ulike innfestninger med tilhørende faktorer[4].

Kapittel 4

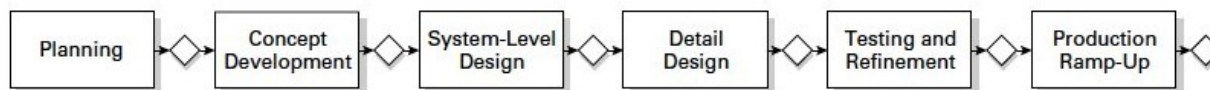
Metode

I dette kapitlet vil metoden som har blitt brukt for utviklingen av den dynamiske KAFO bli presentert. Metoden ble brukt i prosjektoppgaven og har blitt brukt videre i masteroppgaven da den har gitt god føring og struktur. Andre metoder som *set-based* utvikling har blitt vurdert for å utforske et større løsningsrom, men har ikke blitt valgt på bakgrunn av tid og ressurser da arbeidet gjennomføres av en person.

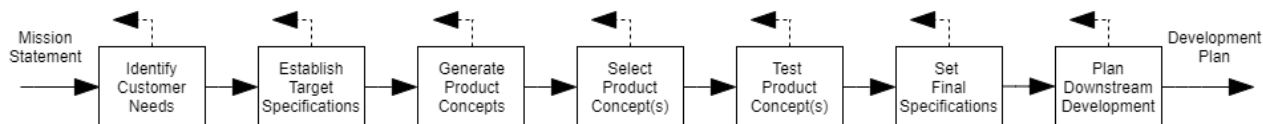
4.1 Ulrich and Eppinger

Produktutviklingsmodellen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger er ofte brukt i undervisningssammenheng¹. Denne modellen presenterer produktutviklingsprosessen på et overordnet nivå med hovedfokus på konseptutvikling. Figur 4.1 viser en illustrasjon av modellen på det overordnede nivået, mens figur 4.2 viser de ulike fasene innenfor konseptutviklingen som har vært mest relevant for utviklingen av den dynamiske KAFOen. Dette beskrives som en interaktiv prosess hvor man går fram og tilbake for å nærme seg det mest optimale resultatet. I prosjektoppgaven ble fasene *identify customer needs*, *establish target specification* og *generate product concepts* gjennomgått. Denne masteroppgaven har tatt utgangspunkt i dette og fasene som har vært relevante er *select product concept(s)* og *test product concept(s)*. Terminologien brukt av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger har blitt beholdt og metoden har blitt fulgt til den graden det har vært fornuftig. Nedenfor vil de ulike fasene bli presentert.

¹Hentet fra avsnitt 2.2 Vedlegg A



Figur 4.1: Produktutviklingsmodellen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger [14].



Figur 4.2: Konseptutviklingsfasen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger [14].

4.1.1 Select Product Concept(s)

Select product concept(s) er fasen i utviklingen hvor et eller flere konsepter velges for videre utvikling, og henger sammen med arbeidet gjort i de tidligere fasene *identify customer needs* og *generate product concepts*. Hovedmålet er velge ut et eller flere konsepter som har blitt utviklet og evaluere hvorvidt løsningen(e) innfrir til kundebehovene som har blitt identifisert. For dette har forfatterne listet opp en rekke måter dette kan utføres på og noen av de er som følgende [14]:

- Ekstern vurdering: Kundegruppen velger ut et eller flere konsept.
- Intuisjon: Et eller flere konsept blir valgt ut ifra intuisjon, altså en subjektiv vurdering.
- Fordeler og ulemper: Fordeler og ulemper ved hvert enkelt konsept blir vurdert.
- Lag prototyper og test: Lage en prototype og tester ut hvert enkelt konsept for å finne ut av hvilke som passer best basert på test data.

En eller flere av de oppførte måtene har blitt brukt for å gjøre en vurdering av et eller flere konsepter som skal utvikles videre.

4.1.2 Test Product Concept(s)

Denne fasen av utviklingen er nært relatert til den forrige fasen hvor det skulle velges ut et eller flere konsepter. Målet i denne fasen er å få en tilbakemelding fra kundegruppen angående konseptet eller konseptene som ble valgt ut for videre utvikling. For dette har en metode med følgende steg blitt utviklet av forfatterne:

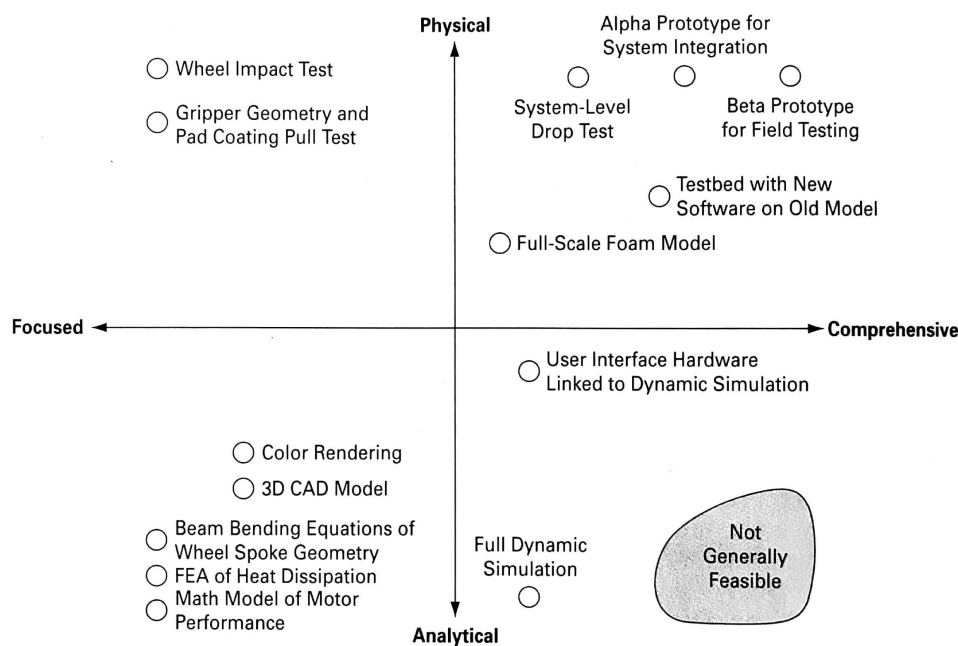
1. *Define the Purpose of the Concept Test*: I dette steget vil man definere hva som er hensikten med testen. Målet er blant annet å finne ut av om konseptet kan bli forbedret og om utviklingen av konseptet skal fortsette.
2. *Choose a Survey Population*: For å forsikre seg om at produktet som blir utviklet treffer riktig kundesegment, er det viktig å finne ut av hvem man ønsker å få tilbakemelding fra. I dette steget det derfor bli kartlagt hvilken kundegruppe man ønsker å få tilbakemelding fra.
3. *Choose a Survey Format*: For å kunne behandle dataen fra tilbakemeldingene fra kundegruppen må det velges ut et format undersøkelsen skal bli utført på. Forfatterne har listet opp blant annet intervjuer, telefonsamtaler, e-mail og internett.
4. *Communicate the Concept*: Det neste steget handler om å formidle konseptet til brukerne, og dette kan gjøres gjennom skisser, simuleringer eller funksjonelle prototyper.
5. *Measure Customer Response*: Når man har formidlet konseptene til kundene er det viktig å notere responsen deres. Her er det kan man også spørre kundene om noe kan forbedres.
6. *Interpret the Results*: I dette steget ønsker man å bearbeide informasjonen som har blitt innhentet i de foregående stegene, og sammenligne resultater hvis det skulle være flere konsepter.
7. *Reflect on the Results and the Process*: Reflektere over prosessen for å forsikre om at nødvendig informasjon er innhentet med tanke på formålet med testen.

For oppgavens del har steg nr. 2 og 3 blitt satt i mindre fokus, da kundegruppen har vært brukere av KAFOer og TOV. I denne masteroppgaven har fokuset ligget på steg nr. 4, det å formidle konseptet. Den mest egnede måten for å vite om konseptet når til forventningene hos kundegruppen vil være gjennom å lage funksjonelle prototyper. På denne måten vil det være lettere å formidle konseptet og få tilbakemeldinger fra kundegruppen. Dette har også blitt satt fokus på av Karl T. Ulrich og Steven D.Eppinger, og nedenfor vil det derfor bli utdypet mer om dette.

4.1.3 Prototyping

En prototype kan bli definert som en tilnærming av et produkt, hvor en eller flere dimensjoner av interesse blir utforsket, og prosessen for utvikling av prototyper blir kalt *prototyping* [14]. Prototyper blir laget for ulike formål, og forfatterne påpeker læring, kommunikasjon, integrasjon og milepæler som de viktigste faktorene. Læring for å finne ut om produktet vil fungere og om den tilfredsstillende kundebehovene, kommunikasjon for å kommunisere med interessentene slik at alle vet hvordan produktet vil se ut og føles, integrasjon for å finne ut av komponentene i produktet fungerer med hverandre, og milepæler for å måle fremgangen i prosjektet. Fordelen gjennom å prototype er at man kan utforske løsninger/konsepter og på den måten redusere risikoen for høye kostnader.

Prototyper kategoriseres gjerne i to dimensjoner, hvor den første dimensjonen er fysiske og analytiske, og den andre er omfattende og fokuserte. Fysiske prototyper er gjerne håndfaste og har sin fordel i at momenter som ikke har blitt tenkt på tidligere kan bli avdekket. Analytiske prototyper er mindre håndfaste f.eks som CAD modeller eller dataanalyser, og har sin fordel i å være fleksibel ved at endringer kan implementeres enklere. En omfattende prototype vil være en tilnærming av produktet i full skala, funksjonell og ha de fleste funksjonene. En fokusert prototype vil kun rette seg mot en funksjon ved produktet. Figur 4.3 viser en illustrasjon av det begge dimensjonene, med tilhørende eksempler [14].



Figur 4.3: Illustrasjon av ulike dimensjoner av prototyper [14].

For å gi føring og struktur ved utvikling av en prototype har forfatterne også utviklet en modell bestående av de fire følgende stegene:

1. *Define the Purpose of the Prototype*: I det første steget vil man definere formålet med prototypen.
2. *Establish the Level of Approximation of the Prototypes*: Her skal det bestemmes hvorvidt prototypen skal ligne det ferdige produktet. Det skal også redegjøres for hvilke komponenter som skal brukes og hvilke som skal ignoreres.
3. *Outline an Experimental Plan*: I dette steget fastsettes hva som skal utføres av utvikling og testing.
4. *Create a Schedule for Procurement, Construction and Testing*: Til slutt settes det av tidspunkt for når komponentene kan bli satt sammen, når prototypen kan bli testet, sette av tidspunkt for når testingen skal være ferdig.

Kapittel 5

Utvikling

I dette kapitlet vil konseptene som ble utviklet i prosjektoppgaven vurdert i forhold til TOV sine ønsker og hva som er gjennomførbart med tanke på tid og ressurser. Gjennom denne vurderingen har et konsept blitt valgt for videreutvikling. Deretter vil en prototypingen av konseptet bli presentert. Dette innebærer planlegging og produksjon av den funksjonelle prototypen.

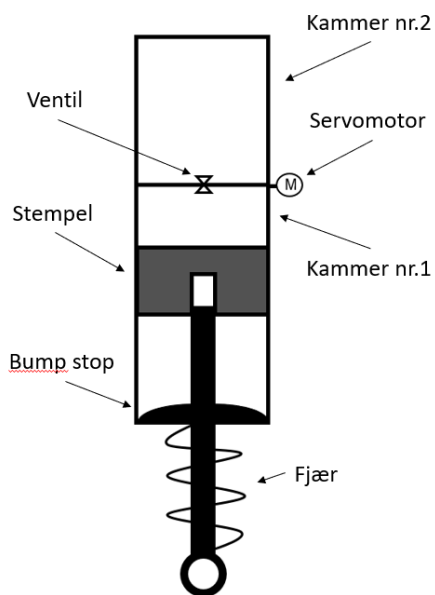
5.1 Concept selection and generation

I dette delkapitlet vil de fem konseptene som ble utviklet gjennom prosjektoppgaven bli vurdert mot hverandre for å kunne velge ut et konsept som skulle videre utvikles. Se vedlegg A for mer informasjon om konseptene. Årsaken til at det kun ble valgt ut et konsept som skal videreutvikles, var at det vil være vanskelig å teste ut flere konsepter for å finne ut av hvilke som presterer best, grunnet ressurser og tid. Siden et konsept har blitt valgt ut, er det vanskelig å si hva som vil fungere, og tanken har vært å prototype for å finne ut av begrensningene ved konseptet. Noe som også har ligget i grunn for dette er at hvis det skulle vise seg at konseptet ikke er egnet for bruk i en dynamisk KAFO, er det mulighet for å teste de andre konseptene hvis tiden skulle tillate.

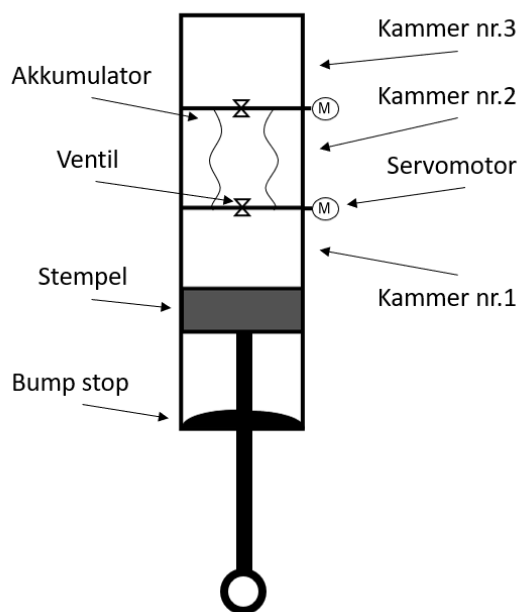
Vurderingskriteriene som har blitt brukt for å velge ut et konsept er basert på innholdet i delkapitlet *identify customer needs* fra prosjektoppgaven. Her kom det fram at TOV ønsker å se på en modulbasert løsning, hvilket har utelukket konsept 1 og 2 fra prosjektoppgaven da disse krever at eksisterende ledd må byttes ut med hensyn på vekt og størrelse. Det som betegnes som ledd i denne oppgaven er forbindelsen mellom lår- og leggkomponenten i KAFOen. Årsaken til at TOV ønsker å benytte eksisterende ledd er at det er lettere å implementere i eksisterende KAFOer. Andre hensikter med en modulbasert løsning er at pasienten kan ta av modulen når det ikke er behov, for andre hverdagslige gjøremål. Ved å ha

en avtagbar løsning vil man kunne redusere vekten til KAFOen slik at brukeren anstrenger seg mindre når det ikke er behov for modulen. TOV produserer store deler av KAFOen idag og mangler kun en modul som gir varierende støtte til brukeren. Tanken har vært å plassere en modul på en passiv KAFO. I etterkant av prosjektoppgaven har TOV vært klare på at det er en modulbasert løsning de helst foretrekker og derfor har andre løsninger blitt sett bort ifra.

Konseptene som gjenstod da var konsept 3, 4 og 5. Disse tre konseptene fungerer prinsipielt på lik måte ved at de festes mellom lår-og leggbenet, for derav å forhindre rotasjon av kneleddet ved aktivering. Av disse konseptene skiller konsept 3 seg mest ut, da dette er en magnetoreologisk(MR) demper. MR dempere blir betegnet som aktive støtdempere da de kan justeres etter behov svært rask¹. Det som er uvisst med dette systemet har vært tiden det vil ta for å utvikle et fungerende system, da det kreves at det utvikles en hel enhet for å teste funksjonaliteten. Derfor har dette konseptet blitt utelukket i denne omgang fra konseptet som skal videreutvikles.



Figur 5.1: Konsept 4 utviklet i prosjektoppgaven A.



Figur 5.2: Konsept 5 utviklet i prosjektoppgaven A.

¹Hentet fra avsnitt 3.4.2 i Vedlegg A

Konsept 4 og 5 er basert på et hydraulisk system, hvilket som også brukes i proteser og C-leg[12]. Dette har gjort at et konsept basert på hydraulikk til mindre usikkert, da det er kjent at et hydraulisk system kan anvendes til formålet vårt. Et hydraulisk system vil være lite ressurskrevende da systemet assisterer brukeren gjennom regulering av væskestrøm som ikke krever en pumpe ut ifra konsept 4 og 5. Det som skiller konseptene fra hverandre er fjærmekanismen, hvor konsept 4 har en fjærmekanisme basert på fjærer mens i konsept 5 er fjærmekanisme basert på en akkumulator. Tanken med fjærmekanismene var å tilføre fjæring til det hydrauliske systemet når systemet var låst inn i ønskede posisjoner. Men i ettertid har det vist seg at det ikke er behov for denne mekanismen da TOV har vært klarere på at kun er en bremsemekanisme de ser etter og ikke en låsemekanisme. Gjennom litteraturanalysen som ble gjort tidligere viste det seg at bremsemekanismen kunne oppnås ved å regulere væskestrømmen. Informasjon om hydraulikk var lett tilgjengelig noe som også indikerte på at det ville være mulig å prototype en slik mekanisme innenfor den gitte tidsrammen. Andre faktorer som kostnader for utvikling av et hydraulisk bremsesystem virket også rimeligere sammenlignet med konseptene ovenfor. Valget falt derfor på å videreutvikle et hydraulisk bremsesystem, hvilket vil bli presentert i det neste delkapittelet.

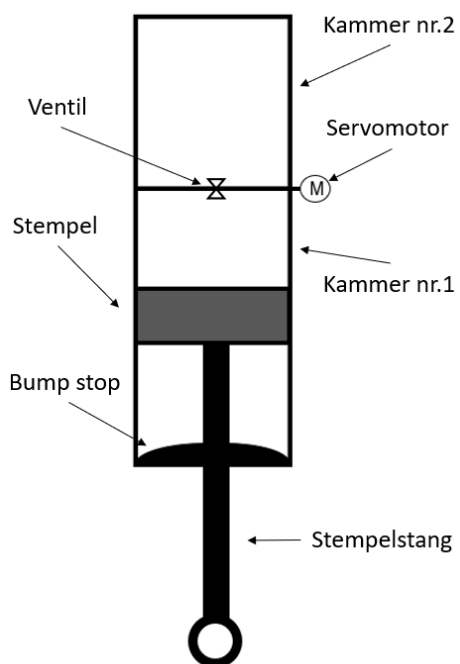
5.1.1 Videreutvikling av hydraulisk bremsesystem

Gjennom vurderingen ovenfor ble det valgt å videreutvikle et hydraulisk bremsesystem, da dette virket mest lovende. Videreutvikling av det hydrauliske bremsesystemet har tatt utgangspunkt i konsept 4 og 5 som ble utviklet gjennom prosjektoppgaven, og vil bli presentert nedenfor. Først vil videreutviklingen av kretsen presentert, for deretter ventilene som skal tilføre bremsemekanismen i en KAFO.

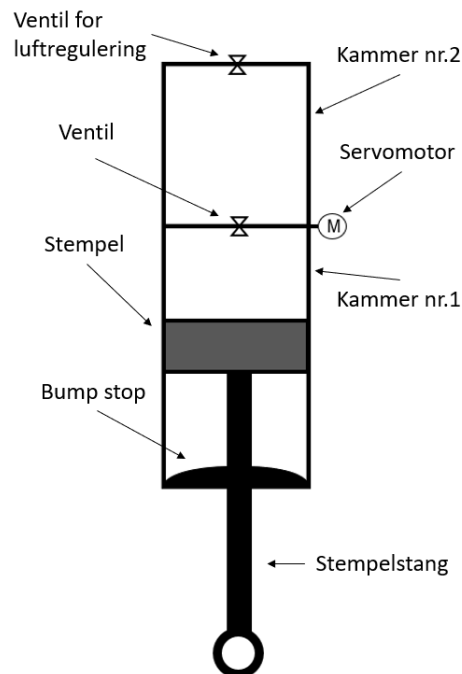
Krets

I det forrige delkapittel kom det fram at det ikke var behov for en dempemekanisme slik konsept 4 og 5 fra prosjektoppgaven hadde, men heller en bremsemekanisme. Ved å fjerne dempemekanismene fra konsept 4 og 5, blir disse identiske og kretsen vil ligne illustrasjonen i figur 5.3.

Men dette alene og implementering av riktige ventiler var ikke tilstrekkelig. I et lukket system vil tomrom være fylt med luft, og i tilfellet på figur 5.3, vil kammer nr.2 være fylt med luft. Luft er et kompressibelt fluid og vil derfor gi motstand i det sylindere komprimeres, hvilket gjør det vanskelig å oppnå vinklene kneleddet skal oppnå gjennom gangsyklusen. Det har derfor vært behov for å se på alternative løsninger.



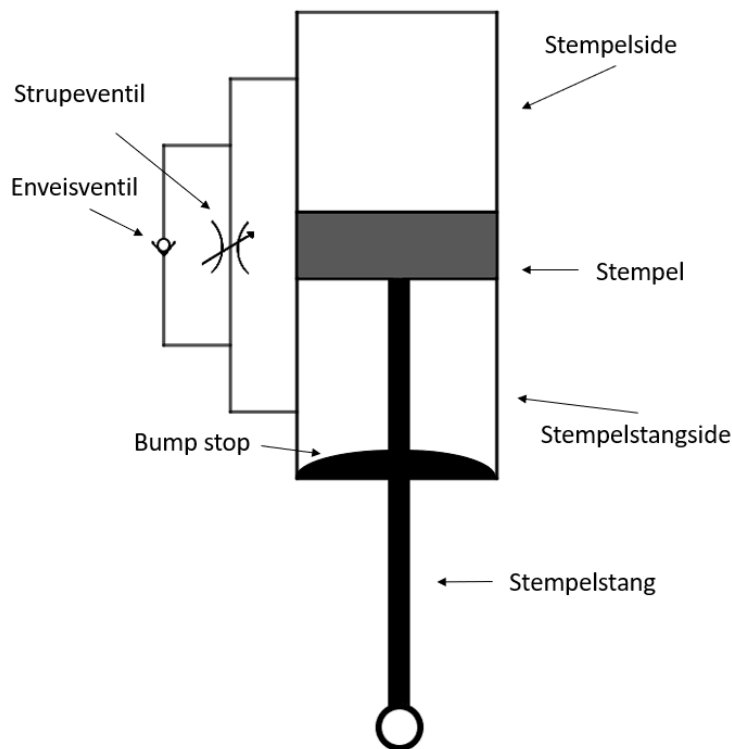
Figur 5.3: Konsept 4 og 5 uten fjæring/demper.



Figur 5.4: Konseptuell løsning til hydraulisk bremsemekanisme.

En mulig løsning for denne problematikken var å lukke og åpne systemet ved hjelp av en ventil etter behov slik at luften kan reguleres inn ut og av systemet. Dette vil innebar en modifikasjon ved å sette enda en ventil i kobling med kammer nr. 2, slik som på figur 5.4. Når sylinderen utvides vil ventilen være åpen og i det systemet skal belastes vil denne lukkes. Når sylinderen sammentrekkes vil ventilen være åpen igjen slik at luften som befinner seg i systemet kan forflytte seg ut av systemet. Ulempen ved dette er at systemet er at væsken som befinner seg i systemet har mulighet for å lekke gjennom ventilen som er plassert i kobling med kammer nr.2.

En annen måte å løse dette på var ved å endre kretsen til væske strømmen når sylinderen komprimeres. Figur 5.5 viser en mulig løsning, ved å flytte væskestrømmen mellom stempelside og stempelstangside. Ventilene er koblet mellom disse sidene for å oppnå bremsefunksjonen. En utfordring ved dette er at sylinderen har volumforskjell på stempel side og stempelstangside, da stempelstangen omfavner noe av volumet. Kretsen kan dermed ikke fylles helt med væske, og hvordan luft vil oppføre seg var uvisst og måtte undersøkes ytterligere. Fordelen ved dette systemet er at det vil bli mer kompakt da væsken flyttes mellom stempelside og stempelstangside. Resultatet falt på å implementere sistnevnte løsning i funksjonsmodellen.



Figur 5.5: Krets av endelig løsning til hydraulisk bremsesystem.

Ventiler

Ventilen som i utgangspunktet skulle forhindre væskestrømmen helt, en kuleventil, måtte endres til en som regulerte væskestrømmen for å kunne oppnå bremsemekanismen. Gjennom litteraturanalysen ovenfor ble det kjent at dette var mulig ved hjelp av en mengdereguleringsventil, nærmere bestemt en strupeventil. Denne vil sørge for å regulere væskestrømmen i riktig hastighet slik at bremsefunksjonen oppnås når benet belastes og når kneet flekteres i starten av svingfasen. Men når kneet skal ekstenderes er denne bremsefunksjonen ikke ønskelig da benet må ekstendere kjapt og uten motstand. For å løse dette har en enveisventil blitt koblet i parallell slik at væsken strømmer gjennom denne, slik at brukeren ikke opplever motstand når benet ekstenderes. Kretsen er illustrert i figur 5.5.

5.1.2 Videreutvikling av konsept

Ovenfor ble det gjort en utredning over hvordan det hydrauliske bremsesystemet skal fungere. Konseptene som ble utviklet gjennom prosjektoppgaven tok utgangspunkt i at den hydrauliske sylinderen skulle plasseres mellom lår- og leggbenet for å kontrollere rotasjonen av kneleddet. I etter tid ble det gjort tanker om det ville være en utfordring å kunne plassere den hydrauliske sylinderen direkte mellom lår- og leggbenet grunnet mulige vridninger hos bruker. Skulle brukeren vri benet vil sylinderen bli utsatt for skjevbelastning som vil føre til ødeleggelse. Skinnene som produseres av TOV i dag er ganske stive med relativt lite rom for vridning mellom lår- og leggkomponenten. Det som har vært mulig har vært å endre plasseringen av den hydrauliske sylinderen slik at det ikke har et opplagringspunkt mellom lår- og leggkomponenten. På denne måten vil det være noen risikofaktorer utelukket og gjøre modulen mer robust. Nedenfor vil videreutviklingen av det modulbaserte konseptet presenteres.

Innfestning av modul



Figur 5.6: Innfestning av hydraulisk system gammel C-brace [13].

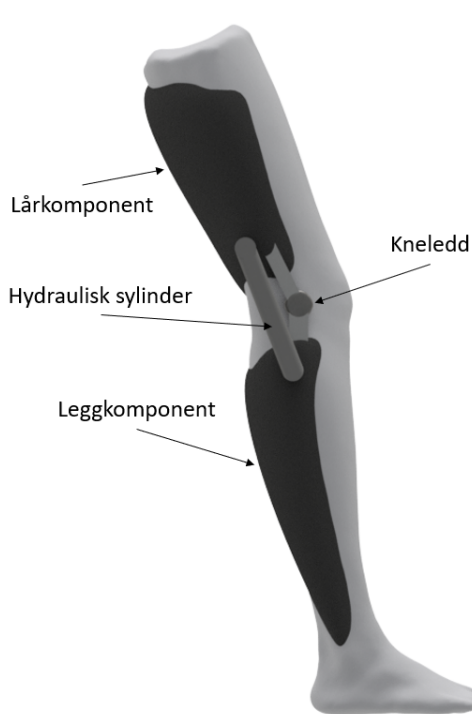


Figur 5.7: Innfestning av hydraulisk system ny C-brace [8].

For inspirasjon av innfestning av modulen har både den gamle og den nye C-brace blitt sett på. Figur 5.6 viser innfestningen av det hydrauliske systemet på den gamle C-bracen,

og om det nøyaktig er det hydrauliske systemet som står for forbindelsen mellom lår- og leggkomponenten på KAFOen vanskelig å tyde ut ifra bildene. Figur 5.7 viser innfestningen av den nye C-bracen, og som ovenfor er det vanskelig å si om det er det hydrauliske systemet som står for forbindelsen mellom lår- og leggkomponenten. Skulle det være det hydrauliske systemet som står for forbindelsen har Ottobock vært sikre på at det ikke oppstår vridninger mellom lår- og leggkomponenten. Det har dessverre ikke vært mulig å kunne se på dette nærmere da det ikke har vært mulig å demontere og undersøke en C-brace pga. tilgjengelighet og kostnader dersom det skulle gå noe galt ved demonteringen. Det ble derfor sett videre på andre mulige løsninger. Gjennom konseptfasen kom det fram tre mulige måter for å feste modulen, og de er som følgende:

- Alternativ 1 - Innfestning mellom lår-og leggkomponent: Denne mulige løsningen vil ha få komponenter og vil dermed være mulig å lage kompakt og omfavne et lite område av benet. Men som nevnt ovenfor kan denne løsningen ha utfordringen hvis det skulle oppstå vridninger i KAFOen. Alternativ 1 er presentert i figur 5.8 og 5.9.

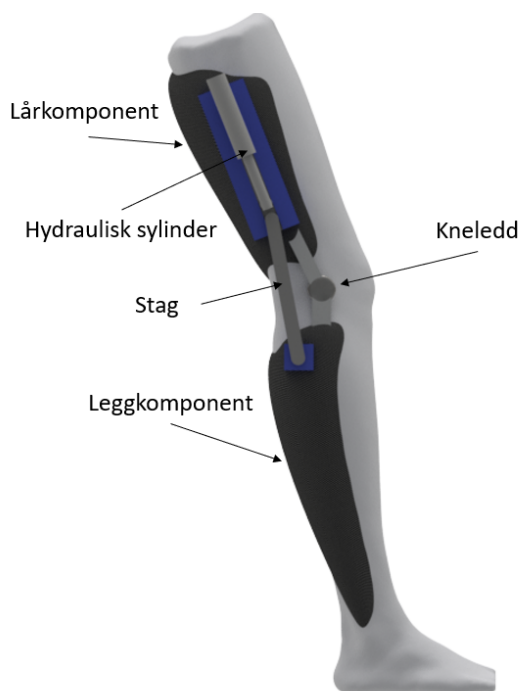


Figur 5.8: Alternativ 1: Innfestning mellom lår- og leggkomponent.



Figur 5.9: Alternativ 1: Innfestning mellom lår- og leggkomponent.

- Alternativ 2 - Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent: Et stag som er i plan med lårbenet og leggbenet utgjør forbindelsen for å unngå vridninger på den hydrauliske sylindere. Alternativ 2 er presentert i figur 5.10 og 5.11.



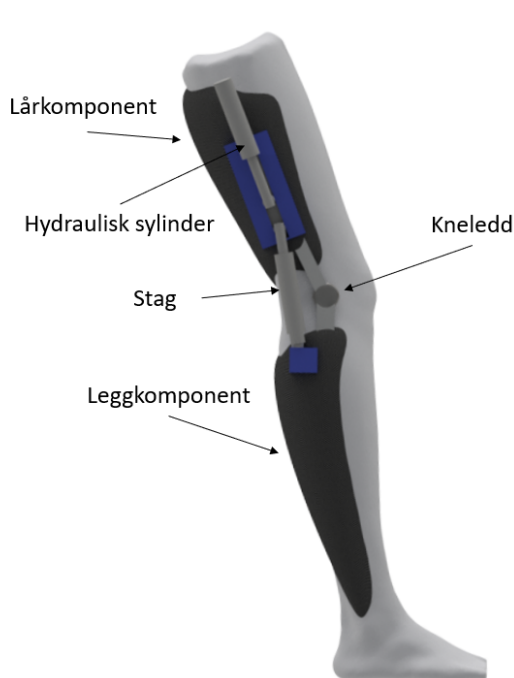
Figur 5.10: Alternativ 2: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.



Figur 5.11: Alternativ 2: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.

- Alternativ 3 - Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent: Sylindren er festet på en tettsittende flate på låret, som er koblet videre til et stag som utgjør forbindelsen mellom lår- og leggbenet. For å få til en skråforbindelse mellom staget og glidelageret brukes det universall ledd og vinkelledd. Alternativ 3 er presentert i figur 5.12 og 5.13.

Etter å ha vurdert de tre alternativene nevnt ovenfor har valget falt for alternativ 3. Årsaken bak dette er at konseptet vil først og fremst være robust hvis skinnen skulle bli utsatt for vridninger og utelukker utfordringene som kan oppstå ved alternativ 1. Alternativ nummer to og tre er svært like, men alternativ 3 vil være tettere opp mot benet og på den måten oppfattes mindre.



Figur 5.12: Alternativ 3: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.



Figur 5.13: Alternativ 3: Innfestning på lårkomponent med forbindelse til leggkomponent.

Valg av kne- og ankelledd til KAFO

En KAFO består gjerne av to ledd, et plassert ved omdreiningpunktet til kneet og et ved ankelen. I denne oppgaven har kneleddet vært mest i fokus og ankelleddet vært i mindre fokus da det ikke påvirker utviklingen av modulen som skal kontrollere bevegelsen i kneleddet. Det finnes mange aktører som produserer kneledd til KAFOer, blant disse Ottobock og FIOR & Gentz som TOV benytter seg av, med ulike funksjonaliteter. Man kan enkelt si at det er kneleddets funksjonaliteter som avgjør om en KAFO klassifiserer seg som en passiv-, SC- eller dynamisk. TOV ønsker at KAFOen som utvikles i dette prosjektet kan brukes uten modulen, altså bruke KAFOen som en passiv KAFO når modulen ikke er innfestet. Dette har midlertidig falt vekk når prototypen skal utvikles, da fokuset har vært å utvikle en modul. Det har derfor kun vært kostnadmessig ideelt å bruke et ledd som kun trenger å rotere utenom å ha annen funksjonalitet. Hvis prosjektet skal fortsettes vil det være mer aktuelt å se på et kneledd som kan brukes i en passiv KAFO.

Ovenfor ble innfestningen av modulen presentert, og valg av kneledd har vært gjort med tanke på dette. Alternativ 3 som ble presentert ovenfor har et stag som utgjør forbindelsen

mellom lår- og leggkomponenten av skinnen, og denne er plassert parallelt med kneleddet. For å unngå en kollisjon mellom komponentene, har valget av kneleddet blitt gjort på bakgrunn av dette. Det finnes mange forskjellige kneledd på markedet og for å få et innblikk i utforming og størrelse, ble en gammel KAFO tildelt av TOV for konseptutviklingen. Denne KAFOen hadde et kneledd produsert av FIOR & GENTZ, og var noe i den større varianten. Sammen med en tekniker ved TOV ble det undersøkt om det fantes kneledd i den mindre varianten, og det ble enighet om å bruke et ledd produsert av Ottobock. Kneleddet som ble valgt for bruk i prototypen i dette prosjektet er avbildet i figur 5.14 og 5.15, og er betydelig mindre enn leddet på den gamle KAFOen tildelt av TOV. Det ble anbefalt å bruke et ledd på hver side av kneet for at skinnen skulle være stødigere.



Figur 5.14: Kneledd fra FIOR & GENTZ avbildet til venstre og kneledd fra Ottobock avbildet til høyre.



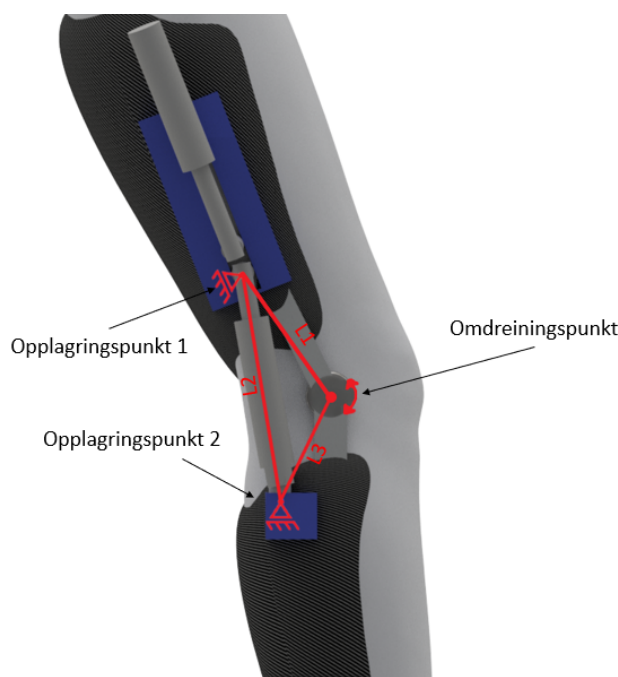
Figur 5.15: Kneledd fra FIOR & GENTZ avbildet til venstre og kneledd fra Ottobock avbildet til høyre.

Beregninger

I teori kapitlet ble krefter som oppstår i kneleddet presentert, og dette har vært grunnlaget for beregningen av påkjenningene. Modulen vil bli utsatt for. Ovenfor i delen om innfestning av modulen ble det valgt å gå videre med alternativ 3 og nedenfor vil det presenteres hvordan teorien har blitt brukt for å beregne påkjenningen på de ulike komponentene.

Alternativ 3 for innfestning har krevd dekomponering av kraftbildet for beregningens skyld, og figur 5.16 viser denne dekomponeringen. Veiledende har momentet som oppstår i kneleddet blitt brukt for å finne ut av kraften som oppstår i staget som står for forbindelsen

mellom lår- og leggkomponenten. En viktig faktor for hvor mye modulen blir belastet kommer av opplagringspunktet til staget i leggkomponenten, opplagringspunkt 2 på figur 5.16, som kommer av hvor langt punktet er plassert fra omdreiningssaksen til kneet. Belastningen på modulen vil mindre med lengre avstand fra omdreiningsspunktet til kneet da kraftarmen blir lengre. Dette betyr at nær plassering av opplagringspunktet vil utgjøre en større belastning på modulen. I dette konseptet er avstanden mellom opplagringspunkt 2 og kneleddet 72 mm. Denne kraften vil så bli dekomponert igjen for å finne ut av hvor mye belastning den hydrauliske sylinderen vil bli utsatt for, hvilket vil være i langs opplagringspunkt 1.



Figur 5.16: Dekomponering av krefter.

Men dette kraftbildet vil forandre seg til enhver tid som kommer av vinkelforandringen i kneleddet. Lengde L_1 i figur 5.16 vil variere med rotasjon av kneleddet, mens L_2 og L_3 vil være konstante lengder. Det har derfor blitt gjort beregninger for hvor mye denne kraften utgjør gjennom en gangsyklus for å finne ut av når belastningen er størst. For å finne nøyaktig hvor mye krefter som oppstår har beregningene blitt gjort med hensyn på moment og vinkelendring ved 5 % intervaller i gangsyklusen. Dette har blitt gjort for både vanlig gange og gange i trapper, og tabell 5.1 viser en oversikt over kreftene som oppstår i staget (F_1) og den hydrauliske sylinderen (F_2) for en bruker med kroppsvekt på 85 kg. Som tabellen viser er noen av kreftene negative som kommer av at kneet ekstenderes, noe som ikke vil være dimensjonerende for modulen. Det er kun kreftene som oppstår under fleksjon av kneet som har vært av interesse, da dette er kreftene som modulen vil bli utsatt for. Belast-

ningen for de øvrige komponentene har også blitt tatt utgangspunkt ut ifra disse resultatene.

% i syklus	Vanlig gange		Trappegange opp		Trappegange ned	
	F1 (N)	F2 (N)	F1 (N)	F2 (N)	F1 (N)	F2 (N)
0	-1730	-1640	-262	-240	61	52
5	-210	-198	-194	-170	81	69
10	1176	1097	-36	-31	-92	-80
15	1463	1359	48	40	-240	-218
20	813	760	-133	-110	-300	-279
25	-87	-82	-319	-271	-167	-157
30	-895	-849	-300	-264	-84	-78
35	-1389	-1318	-348	-313	-170	-160
40	-1254	-1190	-64	-58	-163	-153
45	-440	-417	344	317	598	561
50	772	725	361	338	980	917
55	688	630	113	105	990	928
60	519	459	-312	-292	824	792
65	385	327	-599	-562	632	596
70	275	230	-822	-773	558	527
75	172	145	-955	-899	558	527
80	44	38	-1338	-1261	552	521
85	-361	-323	-1523	-1437	443	416
90	-1123	-1050	-1258	-1186	273	251
95	-1630	-1544	-861	-806	52	46
100	-1857	-1760	-367	-341	42	36

Tabell 5.1: Oversikt over påkjenninger i stag og hydraulisk sylinder. F1 = Kraft i stag. F2 = Kraft i hydraulisk sylinder.

5.2 Prototyping

For å kunne vite om konseptet ovenfor fungerte ble det naturlig å utvikle en prototype. For dette har det vært flere prosesser som har måttet gjennomgås og i dette delkapittelet vil vi se nærmere på produksjonen av den første prototypen. Formålet bak utviklingen av denne prototypen kommer frem i tabell 5.2. Det har vært en iterativ prosess mellom endring av konsept og valg av komponenter med tanke på tilgjengelighet.

Navn på prototype	Prototype 1
Hensikt:	Finne ut om konseptbeskrivelsen kan realiseres og se om funksjonaliteten som er ønskelig å oppnå er mulig. Hensikten er blant annet for å formidle konseptet til TOV, da en fysisk modell vil være mer tiltroende.
Grad av tilnærming:	Funksjonell modell i full skala.
Plan for utførelse:	Bygge en funksjonell prototype. Teste om det hydrauliske bremsesystemet fungerer.
Tidsplan:	<ul style="list-style-type: none"> • Innen Februar: Utvikle og velge konsept som skal prototypes. • Innen Mars: Skanne fot og gjøre klar til produksjon av KAFO • Innen April: Få tak i komponenter og gjøre klar prototype til testing. • Innen 15.Mai: Få testet prototypen og få tilbakemelding fra TOV.

5.2.1 Produksjon av KAFO

For å kunne teste konseptet, ble alle parter enige om at det ville være gunstig å lage en KAFO for å teste konseptet. I denne prosessen har TOV vært en bidragsyter. Det var enighet om at det ville være vanskelig å samarbeide med en pasient da det vil være ugunstig å teste en løsning som er under utvikling med vedkommende. Det ble enighet om at for oppgavens del så ville det være gunstig at testpersonen av KAFOen var forfatteren av oppgaven, selvom vedkommende ikke hadde funksjonsnedsettelse. Nedenfor vil en beskrivelse av produksjonen av KAFOen bli gitt.

Måltaking

Den første delen av prosessen gikk ut på å ta et utvendig mål av benet til testpersonen. For dette ble det brukt en 3D-skanner. Hensikten med måltakingen var for å kunne lage en modell av benet til testpersonen og ut ifra dette kunne lage en skummodell i produksjonsprosessen av skinnen. Høyrebenet til testpersonen ble skannet.



Figur 5.17: Innskanning av høyrebenet hos TOV.



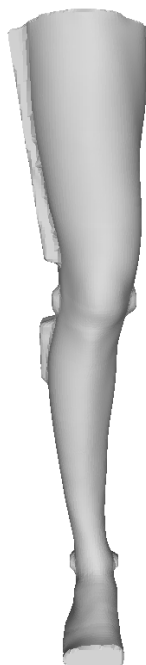
Figur 5.18: Innskannet modell av ben.



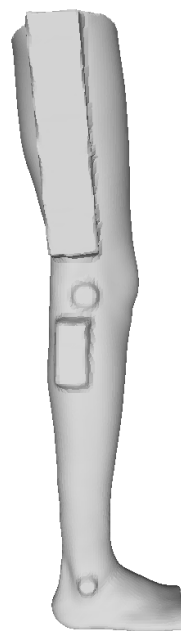
Figur 5.19: Innskannet modell av ben.

Planlegging av produksjon av KAFO til oppgaven

TOV har lang erfaring med produksjon av KAFOer, men i denne oppgaven skulle det utvikles en KAFO som er litt annerledes utenom det vanlige. Konseptet som ble utviklet ovenfor var utgangspunktet. I dette konseptet er flaten langs utsiden av låret en rett flate, og hensikten bak dette er at sylindren ikke kan skjevbelastes som sagt ovenfor. Dette måtte derfor modelleres inn i den originale modellen, i tillegg til festepunkt for staget på leggen. Årsaken til at dette ble lagt inn i før skummodellen ble frest ut var for å gjøre det enklere å jobbe med skummodellen etter hvert.



Figur 5.20: Innskannet modell av ben med modifikasjoner.



Figur 5.21: Innskannet modell av ben med modifikasjoner.

Produksjon av skinne

Nedenfor vil en beskrivelse av produksjonensprosessen av skinnen presenteres. Dette vil også innebære valg av design på skinnen. Skinnen ble produsert i samarbeid med en tekniker ved TOV.

- **Skummodell**

Skummodellene TOV bruker for å lage skinner til pasientene sine produseres utenfor bedriften hos eksterne bedrifter. Skummodellen er ofte produsert ved å frese ut benet til pasienten og er laget av polyurethane [10]. Denne prosessen ville utgjøre god del av produksjonskostnadene og andre muligheter som 3D-printing i plast ved NTNU ble vurdert for å holde kostnadene nede. Årsaken til at 3D-printing ikke ble benyttet var grunnet etterbehandlingen av modellen når det skulle trekkes plast over. En 3D-printet modell av benet i plast ville ikke være mulig å jobbe med grunnet temperaturen modellen utsettes for gjennom produksjonsprosessen av skinnen. Skummodellen ble lagd etter 1:1 skala av testpersonen, og er vist i figur 5.22, 5.23 og 5.24.



Figur 5.22: Skummodell sett forfra.



Figur 5.23: Skummodell sett fra siden.

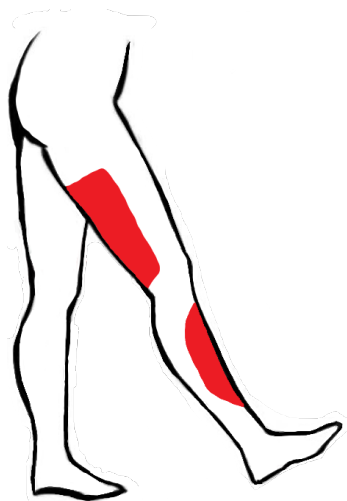


Figur 5.24: Skummodellen sett bakfra.

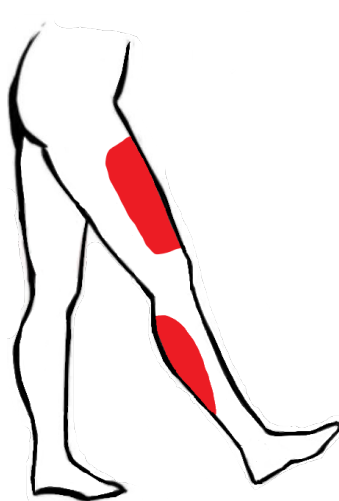
- **Valg av design på skinne**

Denne prosessen startet med at det ble tegnet hjelpelinjer av lår, legg- og fotkomponentene som skulle brukes i skinnen på skummodellen, hvilket kan ses på figur 5.28. Som oftest pleier skinnene ved TOV produseres på to ulike måter. Figur 5.25 viser den ene måten ved å ha lårkomponenten på baksiden av låret og leggkomponenten på fremsiden av leggen. Den andre måten er ved å ha lårkomponenten på forsiden av låret og leggkomponenten på baksiden av leggen, som vist i figur 5.26. Dette er for å

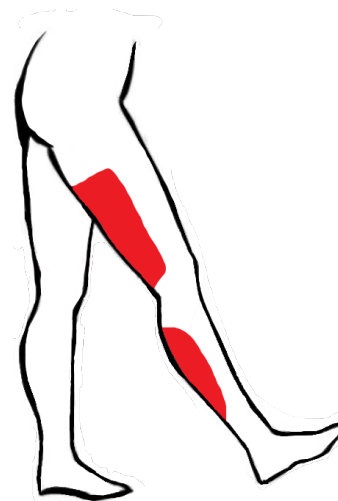
sikre at KAFOen sitter godt på benet når den brukes. Dette var ikke noe man absolutt måtte, men kunne være greit ifølge en ortopediingeniør ved TOV. Vi ble enige om at skinnen som ble produsert i forbindelse med denne oppgaven skulle ha lårkomponenten på baksiden av låret og leggkomponenten på baksiden av låret, som vist i figur 5.27, da dette ville gjøre det enklere å feste modulen og ikke minst ta av og på KAFOen.



Figur 5.25: Lårkomponent på baksiden og leggkomponent på framsiden.



Figur 5.26: Lårkomponent på framsiden og leggkomponenten på baksiden.



Figur 5.27: lårkomponenten på baksiden og leggkomponenten på baksiden.



Figur 5.28: Opptegning av design på skummodell.

- **Trekking av plast**

De fleste skinner som produseres hos TOV i dag er laget i karbonfiber pga. vekt og styrke på materialet. Men det lages også skinner i plast, da dette er kostnadsbesparende og fleksibelt å jobbe med, eller om det skulle være et ønske fra kunden. I denne oppgaven ble det derfor valgt å lage prototypen av plast da det ville være lettere å feste på komponenter i ettetid og med tanke på kostnader. Før plasten skulle trekkes over skummodellen ble en nylonstrømpe tredd over i tillegg til at talkumpulver ble strødd over med tanke på etterbehandlingen av modellen. Deretter ble en 6 mm tykk plastplate av polypropylen, vist i figur 5.29, varmet opp i en industrioovn ved 160°C i 20 minutter. Etter 20 minutter ble platen tatt ut av ovnen og lagt over skummodellen, for deretter å bli trukket rundt som vist i figur 5.30. Plastplaten var ikke lang nok, og måtte derfor gjøres i to omganger slik at hele skummodellen ble tildekket. Denne ble deretter satt av til å stivne av i et rom med romtemperatur over 3 timer.



Figur 5.29: Plate av polypropylen.



Figur 5.30: Trekking av plastplate på skummodell.

Etter hvert som plasten hadde stivnet var hjelpelinjene som ble tegnet tidligere mulig å se gjennom plasten. Disse linje ble brukt som hjelpelinjer for å vite hvor plasten skulle kuttet for å fremstille lår-, legg- og fotkomponentene. Alle tre komponentene ble kuttet ut i henhold til hjelpelinjene, og deretter tatt av skummodellen. Nylonstrømpen

og talkumpulveret som ble tatt på skummodellen tidligere sørget for at plasten ikke hadde festet seg til skummodellen.

Etter å ha skjært ut plastkomponentene ble disse satt sammen med aluminiums stenger og ledd for både kne- og ankelrotasjon. Ofte brukes det nagler for fester aluminiums-stenger med plastkomponentene som lår-, legg- og fotkomponentene da man slipper å ha muttere og skurer stikkende ut, i tillegg til at dette ser estetisk sett bedre ut. Men i denne oppgaven ble det valgt å ta i bruk skruer og muttere for at det skulle være enklere å gjøre endringer hvis det skulle være nødvendig. Figur 5.31 viser den ferdige skinnen uten innfestning av øvrige komponenter.



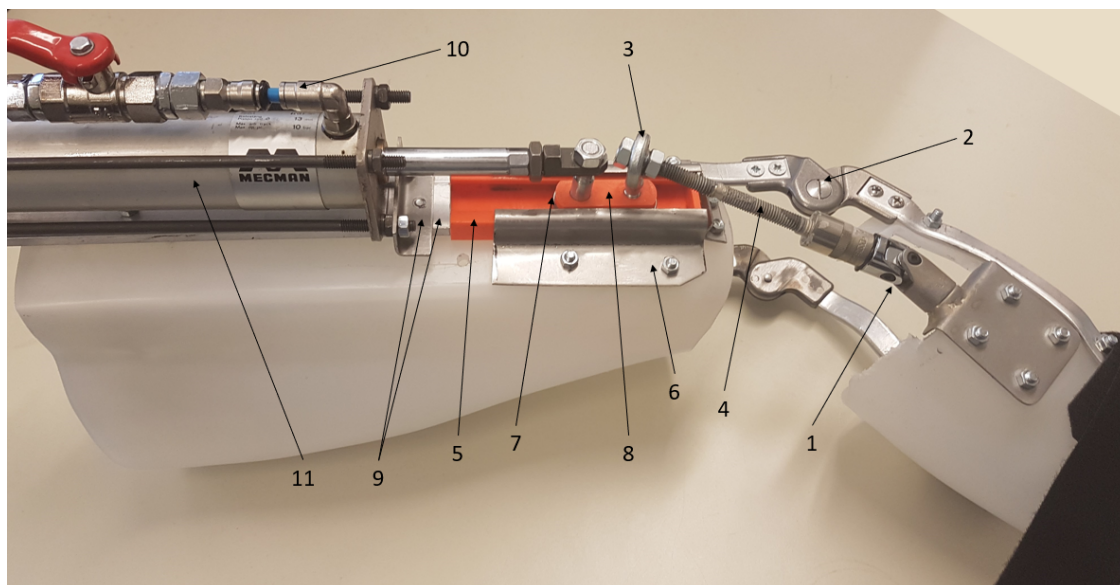
Figur 5.31: Ferdigstilt skinne i plast.

- **Komponenter i funksjonell prototype**

Budsjettet utover produksjon av skinnen har vært svært stramt i prosjektet. Dette har gjort det nødvendig å planlegge godt hvordan komponentene til funksjonsmodellen skulle anskaffes uten høye kostnader. Alle nødvendige komponenter til funksjonsmodellen har blitt beskrevet nedenfor ut ifra kostnader, og hva som ble kjøpt eller laget. Komponentene som har blitt laget har blitt gjort med materialer som har vært tilgjengelig ved TOV og NTNU, og har derfor ikke blitt regnet kostnad på. Nedenfor vil komponentene som har blitt brukt i prototypen kommentert ut ifra anskaffelse, pris og materiale. Komponenter som har mindre betydning, slik som bolter og muttere er sett bort ifra. Figur 5.32 viser de ulike komponentene brukt i prototypen.

1. Universalledd: Universalleddet som er plassert i opplagringspunkt 2 i figur 5.32 er erstattet med ledd for pipeverktøy. Kjøpt for 36,90kr hos Biltema.
2. Kneledd: Produsert av Ottobock. Fått fra TOV.
3. Vinkelledd: Fått fra verksted ved Institutt for Maskinteknikk og produksjon (MTP).
4. Stag: Laget ved å sølvlodde to M8 bolter fått fra TOV.
5. Glidelager: Laget i plast ved hjelp av 3D-printing på printere ved MTP.
6. Braket for montering av glidelager: Laget av stålplater som har vært tilgjengelig ved TOV.
7. Kulelager i glidelager: Kjøpt hos Biltema for 46,90kr/stk.
8. Brakettforbindelse mellom stag og hydraulisk sylinder: Laget i plast ved hjelp av 3D-printing på printere ved MTP.
9. Feste av hydraulisk sylinder: Laget av metallbraketter og aluminiumsemne som har vært tilgjengelig ved TOV.
10. Komponenter til hydraulisk system: Kjøp av røroverganger er estimert til 200kr. For å holde kostnadene nede ble det ikke kjøpt inn ventiler i henhold til det som ble beskrevet i kapittel 5.1.1. Det ble derfor tatt i bruk en kuleventil for væskeregulering. Kuleventiler er ofte brukt for å avstenge væskestrøm, hvilket gjøres ved å vri ventilhåndtaket 90 grader. Kuleventiler er ikke egnet for væskeregulering, men ved å vri ventilhåndtaket i vinkler mellom 0-90 grader kan væskestrømmen reguleres.
11. Hydraulisk sylinder: Grunnet kostnader var det ikke mulig å kjøpe en hydraulisk sylinder, og det ble sett på muligheter for å lage en sylinder. Utfordringen ved å lage en hydraulisk sylinder ville vært tidkrevende og å få til en fin overflate

på innsiden av sylinderrøret med tanke på friksjon. Verkstedet ved MTP hadde en pneumatisk sylinder som kunne brukes til prosjektet, men utfordringen ved denne var at den var beregnet for et maksimalt trykk på 10 bar. Beregningene ovenfor tilsa at sylindere måtte tåle en maksimal belastning på omtrent 1400 N. Sylindere hadde en indre diameter på 39 mm på stempelside og ved hjelp av formelen for beregning av trykk, samme som formel 3.3, kom det frem til at et maksimalt trykk ville være på 16 bar. Stempelside har vært dimensjonerende da dette er siden av sylindere som vil utsettes for trykk. Trykket som ville oppstå oversteg det maksimale trykket, og dette var utenom hensyn til trykkstøt som også må tas i betraktning. Likevel ble den pneumatiske sylindere benyttet etter å ha byttet ut pakningene ved endestykkene, da dette var enkelt pga. *tie-rod* konstruksjonen til sylindere.



Figur 5.32: Komponenter i funksjonell prototype.

5.2.2 Test av hydraulisk system

Det hydrauliske systemet til prototypen ble laget ut ifra komponenter som var tilgjengelige med tanke på ressurser og ble derfor ikke laget tilpasset KAFOen. Ovenfor ble det hydrauliske bremsesystemet presentert, og prinsippet for å oppnå bremsemekanismen var ved å regulere væskestrømmen mellom stempelside og stempelstangside i sylinderrøret. For at væskestrømmen skal gå med minst mulig motstand i kretsen er det viktig å unngå strømningstap, og strømningstap i rør og rørbend er noe som ikke kan unngås. Dimensjonene

rørovergangene som var på sylindere som ble brukt i prototypen var på 1/8". Sammenlignet med sylinderrørdiameter er dette betraktelig mindre, hvilket begrenser væskestrømmingen som resulterer i redusert hastighet på stempelbevegelse. Det som ville vært optimal dimensjon på rørovergangene hadde vært tilsvarende innvendig diameter på sylinderrøret. Dermed var det usikkerheter i om det hydrauliske systemet ville fungere, og utførte derfor en test av systemet før det ble koblet på prototypen. Nedenfor vil utførelse og resultater fra forsøket som ble gjort presentert.



Figur 5.33: Hydraulisk bremsesystem.

I kapittel 5.1 ble det forklart hvordan volumforskjellen ville være en utfordring da stempel siden vil ha et større volum enn stempelstangensiden. Dermed gikk det ikke an å fylle opp den hydrauliske sylindere i full ekstensjon med mindre en tank ble koblet i kretsen for at sylindere skulle sammentrekkes helt. Det ble derfor valgt å fylle opp stempelstangensiden for fullt, hvilket tilsvarte omtrent 170 ml, og resterende volumet med luft. Oljen som ble brukt for å fylle sylindere var symaskinolje grunnet lav viskositet, da denne er svært tyntflytende. Nedenfor er oppførselen av systemet beskrevet ut ifra fire senarioer med stempelstangen i retning nedover, slik den ville være festet i KAFOen.

- Belastning med lukket ventil: Med lukket ventil var det tilnærmet ingen forflyttelse av stempelstangen når sylindere var i full ekstensjon.
- Uten belastning med lukket ventil: Ingen bevegelse i stempelstang.
- Belastning med åpen ventil: Ved utgående bevegelse av stempelstangen, var store deler av den utgående bevegelsen treg. Dette skyldes med stor sannsynlighet rørovergangene som ble diskutert ovenfor. Den siste delen, omtrent 20 % av den totale forflytningen, var med mindre motstand da luft i systemet ble forflyttet. Ved inngående bevegelse av stempelstangen var det motsatt tilfelle, første del var med mye motstand pga. væskeforflytning og andre del var med mindre motstand pga. forflytning av luft.

- Uten belastning med lukket ventil: Stempelstaget beveget seg ut i utgåenderetning og ble stående i denne posisjonen, selv når sylinderen var ble sammentrukket. En mulig forklaring på dette kan forklares gjennom den generelle formelen for trykk, kraft og areal, lik formel 3.3. Nedenfor har en likevekts ligning av stempel- og stempelstangside blitt satt opp, med forutsetning av at det er likt trykk på begge sider. Stempelside vil har et større areal sammenlignet med motsatt side, hvilket vil resultere i at kraften F_1 er større enn kraften F_2 .

$$A_1 = \text{Arealstempelside}, A_2 = \text{Arealstempelstangside}$$

$$A_1 \times P > A_2 \times P$$

$$F_1 > F_2$$

Resultatet fra testen tydet på at det ville være vanskelig å bruke det hydrauliske systemet da stempelet beveget seg tregt i forhold til det som var ønskelig i en KAFO. I presentasjonen av KAFOen som skulle presenteres ovenfor TOV ble sylinderen fylt med 120 ml symaskinolje, hvilket resulterte i en 50 % fordeling mellom treg og kjapp bevegelse. Tanken bak dette var for å vise at mekanismen var hurtignok, slik at det var mulig å utføre vanlig gange. Med litt væske i systemet gikk siste halvdel av den inngående bevegelse i sylinderen tregt nok til å vise at det er mulig å oppnå kontrollert bevegelse når en skal sette seg ned. I det neste kapitlet vil vi se nærmere på hvordan det hydrauliske systemet fungerte sammen med KAFOen, og hvor det også presenteres en vurdering av løsningen.

Kapittel 6

Resultat

I dette kapitlet vil vurderinger rundt den funksjonelle prototypen presenteres. Først vil en analyse av prototypen under vanlig gange bli beskrevet. Deretter vil en vurdering basert på funksjonalitet og design som har vært på viktige faktorer bli presentert. Mot slutten av kapitlet vil en helhetsvurdering av prosjektet bli presentert.

6.1 Test product concept

Test product concept handler om å formidle konseptet til kundegruppen, hvilket har vært TOV i denne omgang, for å få deres vurdering av konseptet. Den funksjonelle prototypen ble derfor tatt med til TOV for vurdering. Hensikten med dette var for å forsikre om at alles interesser har blitt ivaretatt og om prototypen har blitt utviklet i riktig retning. Tidligere i høst når prosjektet startet uttalte TOV at de ønsket en form for en brems som kontrollerte rotasjonen av kneleddet etter behov. Gjennom denne masteroppgaven har en prototype blitt utviklet og resultatet kan ses i figurene 6.1-6.6. Nedenfor vil en ganganalyse av prototypen bli presentert, etterfulgt av en vurdering på funksjonalitet og design fra TOV.



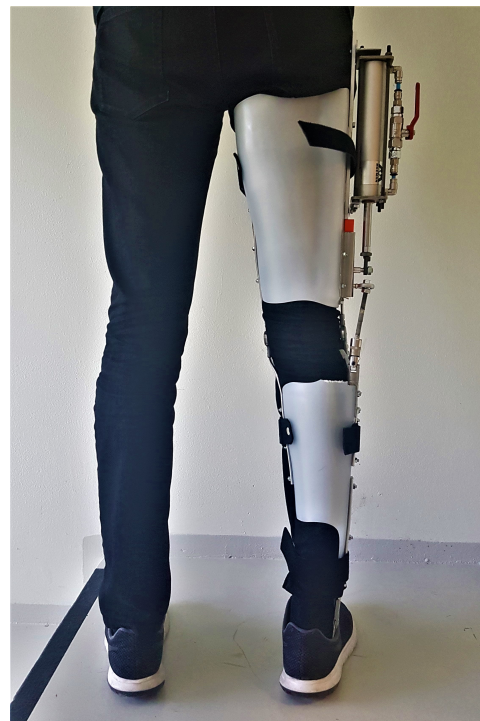
Figur 6.1: Prototype sett forfra.



Figur 6.2: Prototype sett forfra på testperson.



Figur 6.3: Prototype sett bakfra.



Figur 6.4: Prototype sett bakfra på testperson.



Figur 6.5: Prototype sett fra siden.



Figur 6.6: Prototype sett fra siden på testperson.

6.1.1 Ganganalyse

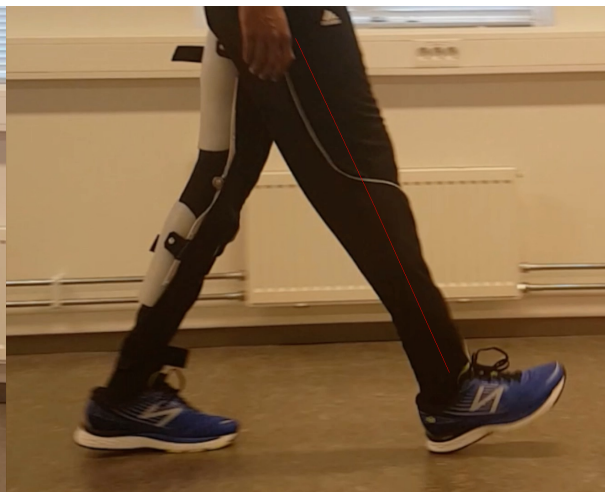
Det ble gjort en vurdering av hvordan gangmønsteret ble påvirket av modulen. Som nevnt ovenfor var sylindere fylt med en kombinasjon av 120 ml rapsolje og luft under testingen. Hadde sylindere vært fylt med mer væske ville systemet gått for tregt, hvilket ble diskutert i kapittel 5.2.2. Det ble dermed ikke mulig å teste bremsefunksjonen under gange, men en demonstrasjon av hvordan bremsemekanismen skulle fungere. Det ble konkludert her at det måtte gjøres videreutvikling av hydrauliske systemet for å se om det er i stand til å reagere raskt nok for å brukes i en KAFO. Derimot ble det presentert hvordan man kunne sette seg kontrollert ned som fikk vist hvordan bremsemekanismen fungerer, hvilket gikk stabilt og kontrollert.

Videre ble det diskutert hvordan gangmønsteret ble påvirket ved bruk av den utviklede prototypen. En viktig faktor som må legges merke til her er at gangmønsteret vil påvirkes uansett pga. vektfordelingen, som ble påpekt av TOV. Det ble gjort et videopptak for å sammenligne gangmønsteret mellom benet uten KAFOen og benet med KAFOen. Her ble det lagt merke til noen forskjeller på hvilke knevinkler som ble oppnådd mellom bena. Benet som hadde KAFOen på hadde en stivere bevegelse enn benet uten, men TOV uttrykte at det ikke var et stort problem. Nedenfor i figur 6.7-6.10 ser man en oversikt over hvordan

gangmønstret har blitt påvirket av prototypen. Figur 6.7 og 6.8 viser benet med og uten KAFOen ved starten av standfasen. Her ser vi at benet med KAFOen er noe stivere da dette ikke er helt utstrakt sammenlignet med benet uten. Benet med KAFOen hadde en vinkel på 15 grader ved kontakt med underflaten. Figur 6.10 viser benet uten KAFOen, hvilket oppnår omtrent 60 grader i starten av svingfasen, og figur 6.9 viser benet med KAFOen som oppnår 51 grader ved starten av svingfasen. Dette er markante forskjeller og kunne vært bedret med ytterligere tilpasninger av KAFOen.



Figur 6.7: Ben med KAFO ved begynnelsen av standfasen.



Figur 6.8: Ben uten KAFO ved begynnelsen av standfasen.



Figur 6.9: Ben med KAFO ved begynnelsen av svingfasen.



Figur 6.10: Ben uten KAFO ved begynnelsen av svingfasen.

6.1.2 Funksjonalitet og design

Gjennom prosjektoppgaven som ble gjennomført i høst var det to områder det kunne gjøres endringen på i forhold til den konseptuelle løsningen som ble utviklet i den tidligere masteroppgaven basert på fluid-drevne kunstige muskler. Dette var funksjonalitet og design, hvor TOV ønsket en annen utforming av modulen i tillegg til at modulen skulle assistere brukeren slik at vedkommende fikk et naturlig gangmønster. Nedenfor vil resultatet av arbeidet i denne masteroppgaven diskuteres på disse områdene. Punkter som pris, vekt og størrelse som har vært en del av problemstillingen vil også bli diskutert.

Funksjonalitet

C-brace har vært utgangspunktet for hele prosjektet, hvor TOV har et ønske om å utvikle en modul med tilsvarende funksjoner. C-brace brukes som en demper og utfører ikke bevegelsen for brukeren [1]. Konseptet som har blitt utviklet i denne oppgaven vil det hydrauliske bremsesystemet oppnå samme funksjonalitet med stor sannsynlighet, selv om det ikke har blitt testet i sin helhet.

Det hydrauliske bremsesystemet som ble brukt i prototypen var utstyrt med en manuell kuleventil, noe TOV stilte seg spørsmål ved. Tanken var å kunne få koblet kuleventilen til en servomotor og på denne måten få muligheten til å styre åpningen av ventilen gjennom fra informasjon fra sensorer. Et annet punkt som kom fram ved vurderingen med TOV var at C-brace fungerer som en brems med kun har et nivå. Men ved å bruke en servomotor som er koblet til en kuleventil kan man oppnå flere nivåer ettersom det er mulig å kontrollere hvor mye bremsemotstand man ønsker.

Det ble også stilt spørsmål ved motstanden i den hydrauliske sylindren. I hydrauliske sylindere kommer det største friksjonsbidraget fra kontakten mellom stempel og sylinderrøret, andre faktorer som har påvirkning i forhold til dette er valg av pakning, overflatefinhet, driftsforhold, viskositet av væske og temperatur [4]. Mange av faktorene er knyttet opp til hverandre, blant annet at viskositeten av væsken kan endre seg med temperatur endring. Pakningsmaterialet brukt i hydrauliske er ofte sammensetninger av syntetisk gummi, hvor nitrilgummi er blant sammensetningene som brukes i stor grad. Andre materialer som polytetrafluoretylen (PTFE) er også brukt da det har god kjemisk resistans og svært lav friksjon. I følge [4] regnes det med at en vanlig pakning vil medføre et friksjonstap mellom 2-5%. Dette kan reduseres ytterligere til 1-3% ved bruke av lavfriksjonspakninger som PTFE [4]. Her er det altså rom for forbedringer.

I denne oppgaven har tilgang på ressurser vært knappe, som har gjort det vanskelig å utvikle en prototype i full skala. Likevel påpekte TOV at prototypen som har blitt utviklet gjennom denne oppgaven har funksjonalitetene de ser etter og at utviklingen er i riktig retning.

Design

Ønsket fra TOV var å utvikle en modulbasert løsning, slik at de kan fremstille skinner som de har gjort tidligere og feste på en modul. Komponentene som har blitt brukt i prototypen har blitt montert på en vanlig skinne uten store endringer. En avtagbar festemekanisme har ikke vært i fokus da prosjektet fortsatt er i en utviklingsfase, selvom dette skal være mulig med konseptet. Videre har modulen blitt utviklet slik at det vil være mulig å kjøpe inn hyllevarer eller kjøpe fra eksterne leverandører, hvilket TOV har et ønske om slik at de enkelt kan fremstille en dynamisk KAFO.

Mange av komponentene som har blitt brukt, har enten blitt laget eller kjøpt hos detaljhandler. Kostnadene har derfor vært lave, da det ikke har vært behov for å bruke en ekstern leverandør for produksjon av delene. Den største kostnadsposten i denne modulen vil være det hydrauliske systemet. Det ble gjort et forsøk på å undersøke hvor mye komponenter til det hydrauliske systemet koster, men det er for tidlig å uttale seg om da det kreves tilpassede komponenter til en KAFO. En undersøkelse av standard komponenter for hydrauliske systemer viste seg å koste et par tusen kroner, noe som gir indikasjoner på at det er mulig å utvikle en rimelig løsning sammenlignet med C-brace. Konseptet er fortsatt i en tidlig utviklingsfase hvor det er vanskelig å si hvor mye en ferdigstilt løsning vil koste, men resultatene fra denne oppgaven tyder på at det vil være mulig å forholde seg til kravene om pris satt av TOV.

Den endelige vekten på prototypen ble 3,4kg hvilket er innenfor kravene som ble satt til 3,5kg. Her er det selvfølgelig mulig å redusere totalvekten betraktelig. I seksjonen om komponenter til funksjonsmodellen ble det gitt en beskrivelse av hvilke materialer de ulike komponentene var laget av. Det har blitt brukt mange tunge materialer for innfestningen av modulen som kan erstattes med lettere materialer av plast. Den pneumatiske sylindere som har blitt brukt var av stål, og kunne ha blitt erstattet med aluminium. Lages skinnen av karbonfiber vil vekten reduseres ytterligere.

Størrelsen på komponentene har vært preget av tilgjengelighet av ressurser, i hovedsak relatert til kostnader. Dette har gjort at den hydrauliske sylindere er svært stor, hvilket ble diskutert under vurderingen fra TOV. Tidligere i teorikapittelet ble det gitt en innføring i hvordan en hydraulisk sylindere kunne dimensjoneres. Nedenfor er det gitt et eksempel på

mulige dimensjoner for en hydraulisk sylinder i en KAFO.

Eksempel	
Brukervekt:	85 kg
Sylinderinformasjon:	
Innvendig diameter:	16 mm
Veggtykkelse:	2 mm
Arbeidstrykk:	75 bar / 7,5 MPa

Tabell 6.1: Eksempel på mulig størrelse av hydraulisk sylinder.

Dette er en tykkvegget konstruksjon da forholdet mellom innvendig diameter og veggtykkelse er mindre enn forholdet 16:1, og må derfor ta i bruk formel 3.2. Dette gir en spenning på 31 MPa i veggen på sylinderrøret. Sammenligner man med tall fra [4], så har de satt en maksimal tillatt spenning for aluminium på 55 MPa. Spenningen beregnet for vårt tilfelle er betraktelig mindre. Med tanke på stempelstaget, hvis dette overstiger et forhold på 10:1 mellom lengden og diameter på stempelstangen, kan knekk oppstå. I tilfellet vårt har vi en slaglengde på omtrent 105 mm og en innfestning som gir en knekk lengde på $0,7 \times l$. Med utgangspunkt i aluminium som materiale, som har en elastisitetsmodul på 70 000 MPa [2], vil dette gi en minimumsdiameter på 4 mm. Med denne teorien kan man potensielt redusere dimensjonene betraktelig, både innvendig diameter på sylinderrøret og lengden av sylinderen.

Plasseringen av sylinderen har også vært diskutert, om den har vært plassert altfor høyt oppe på låret. Årsaken er som sagt tidligere, sylinderen som ble brukt i prototypen vært en god del større enn en potensiell løsning. Sylinderen som har blitt brukt hadde en slaglengde på 160 mm og dermed vil ikke en sylinder som lages i de riktige dimensjonene være plassert høyt på låret. Ovenfor regnet vi oss frem til at en slaglengde på 105 mm har vært nødvendig for denne prototypen. Mulige endringer som kan gjøres er å flytte opplagringspunkt 2 på figur 5.16, som vil medføre en mindre slaglengde og derav en mindre sylinder. En følge av dette vil være at sylinderen blir belastet mer og må dimensjoneres for dette.

Andre tilbakemeldinger på plassering av komponenter har vært positive, blant annet at den hydrauliske sylinderen er plassert på låret. Dette er en god plassering med tanke på brukeren, da det vil være lettere for vedkommende å utføre bevegelser siden den er plassert nærmere hofteomdreingspunktet. Hadde sylinderen vært plassert nærmere kneet ville alt følt tyngre ut påpekte TOV. En ferdigstilt dynamisk KAFO kan ligne på figur 6.11 og 6.12

ut ifra resultatene.

Konseptet som har blitt utviklet gjennom har gitt lovende resultater, selv om det ikke har vært muligheter for å teste det hydrauliske systemet som ønsket. Det har ikke vært klare indikasjoner fra TOV om at det er ønskelig å videreutvikle konseptet, da den funksjonelle prototypen ikke har hatt alle funksjonene de ønsket. Årsaken til dette har vært mangel på resursser som har gjort det svært vanskelig å bygge en prototype, og må derfor vurderes dersom prosjektete skal videreføres. I det neste delkapittelet vil det vil en vurdering av prosjektet bli presentert.

6.1.3 Vurdering av prosjekt

Det har vært et godt samarbeid med TOV siden prosjektstart høsten 2018. Det har vært jevnlig kontakt og møter mellom begge parter for informasjonsdeling. Både teknikere og ortopediingeniører ved TOV har vært svært hjelpelige i prosjektet, hvilket har gjort det enklere å få en grundig forståelse av ortopedifaget. Dette har hjulpet under utviklingsfasen og gjort det mulig å utvikle en løsning i riktig retning. Prosjektet anes som godt gjennomført, men likevel er det noen områder som har vært utfordrende og kan bedres.

I begynnelsen prosjektet var det en klaroppfatning av at kostnadene skulle dekkes av TOV, da dette ble skrevet i masteravtalen med bedriften. Dette innebar i hovedsak kostnader til utvikling av en ny KAFO, med det ble ikke gitt et budsjett over hvor mye de kunne stille med. Det var tidlig enighet om at det kunne være lurt å produsere en tilpasset skinne til testpersonen med tanke på testing av modulen. Det ble en prosess som var tidkrevende da det tok et par uker på å fremstille KAFOen, og det var først når KAFOen var ferdigstilt at en problemstilling rundt kostnader oppstod. TOV meldte at det ville være utfordrende for dem å stille med flere midler i form av penger til prosjektet. Dette ble en utfordring videre i prosjektet da det trengtes komponenter og materialer for å utvikle en prototype. Med dette i tankene måtte man se på muligheter for å lage prototyper med materialer som har vært tilgjengelig ved skolen og TOV, som har vært krevende. Seint i prosjektet var det meldt interesse fra en sponsor, men på dette stadiet var det forseint å ta imot deres bidrag. I etterkant av prosjektet har TOV meldt at de ønsker å dele ansvaret rundt kostnader enten med NTNU eller en sponser dersom prosjektet skal fortsettes. Dette burde vært avklart ved prosjektstart, og bør være avklart dersom prosjektet skal fortsettes.

Dette prosjektet er svært omfattende da det strekker seg over flere fagområder. Hvis det skulle være slik at det er interesse for å videreføre prosjektet, kunne det vært gunstig å involvere studenter fra andre fakulteter. På denne måten kan andre områder som styring og

sensorbruk fokuseres på ytterligere.

Skulle det være slik at prosjektet får flere sponsorer til prosjektet ville det vært aktuelt å se på andre mulige løsninger. I det neste kapittelet vil det bli gitt en innføring i hvordan prosjektet kan videreføres og andre teknologier som kunne vært aktuelt for prosjektet.



Figur 6.11: Potensiell løsning sett fra siden.



Figur 6.12: Potensiell løsning sett forfra.

Kapittel 7

Videre arbeid

Dette kapitlet vil gi en oversikt over videreføring av arbeidet fra denne masteroppgaven bli gitt. Ulike aspekter ved med det presenterte konseptet vil bli diskutert. Deretter vil det bli gitt en beskrivelse av andre mulig løsninger som kan vurderes dersom det er tilstrekkelig med ressurser.

7.1 Videreføring av konsept

I dette delkapitlet har det blitt redegjort for hvordan konseptet som har blitt utviklet i denne masteroppgaven kan videreføres dersom det skulle være aktuelt. Nedenfor har forbedring av de ulike aspektene ved konseptet blitt diskutert. Dette er kun et forslag og bør vurderes hvis prosjektet skal fortsettes.

7.1.1 Mekanisk system

Det mekaniske systemet som er utviklet i konseptet har gjennom testene vist at den utviklede modulen er i stand til å håndtere påkjenningene den blir utsatt for. Det som eventuelt kan forbedres på dette området vil være å redusere størrelsen på komponentene. TOV har midlertidig påpekt at dette ikke er et viktig område da de er fornøyde med hvordan dette er løst på prototypen.

7.1.2 Hydraulisk bremsesystem

En begrensning som ble tydeligere etter hvert i prosjektet var mangel på ressurser som gjorde det svært utfordrende å få laget et hydraulisk system tilpasset formålet vårt. En av hovedkomponentene som ikke ble mulig å få tak i var en hydraulisk sylinder etter riktige dimensjoner, som gjorde vanskelig å få testet det hydrauliske systemet på KAFOen. Mangelen ved

synderen som ble brukt i prototypen var dimensjonene på overgangene mellom sylinderrøret og rørkoblingene, som gjorde det vanskelig å bekrefte om det utviklede systemet fungerte i praksis og til formålet vårt. Det som ønskes å få bekreftet er om hastigheten til den hydrauliske sylindere er rask nok til å brukes i en KAFO. I og med at dette konseptet fortsatt er i en tidlig utviklingsfase vil det være ideelt å lage en hydraulisk sylindere som har muligheter for å endres på. Det anbefales derfor å lage en sylindere i en *tie-rod* eller *screwed-on ends* konstruksjon. På denne måten kan ulike overganger og pakninger testes. Valg av væske må også undersøkes, noe som har blitt sett bort ifra da målet har vært å teste om prinsippet fungerer.

Hvis det skulle vise seg at sylindere er rask nok etter endring i dimensjonene i overgangene vil det neste være å utvikle den når værende kuleventilen ved å implementere en servomotor. Det ble bestilt en servomotor som skulle implementeres i systemet, men leveransen av denne tok tid og det var derfor ikke mulig å implementere denne i kretsen. Denne skulle brukes for å styre reguleringen av kuleventilen. Ut ifra syklustidene i ganganalysen tar det omtrent 0,15 sekunder fra 40-60% i syklusen, og ventilen må få endret motstanden iløpet av denne tiden. Servomotoren som var bestilt var av typen Goteck HB1621S. Denne utfører rotasjonsbevegelsen 0-60 grader på 0.07 sekunder, hvilket bør være tilstrekkelig. En alternativ løsning er å lage ventilen som er beskrevet i avsnitt 5.1 ettersom dette vil være den mest egnede ventilen for modulen. Som et sikkerhetsledd kunne en sikkerhetsventil vært implementert i kretsen dersom brukeren skulle miste balansen. Denne vil låse det hydrauliske systemet slik at modulen forhindrer bevegelsen av kneleddet.

7.1.3 Styresystem

For at modulen skal vite når den trenger å assistere brukeren, er den avhengig av å vite hvor i gangasyklusen brukeren befinner seg. En mulighet for dette er å implementere et sensorsystem som innhenter data, som sender informasjonen til en mikrokontroller. På denne måten kan en mikrokontroller, eksempelvis en Arduino, prosessere informasjonen fra sensorene og bruke den videre for å styre servomotoren som regulerer ventilen. C-brace benytter seg av et sensorsystem som måler fleksjon og vinkelakselerasjon i kneleddet, og noe lignende kan utvikles. Systemet må utvikles ytterligere for gange i trapper. For dette kan det være fordelaktig å samarbeide med andre fakulteter som har mer innsikt på dette området.

7.2 Utvikling av andre konsepter

Hvis det skulle vise seg at TOV har muligheten til å samarbeide med andre aktører hadde det vært bedre med tanke på at mer ressurser kunne ha blitt brukt på prosjektet. På denne

måten kunne et bredere løsningsrom blitt utforsket. Mulighetene ville vært å se på et av de andre konseptene som har blitt presentert i prosjektoppgaven, nærmere bestemt den magnetoreologiske demperen. Dette brukes også i kneproteser og man skal ikke se bort ifra å bruke dette i en ortose [11]. Konseptet ville vært å erstatte det hydrauliske bremsesystemet, og MR-demperen ville blitt brukt med samme hensikt.

Andre muligheter er å se på muligheter for å utvikle et avtagbart kneledd slik at brukeren kan bytte mellom å ha en dynamisk- eller passiv KAFO etter behov. Et avtagbart kneledd som gir egenskapene til en dynamisk KAFO, kan eksempelvis være den elektromagnetiske bremsen presentert som konsept 2 fra prosjektoppgaven. I [7] sitt arbeid har det blitt utviklet en ankel-fot ortose for kontrollere bevegelsen av ankelleddet, ved bruk av en magnetoreologisk brems vist i figur 7.1. Denne har blitt utviklet for pasienter som har vanskeligheter med å støtte og stabilisere foten, og testresultatene var lovende. Det kan derfor være mulig å se på mulighetene for å utvikle et slikt ledd for en KAFO. Dette er mulige forslag til andre løsninger som kan vurderes, da TOV ønsker å kontrollere bevegelsen av kneleddet ved hjelp av en brems.



Figur 7.1: Ankek-Fot ortose basert på magnetoreologiske brems [7].

Referanser

- [1] Ole Mathias Samuelsen Anne Proll Lien. “Utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamiske kne-ankel-fot ortoser”. 2018.
- [2] Norman E. Dowling. *Mechanical behavior of materials : engineering methods for deformation, fracture, and fatigue*. eng. Boston, Mass, 2013.
- [3] Jan Hauge. *Hydraulikk*. mul;nor;nno. Oslo, 1994.
- [4] T Hunt. *The hydraulic handbook*. eng. Oxford, 1996.
- [5] *Hydraulikk*. nor. Bekkestua, 2000.
- [6] Industriskolen. *Sylinder*. URL: <https://ndla.no/subjects/subject:28/topic:1:58059/resource:1:58084>. (accessed: 04.06.2019).
- [7] Takehito Kikuchi mfl. “Development of Intelligent Ankle-Foot Orthosis (i-AFO) with MR Fluid Brake and Control System for Gait Control”. I: jan. 2010, s. 75–80. DOI: 10.1007/978-1-84882-694-6_13.
- [8] Ottobock. *C-Brace*. URL: <https://www.ottobockus.com/orthotics/solution-overview/c-brace-orthotronic-mobility/c-brace.html>. (accessed: 30.04.19).
- [9] Q.S.Khan. *Vol.2. Design and Manufacturing of Hydraulic Cylinders*.
- [10] Rodin SAS. *ORTHOTICS AND PROSTHETICS FOAM BLOCKS*. URL: <http://rodin4d.com/en/Products/accessories/foam-blocks>. (accessed: 05.06.19).
- [11] Solomon Seid, S. Chandramohan og S. Sujatha. “Design and Evaluation of a Magnetorheological Damper Based Prosthetic Knee”. I: *International Journal of Engineering* 32.1 (2019), s. 146–152. ISSN: 1025-2495.
- [12] Julius Thiele mfl. “Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints”. I: *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 59 (nov. 2013), s. 1–13. DOI: 10.1515/bmt-2013-0069.
- [13] Ottobock UK. *C-Brace Bionic Exoskeleton Explained*. URL: https://www.youtube.com/watch?v=tzLFQo_Vb5M. (accessed: 30.04.19).
- [14] Karl T Ulrich. *Product design and development*. eng. Boston, 2008.

- [15] Michael W Whittle. *Gait analysis : an introduction*. eng. Edinburgh, 2007.

Vedlegg A



Utvikling av en dynamisk kne-ankel-fot ortose

Lathursan Swarnarasa

Prosjektoppgave

Veileder: Knut Einar Aasland

Innlevert: januar 2019

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet

Institutt for maskinteknikk og produksjon

Abstract

In case of loss of body parts due to various reasons, prostheses are often used these days. In cases where a limb is paralysed or has reduced muscle strength, orthoses are used. An orthosis has its purpose of improving or restoring lost functionality in the affected limb. The development of orthoses have not been that great compared to prostheses, and there is potential for developing new aids. Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV), which among other products produces orthopedic aids, has a desire to develop a dynamic knee-ankle-foot orthosis (KAFO) as there are few solutions in the market. In this context, a project and master's thesis was carried out at the Norwegian University of Science and Technology (NTNU) from autumn 2017 to spring 2018.

This project is a continuation of the work that has been carried out earlier. In the previous work, interviews and analysis of the market for KAFOs were conducted, where a conceptual solution of a dynamic KAFO was presented at the end. Through an assessment in this work, it has emerged that the solution that was developed did not meet the expectations of TOV. Information has therefore been gathered to improve the understanding of TOV's desire.

The development of the KAFO has been based on the product development method presented by Karl T. Ulrich and Steven D. Eppinger. Using the method, customer needs and overall goals for a new KAFO has been identified. This has provided a basis for the development of five new concepts that are presented in the thesis. This work will provide a foundation for a master's thesis which will be carried out the spring of 2019.

Sammendrag

Ved tap av kroppsdel, grunnet ulike årsaker, benyttes det ofte av proteser den dag i dag. Men i tilfeller hvor bevegelsesorganet er utsatt for lammelser eller har redusert muskelstyrke tas det bruk av ortoser. En ortose har sitt formål å bedre eller gjenopprette tapt funksjonalitet i bevegelsesorganet. Utviklingen på området har vært liten i forhold til proteser, og det er potensiale for utvikling av nye hjelpemidler. Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV) som blant annet produserer ortopediske hjelpemidler har et ønske om å utvikle en dynamisk kne-ankel-fot ortose (KAFO) da det finnes få løsninger på markedet. I den sammenheng ble det gjennomført en prosjekt- og masteroppgave ved Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet (NTNU) fra høsten 2017 til våren 2018.

Denne prosjektoppgaven er en videreføring av arbeidet som har blitt gjennomført tidligere. I det tidligere arbeidet ble det gjennomført intervjuer og en analyse av markedet for KAFOer, hvor det tilslutt ble presentert en konseptuell løsning av en dynamisk KAFO. Gjennom en vurdering i dette arbeidet har det kommet fram at løsningen som ble utviklet, ikke møtte opp til forventningene hos TOV. Det har derfor vært behov for å innhente informasjon for å bedre forståelsen av ønsket hos TOV.

Utviklingen av KAFOen har basert seg på produktutviklingsmetoden presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger. Ved hjelp av metoden har kundebehov og overordnede mål for en ny dynamisk KAFO blitt identifisert. Dette har gitt et grunnlag for utviklingen av fem nye konsepter som blir presentert i oppgaven. Dette arbeidet vil gi et grunnlag for en masteroppgave som skal gjennomføres våren 2019.

Innholdsfortegnelse

1	Introduksjon	1
1.1	Bakgrunn	2
1.2	Problemstilling	2
2	Metode	3
2.1	Ulrich og Eppinger	4
2.1.1	Identify Customer Needs	5
2.1.2	Establish Target Specifications	6
2.1.3	Generate Product Concepts	6
3	Analyse	7
3.1	Vurdering av tidligere arbeid	7
3.2	Identify customer needs	9
3.2.1	Gather Raw Data from Customers	9
3.2.2	Interpret the raw data in terms of customer needs	13
3.2.3	Reflect on the results and the process	15
3.3	Establish target specifications	15
3.3.1	Collect competitive benchmarking information	15
3.3.2	Set ideal and marginally acceptable target values	15
3.3.3	Reflect on the results and the process	16
3.4	Concept generation	16
3.4.1	Clarify the problem	16
3.4.2	Search externally	19
3.4.3	Search internally	23
3.4.4	Explore Systematically	23
3.4.5	Reflect on the solutions and the process	28
4	Vurdering av arbeid	29
5	Videre arbeid	30
	Referanser	30

Kapittel 1

Introduksjon

Proteser blir i dag brukt som en kunstig erstatning ved tap av kroppsdel. Men i tilfeller hvor bevegelsesorganer er utsatt for lammelser eller har redusert muskelstyrke brukes ortoser. En ortose defineres som ”*støtteskinne eller bandasje som benyttes ved skader eller sykdommer i bevegelesesapparatet*” [11]. Denne prosjektoppgaven vil omhandle utviklingen av et nytt ortopedisk hjelpemiddel, nærmere bestemt en kne-ankel-fot-ortose (KAFO). Hvilket betyr at en KAFO er en ortose som omfavner både kne, ankel og fot.

Prosjektoppgaven er en videreføring av den tidligere prosjekt- og masteroppgaven *Utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamiske kne-ankel-fot ortoser* som ble skrevet ved Institutt for maskinteknikk og produksjon. Oppgaven ble skrevet i et samarbeid mellom Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet (NTNU) og Trøndelag Ortopediske Verksted (TOV). Ettersom denne prosjektoppgaven er en videreføring, vil det være nødvendig å lese det tidligere arbeidet for å få en helhetlig forståelse av prosjektet.

Innledningsvis vil bakgrunnen og problemstillingen for oppgaven bli presentert, etterfulgt av metoden som har blitt brukt i utviklingen i kapittel 2. Kapittel 3 begynner med en vurdering av tidligere arbeid, som har gitt utgangspunktet for hvor denne prosjektoppgaven skal fortsettes fra. Gjennom vurderingen har det kommet fram at det tidligere arbeidet ikke har nådd til forventningene hos TOV. På bakgrunn av dette har informasjon blitt innhentet for å bedre forståelsen av behovene til TOV. Videre i kapittel 3 vil overordnede mål for utviklingen av en ny KAFO bli presentert, som har gitt grunnlaget for konseptutviklingen. Eksisterende teknologier som har bidratt til konseptutviklingen vil så bli presentert, og kapittelet avsluttes med en presentasjon av konseptuelle løsninger. I og med at teorien har blitt dekket i tidligere arbeid, vil kun det nødvendige for forståelsen av denne oppgaven bli tatt fram. Teorien har derfor blitt plassert utover i kapittel 3 etter relevans og sammenheng. I kapittel 4 har det blitt gjort en vurdering av arbeidet i denne prosjektoppgaven, og avslutningsvis i kapittel 5 vil videre arbeid til masteroppgaven bli presentert.

1.1 Bakgrunn

TOV er et organisert selskap som har sitt formål å utvikle, fremstille, og tilpasse ortopediske hjelpemidler etter brukerens behov [29]. KAFOer er blant de hjelpemidlene som tilvirkes av TOV, og de har et ønske om å utvikle en dynamisk KAFO. Årsaken til dette er at de fleste KAFOene som er på markedet i dag gir et unaturlig gangmønster hos brukeren. Dette kommer av at kneleddet forhindres til å rotere i hele eller deler av gangfasen. Dermed er det svært utfordrende å oppnå et naturlig gangmønster under vanlig gange og gange i trapper. Det finnes kun en KAFO på markedet i dag som har løst dette, produsert av den tyske protese- og ortoseprodusenten Ottobock, kalt C-brace. Denne assisterer brukeren gjennom gangen ved å forhindre rotasjon av kneleddet etter behov. Dette gjør det lettere å oppnå et naturlig gangmønster under vanlig gange og i trapper, noe som gjør hverdagen til brukerne enklere.

I dag er det kun en bruker som er i anskaffelsen av en C-brace hos TOV, og gjennom denne prosessen har de ervervet mye erfaring. En stor ulempe ved denne løsningen er at de er svært avhengige av produsenten og de fungerer dermed som er et bindeledd mellom bruker og Ottobock. Ønsket til TOV er å være mindre avhengige av Ottobock, og ønsker å se på muligheten for å lage en komponent som tilsynelatende gir samme funksjonalitet som C-brace. Ved produksjon av en KAFO ved TOV i dag, hvor blir skinner støpt ved verkstedet og nødvendige komponenter kjøpt inn. Det som mangler er komponenten som trengs for å forhindre kneleddet i å rotere etter behov. Både vekten og prisen på C-brace er svært høy, og TOV har derfor et ønske om å bedre disse aspektene ved å utvikle en dynamisk KAFO. For å se på mulighetene for dette, ble et samarbeid mellom TOV og NTNU opprettet.

1.2 Problemstilling

Problemstillingen som ble formulert i den tidligere prosjekt- og masteroppgaven var 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?

I denne prosjektoppgaven har den tidligere problemstillingen blitt endret til følgende:

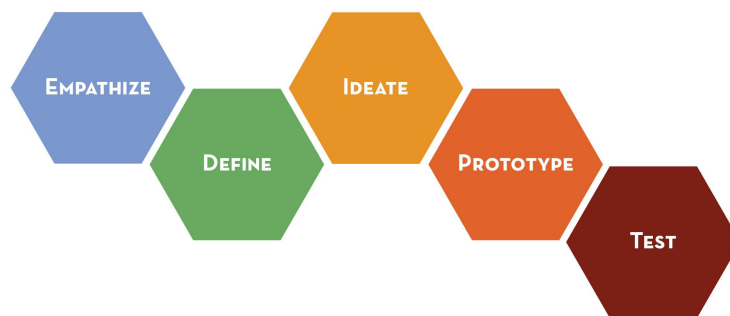
Hvordan forhindre rotasjon av kneleddet etter behov i en kne-ankel-fot ortose uten at ortosen får høy vekt eller tar stor plass, samtidig som den er billigere enn dagens løsning?

Denne problemstillingen vil være mer riktig med tanke på hva TOV ønsker å oppnå, og vil komme tydeligere fram i oppgaven etterhvert. Problemstillingen vil også være begrenset til at personen som bruker KAFOen har et fungerende ben og et som er delvis lammet eller har redusert muskelstyrke.

Kapittel 2

Metode

For å kunne gjennomføre et komplekst produktutviklingsprosjekt har det vært behov for god struktur og føring. I dette kapitlet vil metodene som har blitt benyttet under utviklingen av den dynamiske KAFOen bli presentert. Først vil metoden som har blitt brukt i det tidligere arbeidet presentert, for deretter metoden som har blitt brukt videre i prosjektet.



Figur 2.1: De ulike fasene i Design Thinking illustrert av Stanford Design school [3].

Studentene som påbegynte utviklingen av dette prosjektet skjønnte tidlig at kontakt og forståelse av kundegruppen var svært viktig for utviklingen. De benyttet seg av Design Thinking (DT) som metode, da dette er en metode som er menneskesentrert. DT deles opp i 5 faser som vist i figur 2.1, og hensikten med de ulike fasene er som følgende [2]:

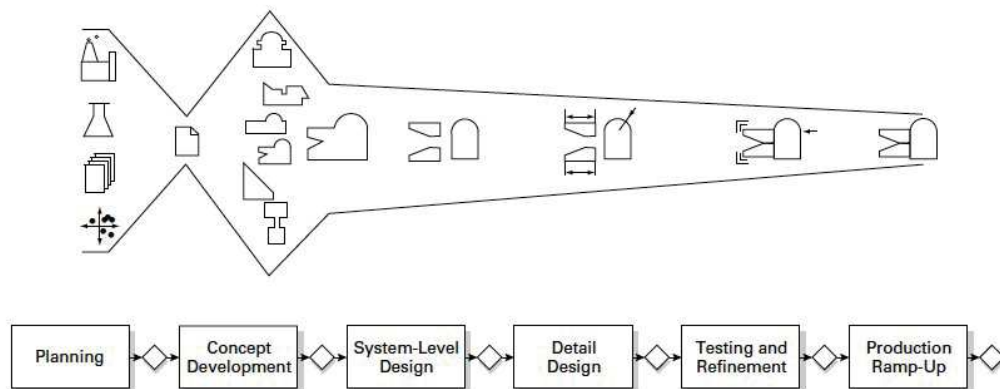
1. Empathize: Skape empati for kundegruppen gjennom observasjoner og intervjuer for å forstå deres behov.
2. Define: Problemstilling og kravspesifikasjoner blir definert med hensyn på innsiktene og behovene funnet i *empathize*-fasen.
3. Ideate: Informasjonen som har blitt opparbeidet gjennom *empathize* og *define* fasene blir brukt for å utforske et bredt løsningsrom. Målet er å produsere et stort mangfold av ideer.

4. Prototype: Lage en funksjonell modell av konsepter som har blitt valgt, for å teste prinsippene deres.
5. Test: Den siste fasen hvor prototypene blir tatt med til kundegruppen for å se hvordan løsningene presterer.

En del av DT handler om å stole på egne intuisjoner av kundebehovet, og det er ikke sikkert at man vil treffe riktig. I og med at dette prosjektet har vært svært omfattende har det vært lett for å falle av sporet. I det neste kapittelet kommer det fram at det tidligere arbeidet ikke har nådd opp til forventningene hos TOV. Det har vært usikkerhet i om DT ikke har vært tilstrekkelig nok for oppgaven, og det har derfor vært et behov for å finne en strukturert metode som viser til konkrete metoder som kan bli benyttet i utviklingsprosessen. Metoden som har blitt brukt i denne oppgaven vil bli presentert i det neste delkapittelet.

2.1 Ulrich og Eppinger

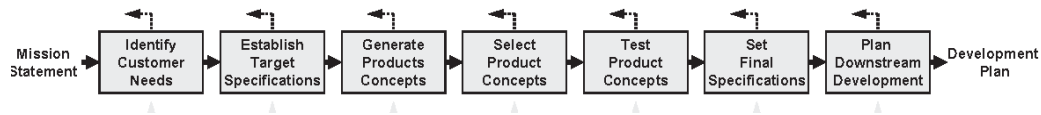
I undervisningssammenheng brukes produktutviklingsmodellen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger ofte [26]. Dette er en klassisk produktutviklingsmodell som går svært strukturert fram og viser til konkrete metoder som kan bli tatt i bruk i de ulike fasene under produktutviklingen [28]. Produktutviklingsprosessen blir delt opp i 6 faser som vist i figur 2.2. Fase nummer 1, *Planning*, handler om å identifisere markedsmuligheter, prioritering av prosjekter og allokering av ressurser. Deretter skal formålet med prosjektet formuleres. Dette har allerede blitt gjort da målet med dette prosjektet er å utvikle en dynamisk KAFO, og det vil ikke bli satt mer fokus på denne fasen. Fase nummer 2 omhandler konseptutvikling og blir tatt for seg i grundigere trekk av Ulrich og Eppinger. Denne modellen passer svært godt i forhold til hensikten med denne oppgaven, da den viser konkrete teknikker som kan brukes. Konseptutviklingsfasen blir delt opp i flere faser som vist i figur 2.3. Nedenfor vil



Figur 2.2: De ulike fasene i produktutviklingsmodellen presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger [28].

det kun være fokus på fasene som vært relevante for denne prosjektoppgaven. Dette vil være

Identify Customer Needs, Establish Target Specifications og *Generate Product Concepts* som vil bli presentert i de kommende delkapitlene. Metoden som er presentert har blitt fulgt til den grad det har vært fornuftig, og terminologien brukt av Ulrich og Eppinger blitt beholdt.



Figur 2.3: De ulike fasene innenfor konseptutvikling presentert av Karl T. Ulrich og Steven D. Eppinger [28].

2.1.1 Identify Customer Needs

For at et produkt skal oppleve suksess er det viktig at kundebehovene oppfylles. Det å utvikle et nytt produkt kan være riskofullt, og den virkelige indikasjonen på om kundebehovene har blitt identifisert riktig vil vise seg når kundegruppen blir presentert for den første prototypen. Konseptutviklingsfasen presentert av Ulrich og Eppinger begynner med å identifisere kundebehovene på en strukturert måte for å minske risikoen for et negativt utfall. I dette delkapittelet vil vi se på hvordan kundebehovene kan bli funnet gjennom fem steg. Stegene er som følgende:

1. *Gather raw data from customers*: Denne informasjonen kan innhentes gjennom blant annet intervjuer med kundegruppen eller observasjoner av eksisterende produkter. Forfatterne påpeker at det er viktig med god informasjonsflyt mellom kundegruppen og utviklerne slik at utviklerne får en dyp forståelse for hvilke behov som må tilfredsstilles. Uten kommunikasjon kan viktig informasjon bli utelatt og risikoen for at produktet ikke oppfyller behov øker.
2. *Interpret the raw data in terms of customer needs*: Etterhvert som informasjon blir innhentet er det viktig å gjøre seg med forstått med kundebehovene. Behovene må deretter bli uttrykt i form av hva produktet skal gjøre. Utfordringen her er å finne de skjulte behovene som kundegruppen har vanskeligheter for å uttrykke seg for. Det vil være like viktig å finne de skjulte behovene som de eksplisitte behovene.
3. *Organize the needs into a hierarchy*: Som oftest vil det komme fram mange behov som skal oppfylles, og det vil ikke være lett tilfredstille alle. I dette steget vil vi derfor organisere behovene i en liste etter viktigheten av de enkelte.
4. *Establish the relative importance of the needs*: Listen som ble laget i det forrige steget vil ikke gi et grunnlag for grad av viktigheten for de enkelte behovene alene. I dette steget vil man derfor vektlegge hvert enkelt behov.
5. *Reflect on the results and the process*: I det siste steget skal det reflekteres over prosessen som har blitt gjennomført for å verifisere at kunnskapen utviklerne besitter stemmer.

I denne oppgaven har *Organize the needs into a hierarchy* og *Establish the relative importance of the needs* blitt sammenslått med delkapittelet *Interpret the raw data in terms of customer needs*.

2.1.2 Establish Target Specifications

Kundebehov er uttrykt i “language of the customer”, og gir ikke et nødvendig grunnlag for hvordan produktet skal utvikles. Av den grunn er det vanlig å etablere spesifikasjoner som er målbare for å gi utviklerne føring. Spesifikasjonene blir etablert i to omganger i følge forfatterne. En gang etter at kundebehov har blitt identifisert, kalt *target specifications*, og enda en gang etter at et konsept har blitt valgt, kalt *final specifications*. Årsaken til dette er at utviklerne ikke vet de teknologiske begrensningene som er tilknyttet konseptene. Spesifikasjonene må derfor endres ytterligere når man vet begrensningene. I denne omgang vil vi kun fokusere på *target specifications* og dette gjennomføres i fire steg som følger:

1. *Prepare the list of metrics*: Sette av mål for hvert enkelt behov for å se hvilke behov som er målbare.
2. *Collect competitive benchmarking information*: Innhente informasjon fra eksisterende produkter.
3. *Set ideal and marginally acceptable target values*: Etterhvert som informasjon innhentes skal det etableres akseptable verdier for spesifikasjonene.
4. *Reflect on the results and the process*: Refleksjon over de forgående stegene vil forsikre om at resultatene stemmer overens med formålet ved prosjektet.

I denne oppgaven har *Prepare a list of metrics* blitt sammenslått med delkapittelet *Set ideal and marginally acceptable target values*.

2.1.3 Generate Product Concepts

Etterhvert som kundebehovene og de overordnede målene er identifisert kan konsepter utvikles. Dette skal være en kreativ prosess, og det kan være fordelaktig å bruke en strukturert metode påpeker forfatterne. Selv om de presenterer en lineær prosess påpeker de at konsept-genereringsfasen vil være en iterativ prosess. Konseptgenereringsfasen vil bli delt opp i fem steg som følger:

1. *Clarify the problem*: Få en forståelse av problemet og del det opp i mindre problemer.
2. *Search externally* : Innhente informasjon fra brukere, eksperter, patenter, litteratur og eksisterende produkter.
3. *Search internally*: Innhente informasjon innad i gruppen.
4. *Explore systematically*: Informasjonen som innhentes gjennom de to foregående stegene vil nå bli brukt for å utvikle konsepter, og vil deretter bli presentert.
5. *Reflect on the solutions and the process*: Reflekter over prosessen og se etter muligheter for improvisasjon.

Kapittel 3

Analyse

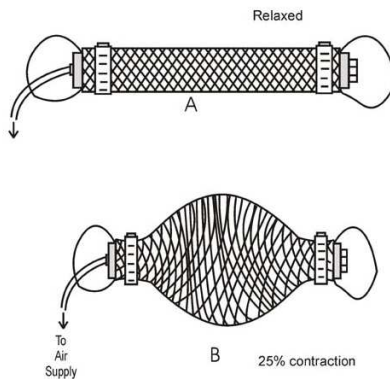
I dette kapitlet vil en vurdering av den tidligere prosjekt- og masteroppgaven først bli presentert. Gjennom denne vurderingen vil det komme fram at den konseptuelle løsningen som ble presentert i det tidligere arbeidet ikke tilfredsstiller alle forventninger og behov. Det har derfor vært et behov for å identifisere kundebehov, og videreføringen av prosjektet har tatt utgangspunkt fra dette. Kundegruppen i denne oppgaven vil bli omtalt som brukere av KAFOer og TOV. Deretter vil overordrende spesifikasjoner satt for utviklingen av en ny dynamisk KAFO bli presentert. Informasjon som har bidratt til utviklingen av konseptuelle løsninger vil så bli presentert. Kapitlet avsluttes med en presentasjon av konsepter som har blitt utviklet gjennom denne oppgaven. I oppgaveteksten vil den tidligere prosjekt- og masteroppgaven bli referert som det tidligere arbeidet.

3.1 Vurdering av tidligere arbeid

I dette delkapitlet vil det tidligere arbeidet i prosjektet bli gjennomgått i korte trekk, for så en vurdering av arbeidet. Dette har gitt utgangspunktet for denne prosjektoppgaven.

McKibben-muskler (MKM) ble utviklet på 1950-tallet [31], og ble kjent for sine fordeler ved fleksibilitet og lave vekt i forhold til kraften som blir generert. Denne fungerer som en lineær aktuator, hvor muskelen består av elastisk gummislange som er omfavnet av et flettet nett. Ved å påføre trykk i den indre gummislangen, vil denne få en radiell oppblåsing og muskelen vil trekke seg sammen i lengden. En illustrasjon av hvordan prinsippet fungerer er presentert i figur 3.1.

I den tidligere prosjekt- og masteroppgaven ble det utviklet fluid-drevne kunstige muskler for bruk i en dynamisk KAFO. Arbeidet begynte med en analyse av kneets anatomi, og analyse av vanlig gange og gange i trapper. Det ble gjort en analyse av eksisterende KAFOer på markedet og en analyse av arbeid som har blitt gjort relatert til dynamiske KAFOer. Videre ble det gjort omfattende arbeid i å forstå problemet fra brukerens synsvinkel. Studentgruppen som skrev oppgavene valgte å sette seg selv i samme situasjon som brukerne for å få innblikk fra deres side. De stivnet av egne ben for å simulere redusert funksjonalitet en hel skoledag. Det ble også gjort intervjuer med KAFO brukere og ortopediingeniører



Figur 3.1: Illustrasjon av virkemåten til en McKibben-muskel presentert av Soft Robotics Toolkit [27].

ved TOV. En teknologianalyse ble gjennomført for å se på alternative løsninger som kunne brukes i en ny dynamisk KAFO. Etter informasjonsinnhenting ble konseptuelle løsninger utviklet og valget falt på å lage en løsning basert på MKM.

Under arbeidet ble det utført tester med forskjellige type flettet nett for å få en bedre forståelse av egenskapene til disse. Det ble funnet ut at materialegenskapene og flettingen av det flettede nettet avgjør hvor mye en MKM kan sammentrekkes og hvor mye kraft den kan generere. Det ble laget prototyper som ble testet i en statisk kraft-test, hvor det ble tilført lufttrykk. Testene indikerte at kreftene som ble generert var tilstrekkelige for bruk i en dynamisk KAFO. [17] har også i sitt arbeid presentert at MKMer kan generere svært store krefter slik at de kan brukes som aktuatorer. Potensialet for bruk av en MKM ligger altså til grunn.

Under prosjektet ble musklene også testet med væsketrykk. Noe som lå til grunn for dette var at et pneumatisk system ville kreve en kompressor eller en trykktank. Resultatene var lovende og det ble konkludert med at det var ønskelig å bruke væsketrykk i en ny dynamisk KAFO. Dette vil kreve et system bestående av en pumpe, batteri, væskebeholder for å kunne drive musklene. Det har videre blitt lagt fram at denne løsningen vil ha en vekt på 2.5-3.2 kg. Vekten vil variere i forhold til hvor mange muskler systemet består av. Arbeidet ble avsluttet med en presentasjon av konseptuelle løsninger som måtte videreutvikles. De konseptuelle løsningene er presentert i figur 3.2. Denne prosjektoppgaven skulle ta utgangspunkt fra de konseptuelle løsningene som ble presentert i det tidligere arbeidet. Men før videreutviklingen av løsningene ble TOV kontaktet for å finne ut om det fortsatt var interesse for prosjektet. TOV bekreftet at det fortsatt var interesse og det ble gjennomført møter. Gjennom møtene ble viktige funn avdekket. Som en kan se består begge løsningene av en sene som går igjennom en kunstig kneskål. Denne kneskålen ble utviklet på bakgrunn av at senen gravde seg ned i benet under testing. Her kom det fram at det ikke var ønskelig å påføre kneet en trykkbelastning da dette kan medføre belastningskader. Et annet synspunkt som ble tatt opp, var blant annet plasseringen og estetikken til løsningen. Det var usikkerhet



Figur 3.2: Konsepttegning av dynamisk KAFO med McKibben-muskler utviklet i tidligere arbeid [2]

i om de konseptuelle løsningene ville falle i smak hos brukerne, da de omfavner store deler av benet. I og med muskelen blåses opp og ned vil dette muligens oppfattes litt merkelig i offentlige rom. Tar man en kobling til hydrauliske sylindere, vil disse kunne generere krefter i to retninger, men en MKM har kun muligheten for å generere krefter i en retning. Dette gjør det vanskelig å anvende muskelen da TOV ikke ønsker å påføre kneet trykklåpninger. Andre plasseringer av muskelen har derfor ikke blitt vurdert. Med dette i bakgrunn kom det fram at løsningen basert på fluid-drevne kunstige muskler ikke ville videreutvikles og at det var behov for utvikling av en ny løsning.

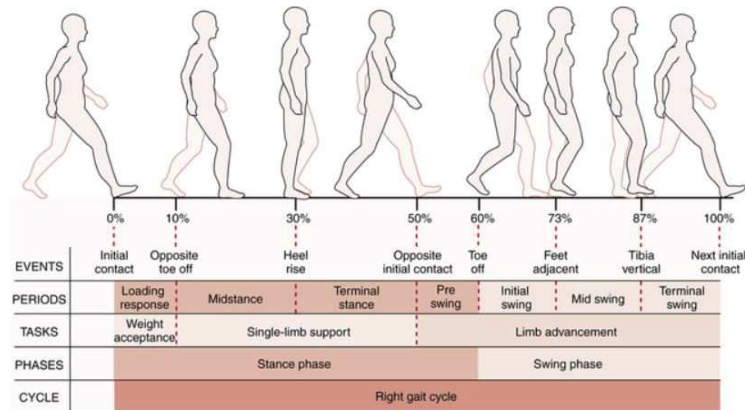
3.2 Identify customer needs

Gjennom vurderingen av det tidligere arbeidet kom det fram at løsningen ikke tilfredstilte kundebehovene. For å forsikre seg om at en ny løsning når opp til forventningene hos kundegruppen, har kundebehov blitt identifisert på nytt gjennom dette delkapittelet. Kundebehovene har blitt identifisert gjennom en forståelse av de ulike KAFOene som tilbys på markedet og intervjuer. Noe av informasjonen har blitt dekket tidligere, men dette har blitt gjennomgått på nytt som har gjort det mulig avdekke ny informasjon.

3.2.1 Gather Raw Data from Customers

Pasienter diagnostisert med Polio, Spina Bifida (ryggmargsbrokk) og skader påvirket av ytre forhold (trauma) har vært blant de som har anskaffet en KAFO hos TOV [2]. Det finnes også andre årsaker for å anskaffe seg en KAFO, men i bunn og grunn kommer dette av lammelser eller svak muskulatur i benregionen. Dette gjør det svært vanskelig å belaste benet uten at kneleddet kollapser. En KAFO assisterer brukeren ved å forhindre rotasjon av

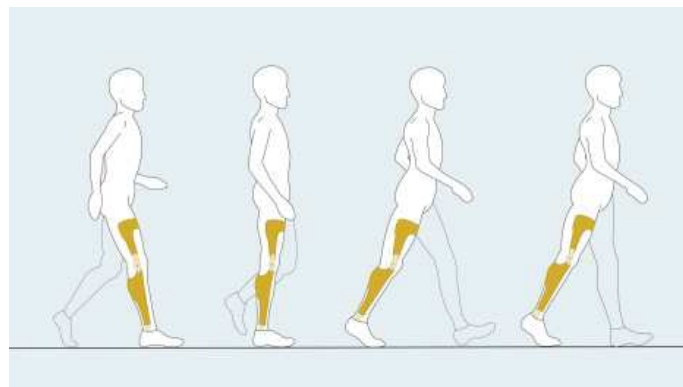
kneleddet slik at man unngår kollapse. For å forstå funksjonaliteten av de ulike KAFOene på markedet i dag har det vært fornuftig å gjøre seg kjent med gangsyklusen hos mennesker. En gangsyklus regnes som tidsintervallet i det den ene foten kommer i kontakt med underlaget til den samme foten kommer i kontakt med underlaget igjen. En illustrasjon av en syklus er vist i figur 3.3. Gangsyklusen deles videre inn i stand- og svingfasen, hvor standfasen utgjør 60% av gangsyklusen, mens svingfasen utgjør 40%. Standfasen hvor foten er i kontakt i med underlaget, og svingfasen hvor foten ikke er i kontakt med underlaget [30].



Figur 3.3: Illustrasjon av gangsyklusen hos mennesker [8].

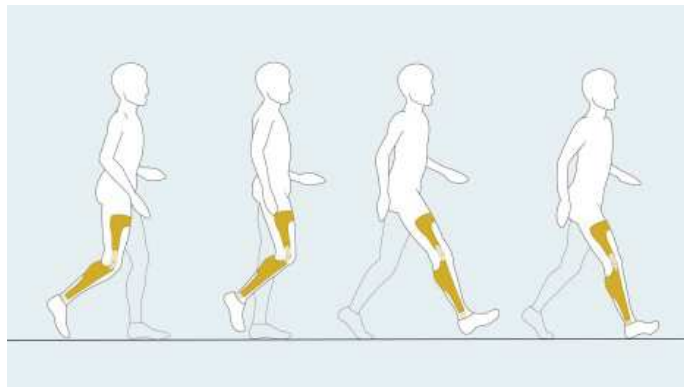
Nå som fasene i gangsyklusen er forklart, vil dagens KAFOer som grupperes i 3 kategorier i følge [25] bli presentert.

- Passiv KAFO: Denne KAFOen forhindrer rotasjon av kneleddet ved å holde leddet fastlåst gjennom hele gangsyklusen som illustreres i figur 3.4. Benet vil altså være i utstrakt posisjon gjennom hele gangsyklusen. Dette hemmer fremkommeligheten hos brukeren og vedkommende vil ha et unaturlig gangmønster.



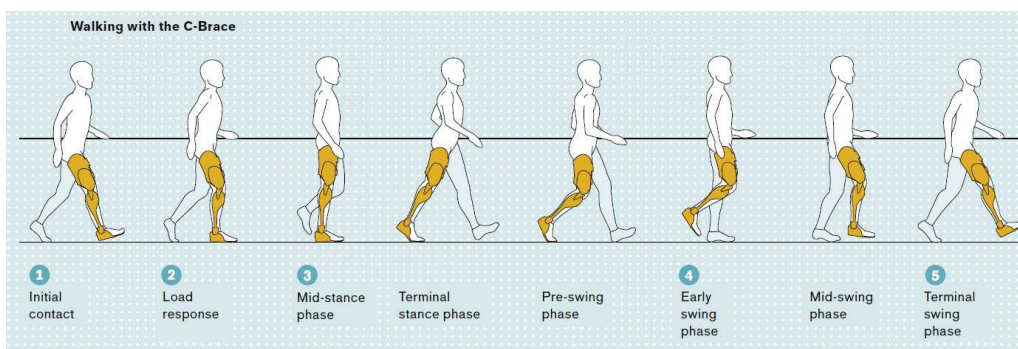
Figur 3.4: Illustrasjon fra Ottobock av gangmønster med en passiv KAFO [19].

- Stance Control (SC) KAFO: Denne KAFOen låser kneleddet slik at benet er utstrakt under standfasen og tillater rotasjon av kneet i svingfasen. Dette betyr altså at kneleddet forhindres i å rotere i det foten kommer i kontakt med underlaget. Figur 3.5 viser en illustrasjon av gangmønsteret ved bruk av en SCKAFO. Igjen vil denne også gi brukeren et unaturlig gangmønster, men ikke i like stor grad som en passiv KAFO.



Figur 3.5: Illustrasjon fra Ottobock av gangmønster med en SCKAFO [19].

- Dynamisk KAFO: Formålet med en dynamisk KAFO er å gi brukeren et naturlig gangmønster. Denne opererer med en ekstern kraftkilde som leverer moment til kneleddet, slik at kneleddet forhindres i å rotere etter behov. Denne type KAFO skal også gi brukeren et naturlig gangmønster i trapper. Figur 3.6 illustrerer bruk av en dynamisk KAFO.



Figur 3.6: Illustrasjon fra Ottobock av gangmønster med endynamisk KAFO [18].

Intervju med brukere og TOV

Som sagt tidligere ble det gjennomført intervjuer med brukere og ortopediingeniører i det tidligere arbeidet. Gjennom disse ble det funnet ut at mangelen ved passive- og SCKAFOer som TOV leverer til kundene sine i dag, er at det er vanskelig å gå i nedoverbakker, trapper, sette seg ned kontrollert og ikke minst at de gir et unaturlig gangmønster. I et intervju som ble gjennomført i etterkant av den tidligere prosjekt- og masteroppgaven har TOV kommet med et ønske om at en ny løsning helst bør være i nærheten av omdreiningspunktet til kneet, i og med at løsningen basert på fluid-drevne kunstige muskler dekket store deler av benet. Det har også blitt lagt fram at det er ønskelig med en modulbasert løsning, hvis det skulle være mulig. På denne måten har brukeren muligheten for å ta av modulen når det ikke er behov, og for TOV sin del vil være lettere å implementere løsningen. TOV har også vært klare på at en ny løsning ikke må påføre kneet ytre påkjenninger slik den tidligere konseptuelle løsningen gjorde.

C-brace

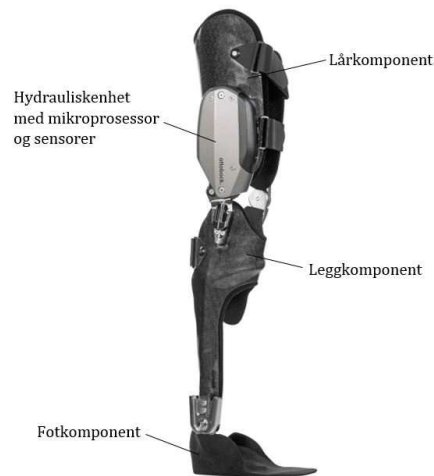
Siden ønsket fra TOV har vært å finne en løsning tilsvarende C-brace ble det gjennomført en analyse i det tidligere arbeidet av produktet. Men siden da har det kommet en ny utgave av C-brace og har valgt å se nærmere på denne.

I denne oppgaven har C-brace blitt kategorisert som en dynamisk KAFO, og er produsert av protese- og ortoseprodusenten Ottoblock. Dette er verdens første SSCO (Stance and swing phase control orthosis), hvilket betyr at ortosen kontrollerer både stand- og svingfasen i gangsyklusen. På denne måten vil C-brace gi brukeren muligheten til å belaste det svakere benet mens kneet er i en flektert(bøyd) tilstand, slik man kan oppnå et naturlig gangmønster. Kneleddet forhindres i rotere etter behov noe som ikke er mulig med en passiv- eller SCKAFO. Dette er en viktig grunn til at C-brace skiller seg fra andre KAFOer på markedet. Andre fordeler ved C-brace i følge Ottobock er som følgende [18]:

- Tillater brukeren å gå i trapper med et naturlig gangmønster som kan redusere ensidig belastning.
- Lettere å gå langs helninger.
- Mulig å ha på under klær.
- Tillater brukeren i å endre innstillinger mellom ulike aktiviteter som f.eks til sykling gjennom en mobilapplikasjon. Det er også mulig å finjustere innstillingene gjennom applikasjonen.

C-brace-en består av en lår-, legg- og fotkomponent, i tillegg til et hydraulisk system som blir styrt av en mikroprosessor. Mikroprosessoren innhenter data fra et sensorsystem som måler fleksjonen i kneleddet og vinkelakselerasjonen, og finner ut av hvilken gangfase brukeren er i. Systemet har en oppdateringsfrekvens på 100 Hz og vil kunne gi et godt sanntidsbilde [18]. Dataen som blir innhentet til mikroprosessor, blir så brukt til å regulere den hydrauliske

motstanden og vil dermed kontrollere bevegelsen av kneleddet [25]. På denne måten vil C-brace-en gi assistanse til brukeren. Det er viktig å merke seg at den vil ikke kunne utføre bevegelse for brukeren, men gi assistanse. Figur 3.7 viser de ulike komponentene ved C-brace.



Figur 3.7: C-brace produsert av Ottobock [18].

Prosesen for å anskaffelse en C-brace er beskrevet som følgende i en brosjyre fra Ottobock [18]:

1. Undersøkelse for å finne ut om pasienten kan bruke C-brace.
2. En test ortose blir laget for å finne riktig passform. Deretter blir tilpasset C-brace produsert.
3. En tekniker justerer deretter C-brace-en etter brukerens gangmønster.
4. Brukeren vil så gjennomgå en trening- og rehabiliteringsfase.
5. Obligatoriske inspeksjoner gjennomføres av Ottoblock med jevne mellomrom.

Mye av denne prosessen er styrt av Ottobock, og det er lite involvering av TOV. Prosessen er ressurskrevende når kunder hos TOV skal anskaffe seg en C-brace da ansatte ved Ottobock skal flys inn for å innhente nødvendig informasjon om brukeren. Prisen er også svært høy da denne ligger på rundt 600 000 kr ifølge TOV.

3.2.2 Interpret the raw data in terms of customer needs

I det tidligere arbeidet ble en kravspesifikasjon utarbeidet. Denne tok for seg direkte krav og ønskelig krav til en dynamisk KAFO. Informasjon fra denne og informasjonen som har blitt innhentet i denne prosjektoppgaven har blitt satt sammen i tabell 3.1 som tar kundebehovene for en dynamisk KAFO. Behovene har blitt rangert fra 1 til 3, hvor 1 er mindre viktig og 3 er svært viktig.

Nr.	Kundebehov for dynamisk KAFO	Grad av betydning
1.	KAFOen hjelper brukeren med å oppnå et naturlig gangmønster	3
2.	KAFOen hjelper brukeren med å oppnå et naturlig gangmønster i trapper	3
3.	KAFOen hjelper brukeren med å oppnå et naturlig gangmønster langs helninger	3
4.	KAFOen hjelper brukeren med å sette seg kontrollert ned	3
5.	KAFOen kan tilpasses hver enkelt bruker	3
6.	KAFOen generer nok kraft til å assistere brukere med ulik kroppsvekt	3
7.	KAFOen kan tilpasses brukere med ulik høyde	3
8.	KAFOen kan brukes på høyre- eller venstrebenet	3
9.	KAFOen er behagelig å bruke	2
10.	KAFOen veier lite	3
11.	KAFOen unngår klem- og kuttskader	3
12.	KAFOen kan brukes uten at den overopphetes	2
13.	KAFOen lager minimalt støy	2
14.	KAFOen kan lett tas av og på av brukeren	2
15.	KAFOen kan brukes hver dag	3
16.	KAFOen er lett å vedlikeholde	2
17.	KAFOen omfavner benet minimalt	3
18.	KAFOen kan has på under klær	1
19.	KAFOen har en pålitelig energikilde	2
20.	KAFOen har en energikilde som holder ut en dag	3
21.	KAFOen er enkel å lade	2
22.	KAFOen kan brukes når energikilden er tom	2
23.	KAFOen unngår belastningskader hos brukeren	3
24.	KAFOen unngår slitasje på klær og sko	3
25.	KAFOen er trygg å bruke	3
26.	KAFOen er robust og tåler å bli utsatt for fall	2
27.	KAFOen har lang driftstid	2
28.	KAFOen kan brukes i varme og kalde omgivelser	2
29.	KAFOen har en rimelig pris	2

Tabell 3.1: Oversikt over kundebehov.

3.2.3 Reflect on the results and the process

Listen har blitt gjennomgått med en ortopediingeniør ved TOV, og sammen med vedkommende har det blitt gjort noen justeringer. Hensikten med dette var for å forsikre om at kundebehovene hadde blitt avdekket, og for å unngå en ensidig vurdering.

3.3 Establish target specifications

I dette kapitlet vil spesifikasjoner som er målbare blitt kartlagt da det forrige kapitlet kun uttrykte behovet hos kundene. Hensikten med dette er for å gi en føringen for konseptene som blir utviklet.

3.3.1 Collect competitive benchmarking information

TOV sitt ønske er å utvikle en KAFO tilsvarende C-brace, og det har da vært relevant å se på informasjon tilknyttet denne. I en brosjyre fra Ottobock stod følgende krav oppført til brukeren [18]:

- Brukeren må være stand til å stabilisere overkroppen.
- Muskelstyrken i hofter må tillate kontrollert svingbevegelse av utsatte benet.
- Brukeren må oppfylle fysiske og psykiske krav for oppfatning av optiske signaler og mekaniske vibrasjoner.

Og følgende kontradiksjoner var oppført:

- Fleksjons kontraktur i kne- og/ eller hofteleddet er mer enn 10° .
- Kne varus / valgus feilstilling mer enn 10° (hjulbenthet/ kalvbenthet).
- Moderat til betydelig spastisitet (*tilstand med unormalt høy spenning i skjelett muskulatur* [7]).
- Benlengdeforskjell mer enn 0.15 m.
- Kroppsvekt mer enn 125 kg.

I forhold til oppgaven har det siste punktet om kroppsvekt vært mest relevant for oppgavens del. De andre punktene vil forøvrig være veiledende for TOV ved vurdering om brukeren er kvalifisert for bruk av en dynamisk KAFO.

3.3.2 Set ideal and marginally acceptable target values

Kundebehovene som ble identifisert i kapittel 3.2.2 sammen med informasjonen om C-brace har blitt gjort om til målbare spesifikasjoner i dette delkapitlet. I det tidligere arbeidet har et lignende arbeid blitt gjennomført og det har blitt tatt utgangspunkt i dette. De overordnede spesifikasjonene er presentert i tabell 3.2.

Nr.	Mål	Verdi	Enhet
1.	Maksimal brukervekt	125	kg
2.	Maksimal vekt på KAFO	3.5	kg
3.	Størrelse på KAFO	< C-brace	
4.	Brukstid	20	timer
5.	Pris	< 150 000	kr
6.	Tid for å ta av og på KAFO	Ca. samme tid som for vanlig KAFO	
7.	Temperatur for bruksområde	-15 - 40	°C
8.	Støy	Komfortabel nok til å brukes i offentlige rom	

Tabell 3.2: Oversikt over spesifikasjoner for dynamisk KAFO.

3.3.3 Reflect on the results and the process

En del av arbeidet har blitt gjort tidligere og vi kan derfor se tilbake på dette for å forsikre oss om at alle krav har blitt ivaretatt. Gjennom vurdering av det tidligere arbeidet har en rekke ting blitt avdekket, og denne informasjonen har blitt lagt til. Spesifikasjonene som har blitt oppgitt i tabell 3.2 har vært til hjelp for utviklingen av konseptene. Det vil være muligheter for å endre disse ved behov etterhvert i prosjektet.

3.4 Concept generation

I dette kapitlet vil spørsmål tilknyttet utviklingen av en dynamisk KAFO bli presentert, etterfulgt av eksisterende teknologier som har blitt brukt for utviklingen av konseptene. Konsepter som har blitt utviklet i tidligere arbeid har også blitt vurdert for å se de kan brukes videre i oppgaven. Til slutt vil konsepter som har blitt utviklet gjennom denne oppgaven bli presentert.

3.4.1 Clarify the problem

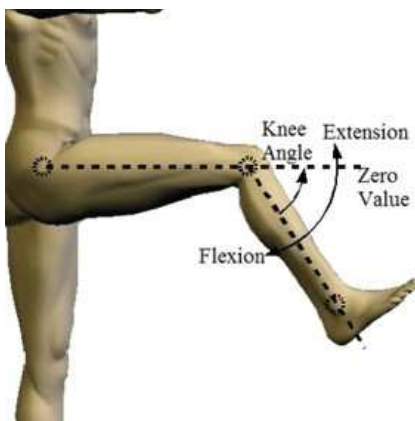
I dette delkapitlet har spørsmål tilknyttet utviklingen av en dynamisk KAFO blitt oppklart, som har gjort det enklere å se etter løsninger. Dette har vært blant annet hva vi vil at løsningen skal gjøre, hva løsningen må tillatte brukeren å gjøre og hvor mye kraft som trengs for å assistere brukeren. Dette har gjort konseptutviklingen mer optimal og målrettet.

Ovenfor ble funksjonaliteten til C-brace presentert, og det kom fram at den kun assisterer brukeren gjennom gangen og vil ikke utføre bevegelsen for brukeren. Dette har tydet på at vi ser etter løsninger hvor benet kan bli belastet mens kneet er i en flektert tilstand uten kollaps. Altså forhindre rotasjon av kneleddet i ulike vinkler og ved behov når benet blir belastet. På bakgrunn av dette har følgende problemstilling blitt formet:

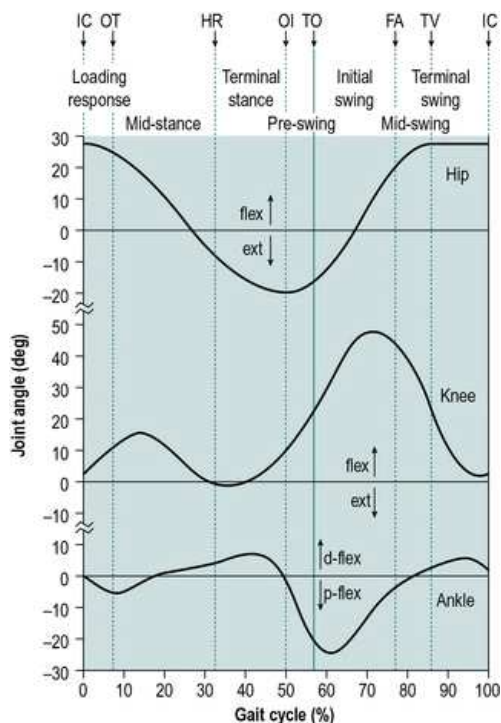
Hvordan forhindre rotasjon av kneleddet etter behov i en kne-ankel-fot ortose uten at ortosen får høy vekt eller tar stor plass, samtidig som den er billigere enn dagens løsning?

Vinkel i kneledd

Det har vært behov for å se på hvilke vinkler kneleddet oppnår gjennom vanlig gange og gange i trapper, på bakgrunn av problemstillingen. Figur 3.9 viser fleksjons- og ekstensjonsvinkel av kneleddet ved vanlig gange. Dette er altså vinklene som oppstår mellom lår- og leggbenet som vist i figur 3.8. Vi ser at i standfasen, når benet belastes at fleksjonsvinkelen på det meste er omtrent 20°. Videre ser vi at i svingfasen vil en fleksjonsvinkel på hele 50° bli oppnådd. Ekstensjonsvinkelen er på det meste omtrent 0°.



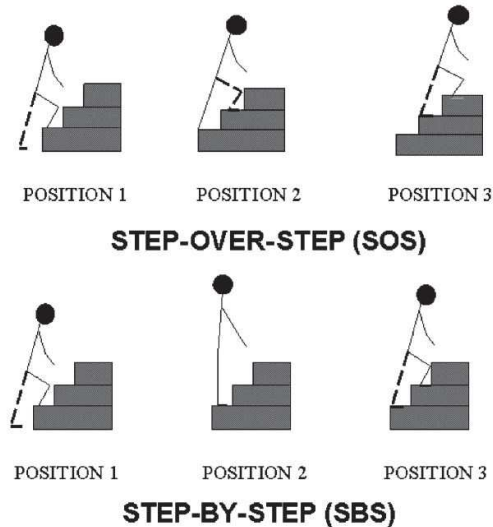
Figur 3.8: Knevinkel [15].



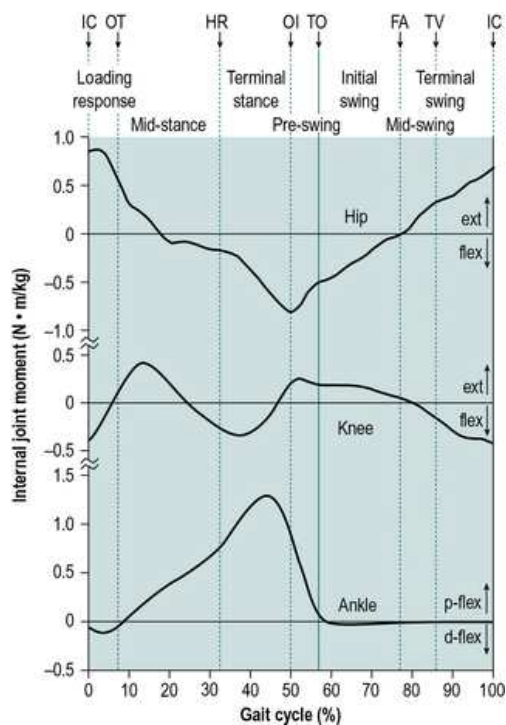
Figur 3.9: Vinkel i ulike ledd under vanlig gange [30].

Gange i trapper kan utføres på to forskjellige måter, steg-over-steg eller steg-for-steg. Det vanlige gangmønsteret blir utført i et steg-over-steg (step-over-step) mønster som vist i figur 3.10. Men for personer med redusert funksjonalitet i muskulatur eller delvise lammelser i benregionen vil ikke være i stand til å gjennomføre dette. De vil derfor ha et steg-for-steg (step-by-step) mønster som vist i figur 3.10 hvor de bruker det friske benet som det ledende benet. Figur 3.12 viser fleksjonsvinkel ved trappegange ved både oppstigning og nedstigning. Trappegange ved oppstigning vil på det meste vil kreve en fleksjonsvinkel på omtrent 80° og samme fleksjonsvinkel vil oppnås ved nedstigning.

Siden brukeren også ønsker å sette seg ned på en kontrollert måte, har det vært behov for å ta hensyn til dette. Det har derfor blitt antatt at en fleksjonsvinkelen på omtrent



Figur 3.10: Gangmønstre i trapper [13].

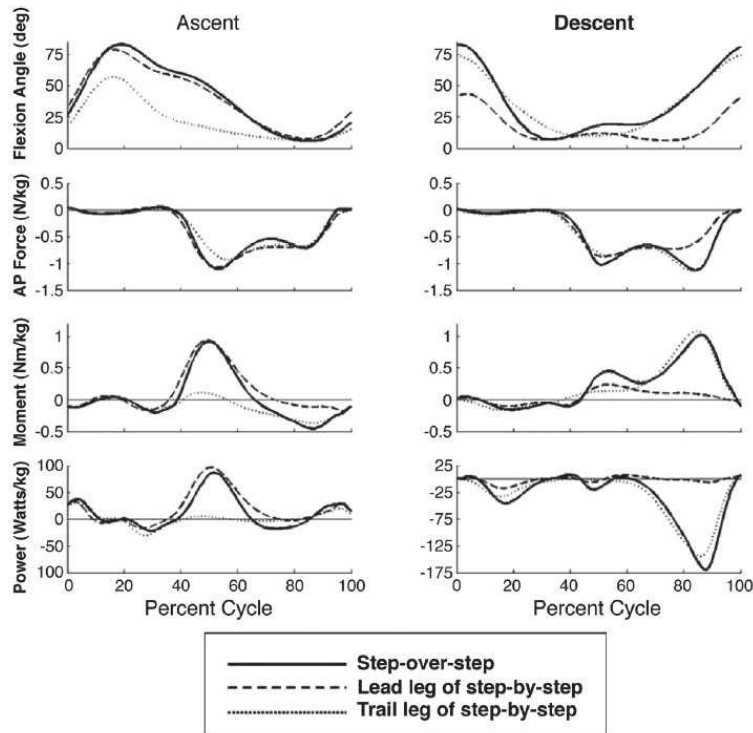


Figur 3.11: Moment i ulike ledd under vanlig gange [30].

90° vil bli oppnådd når man setter seg ned. Det er viktig å legge merke til at pasientene har ulik muskelstyrke og at disse vinklene ikke kan bli oppnådd av hver enkelt. Men denne informasjonen har blitt brukt veiledende når løsninger har blitt utforsket.

Moment i kneledd

For å vite hvor mye kraft som må genereres for å forhindre kollaps av kneleddet, har momentet tilført av kneet under gange blitt sett på. Momentene som blir presentert er for personer med to friske ben, og har blitt brukt som veiledende. Under vanlig gange viser figur 3.11 det indre momentet som blir tilført av kneleddet. På det meste vil et moment tilsvarende 0.6 x kroppsvekten Nm bli tilført av kneleddet. I vårt tilfelle hvor vi har satt krav til brukervekt på 125 kg vil dette tilsvare 75 Nm. Siden KAFOen skal bli brukt i trappegange har også moment tilført av kneleddet for dette tilfellet blitt sett på. Som sagt tidligere vil trappegange av vår brukergruppe bli utført i et steg-for-steg mønster med det friske benet som det ledende benet. Figur 3.12 viser at kneleddet på det tyngste tilfører et moment på omtrent 1 x kroppsvekten og tilsvarer 125 Nm. Disse tallene har vært veiledende for hvor mye kraft som må tilføres av en ekstern kilde.



Figur 3.12: Moment og vinkel i kneledd ved gange i trapper [13].

3.4.2 Search externally

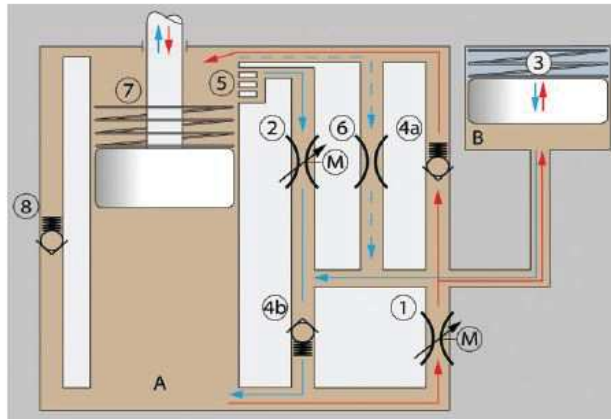
I det forrige delkapittelet ble spørsmål tilknyttet problemstillingen oppklart. I dette delkapittelet vil vi se nærmere på eksisterende løsninger som kan brukes i vårt tilfelle. I et av møtene med TOV kom fram at løsningen muligens kunne være en form for brems eller støtdemper. Dette har vært hovedgrunnen til at fokuset har vært på brems og støtdempere. Igjen presiseres det at løsningen ikke trenger å utføre bevegelsen for brukeren men at den kun trenger å assistere bevegelsene. Hovedfokuset har blitt lagt på den mekaniske delen, og grunnen til dette vil komme fram når konseptene blir presentert.

C-Leg

Produsenten av C-brace, Ottobock, er også kjent for benprotesen C-Leg. Selvom C-leg er en protese har informasjonen tilknyttet denne vært verdifull. I [24] sitt arbeid har mekanismen som befinner seg i C-leg blitt presentert og figur 3.13 viser en oversikt over komponentene som brukes i det hydrauliske systemet. Uten å gå for dypt i virkemåten kontrolleres stempelbevegelsen ved hjelp av ventiler som blir drevet av elektriske motorer. Et system bestående av en pumpe vil være ressurskrevende da det trengs en motor for å drive pumpen i tillegg til at motoren krever en kraftkilde. Ved bruk av få komponenter vil mindre energi bli tapt, samtidig som at vekten på løsningen blir lav. Løsningen basert på fluid-drevne kunstige muskler ville muligens vært mer ressurskrevende. Informasjon tilknyttet C-Leg viser at det

ikke kreves en pumpe for å drive det mekaniske systemet i en protese.

En annen ting som er viktig å presisere er at i en benprotese blir komponentene plassert i den kunstige delen som gjør at man får utnyttet det nødvendige området effektivt. I en ortose derimot vil de nødvendige komponentene bli plassert på utsiden av benet som gjør det svært utfordrende å lage en kompakt enhet. Likevel har forståelsen av funksjonaliteten av det mekaniske systemet i C-Leg vært til nytte i utviklingen av en ny dynamisk KAFO.



Figur 3.13: Hydraulisk krets C-Leg [24].

Bremser

I kjøretøysammenheng brukes bremsesystemer for å redusere hastigheten eller for å holde kjøretøyet i ro [10]. De samme prinsippene kan bli brukt i en dynamisk KAFO da vi ønsker å styre bevegelsen mellom lårbeinet og leggbeinet. Bremsesystemer blir ofte brukt i kjøretøysammenheng, og vil bli presentert nedenfor.

Bremser kan bli klassifisert i forhold til formål, oppbygging eller aktivering [16]. Formålene deles inn i kategoriene, primær- og sekundærbremser. Primærbremser blir brukt for å redusere hastigheten eller stoppe kjøretøyet og regnes som hovedbremsen. Sekundærbremser blir brukt for å holde kjøretøyet i ro, og kan sammenlignes med parkeringsbremsen. Videre kan bremsesystemer deles oppbygningsmessig inn i kategoriene, skivebremsesystemer og trommelbremsesystemer. Med tanke på aktivering kan bremsesystemer inndeles i kategoriene mekaniske, hydrauliske, elektriske, pneumatiske og vakuumbremser. Mekaniske bremsesystemer i sammenheng av kjøretøyer blir brukt i applikasjoner hvor små krefter trengs, som sykler. I passasjerbiler blir hydrauliske bremsesystemer ofte brukt, hvorav elektriske bremsesystemer blir brukt i hybrid- og/eller el-biler [10]. Pneumatiske bremsesystemer blir brukt i tunge kjøretøyer som lastebiler og busser. I applikasjoner hvor det trengs svært store krefter som tog, blir vakuumbremser brukt. Dette har gitt et bilde av de ulike systemene som har blitt brukt videre i konseptgenereringen.

Støtdempere

Støtdempere blir brukt i ulike sammenhenger, men har sin hensikt i å absorbere krefter ved støt. Nedenfor vil ulike støtdempere som har vært relevante for konseptutviklingen bli presentert.

- **Againer**

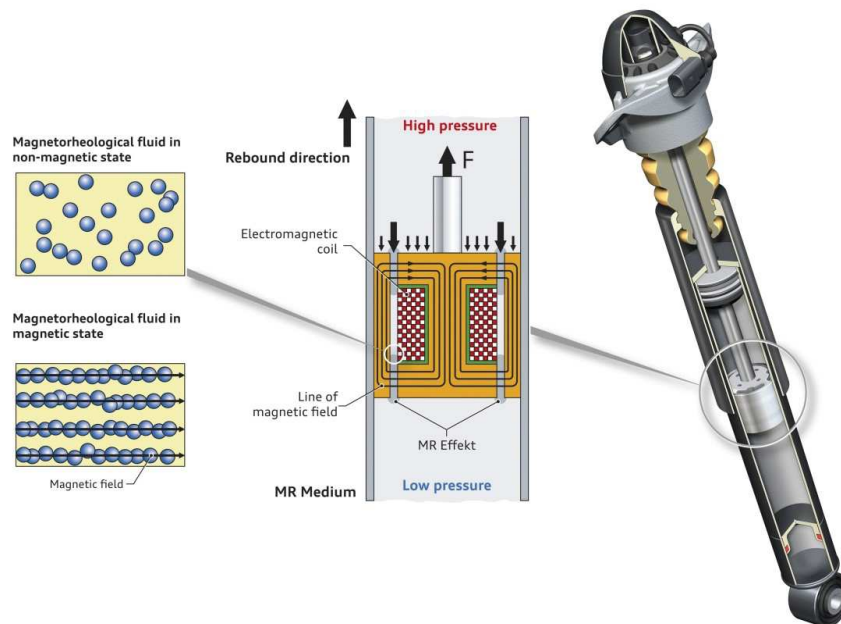
Når en står på slalåm kreves det mye av musklene i benregionen, og kne og rygg er blant kroppsdelene som blir utsatt for store påkjenninger. Againer er et eksoskjelett som reduserer disse påkjenningene og er blant annet med på å øke prestasjonen av benmuskene. Againer tilfører støtte til brukeren gjennom en skinne bestående av en gassfjær som kan justeres etter behov ved hjelp av en pumpe [1].



Figur 3.14: Againer [21].

- **Magnetoreologisk demper**

For å sikre gode kjøreegenskaper i biler er hjuloppheng et blant de viktigste komponentene, som består av blant annet av et fjæringssystem. Fjæringssystemet består av fjærer og støtdempere, hvor fjærene har som oppgave å ta opp kreftene som oppstår pga. ujevnheter i veibanen og støtdempere har som oppgave for å dempe egensvingninger som oppstår i fjærene [12]. Fjæringssystemer kan deles inn i ulike kategorier, hvor aktive fjæringssystemer har vært mest relevant for oppgaven [9]. Aktive fjæringssystemer kjennetegnes ved muligheten for å regulere egenskapene til støtdemperen, og blant disse finnes magnetoreologiske (MR) dempere. MR demperen justeres ved hjelp av magnetoreologisk væske endrer viskositeten sin fra å være tyntflytende til å være omtrent fast [4]. Stempelet som befinner seg i demperen vil bevege seg fritt når væsken er tynt flytende, og i det væsken blir fast vil stempelet forhindres i å bevege seg. På denne måten kan stempelet som justerer lengden av demperen kontrolleres ved at den plasseres i ønsket posisjon. Viskositeten til væske endres ved å aktivere en elektromagnet som befinner seg i stempelet som vist i figur 3.15.



Figur 3.15: MR demper utviklet av Audi [20].

- **Støtdempere i sykler**

Støtdempere i sykler brukes også i likhet med biler for å bedre kjøreegenskapene. I denne sammenheng har FOX utviklet en aktiv støtdemper, kalt Live Valve, som varierer dempingen etter kjøremønster og underlag. Gjennom en kombinasjon av en ventil og et patentert dempesystem bestående av to kamre, reguleres demping etter behov. Dempingen er elektronisk kontrollert av mikroprosessor, og Live Valve brukes også i andre kjøretøy for det samme formålet [5, 6]. Bilde av dempesystemet er vist i figur 3.16.



Figur 3.16: Live Valve utviklet av FOX [5].

3.4.3 Search internally

I den tidligere prosjektoppgaven ble tre konsepter presentert. Det første konseptet var basert på McKibben-muskler som ble presentert ovenfor kalt *multifilamentkonsept*, det andre kalt *Hesteskokkonsept*, og det tredje kalt *Kunstig kneskål og reim*. Etter å ha lest beskrivelsen av virkemåtene til konseptene, har ingen av konseptene vært til stor interesse. Årsaken er at disse konseptene utfører bevegelsen for brukeren, hvor vi egentlig ønsker å assistere brukeren. I tillegg vil konseptene mest sannsynlig være ressurskrevende da de utfører bevegelsen for brukerne. I den tidligere masteroppgaven ble 3 ulike multifilamentkonsepter presentert. Disse har heller ikke vært til stor interesse grunnet samme årsak som konseptene presentert i den tidligere prosjektoppgaven.

3.4.4 Explore Systematically

Informasjon som ble innhentet fra *search externally* og *search internally* har blitt satt sammen, og har vært grunnlaget for de fem konseptene som vil bli presentert nedenfor. Hovedfokuset har som sagt vært på den mekaniske delen, da det er stor sannsynlighet for at styresystemet vil bestå av sensorer og en mikrokontroller. Dette vil være den mest naturlige måten for å få et nøyaktig sanntidsbilde, slik at systemet kan oppfatte hvilken fase i gangen brukeren er i. Som det ble nevnt tidligere baserer C-brace seg på et sensorsystem som videre sender informasjon til en mikroprosessor, som igjen styrer den mekaniske delen. Det er naturlig at lignende system utvikles i vårt tilfelle og. Energikilden bak konseptene vil være et batteri, da dette er lett håndterlig og bærbart. Prismessig vil konseptene være innenfor det området som er ønskelig, og dette vil være lettere å fastslå etterhvert som de utvikles.

Konsept 1

Dette konseptet består av en skivebrems som forhindrer rotasjon av kneleddet når benet er under belastning. Bremsesystemet vil være plassert på yttersiden av kneleddet og opererer som en kobling mellom lår- og leggskinnen. Prinsippet fungerer på samme måte som en skivebrems som brukes i en sykkel, altså vil kneleddet låses ved at bremseklossene presser mot den roterende skiven. Bremseklossene vil aktiveres gjennom et hydraulisk system, hvor væsketrykk brukes for å forflytte bremsekivene. Væsken forflyttes med et stempel som er elektrisk drevet. Konseptet er presentert i figur 3.17.

Fordeler ved dette systemet er at det er en enkel mekaniske som kan bestå av få og lette komponenter. Systemet er godt utviklet innenfor bil- og sykkelindustrien som gjør at kunnskapen kan innhentes fra ulike områder. Men en ting som er uvisst så langt er om systemet klarer å levere nok moment slik at kneleddet kan låses i ønsket posisjon. Mer informasjon må derfor innhentes på dette området. Ulempen ved løsningen er at den ikke er modulbasert, og derfor må eksisterende ledd i en KAFO byttes ut.



Figur 3.17: Konsept 1: KAFO med skivebrens.



Figur 3.18: Skivebrens i sykkel fra Shimano [14].

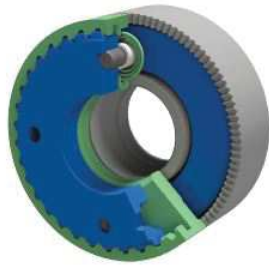
Konsept 2

Dette konseptet er i likhet med konsept 1 basert på et bremsesystem som låser kneleddet under belastning. Forskjellen er at skivebremsen har blitt byttet ut med en elektromagnetisk brems. Den elektromagnetiske bremsen består av en spole, en armatur, en fjær og en aksling som vist i figur 3.21. Når det blir tilført strøm til spolen vil et magnetisk felt dannes og armaturen vil trekkes innover for stoppe eller senke hastigheten rotasjonsbevegelsen til akslingen. Bremsen vil kobles av i det strømmen kobles ut, ved at fjæra skyver akslingen tilbake. Det finnes også en annen variant som fungerer på motsatt måte, hvor bremsen er koblet til uten at det blir tilført strøm og kobles av i det strøm blir tilført systemet. Dette prinsippet er vist i figur 3.25.

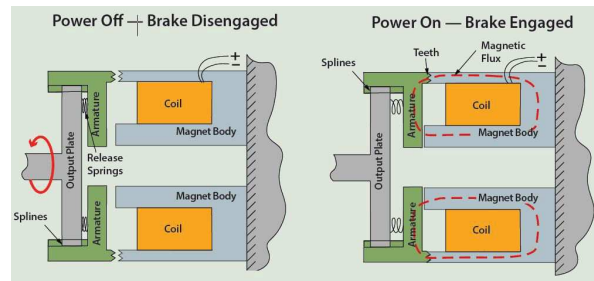
Fordelen med elektromagnetisk brems er at komponenten kan kjøpes ferdigprodusert og det trengs kun strøm for å aktuere systemet. Det som derimot kan være en utfordring er vekta på bremsen med tanke på momentet som trengs for å forhindre rotasjon av kneleddet. I likhet med konsept 1 er dette konseptet heller ikke modulbasert. Hvorvidt behovet for at løsningen må være modulbasert er fortsatt uvisst selvom det er et ønske fra TOV sin side.



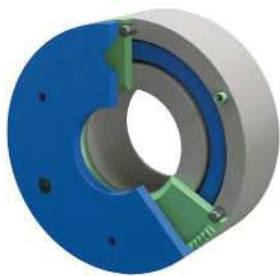
Figur 3.19: Konsept 2: KAFO med elektromagnetiskbrens.



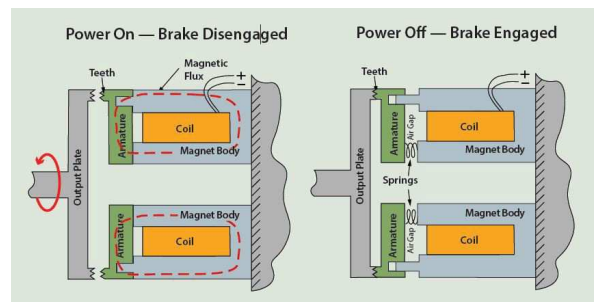
Figur 3.20: Elektromagnetisk brens fra SEPAC [22].



Figur 3.21: Virkemåte av elektromagnetisk brens presentert av SEPAC [22].



Figur 3.22: Elektromagnetisk brens fra SEPAC [23].



Figur 3.23: Virkemåte av elektromagnetisk brens presentert av SEPAC [23].

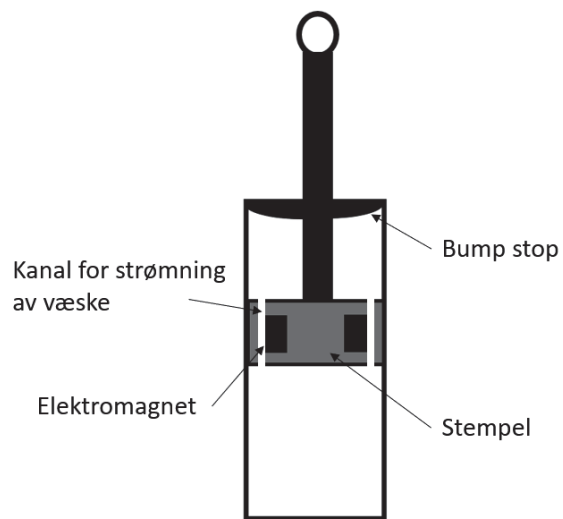
Konsept 3

Dette konseptet består av en MR demper som fungerer som et bindeledd mellom lår- og leggskinnen. Demperen er fylt med magnetoreologisk væske, som endrer viskositet ved aktivering av en elektromagnet som er plassert i stempelet. Viskositeten av væsken kan endres fra å være tyntflytende som vann til å nesten bli fast. På denne måten kan vi låse kneleddet i ønsket posisjon ved å forhindre forflytning av stempelet, som gjøres ved at væsken blir fast. En såkalt *bump stop* er plassert i toppen av sylindern for å unngå en ukomfortabel motkraft når stempelet når toppen.

Konseptet kan bli kompakt og lite da det ikke kreves store mengder med energi for å aktivere systemet. I og med at dette er en demper vil stempelet muligens sige, men dette er fortsatt uvisst og må undersøkes nærmere. En annen utfordring er at dette konseptet ikke kan prototypes raskt uten å måtte produsere en hel enhet. Det finnes få aktører som kan tilpasse en MR demper som kan brukes til vårt formål.



Figur 3.24: Konsept 3: KAFO med magnetoreologisk demper



Figur 3.25: Konsepttegning av MR demper

Konsept 4

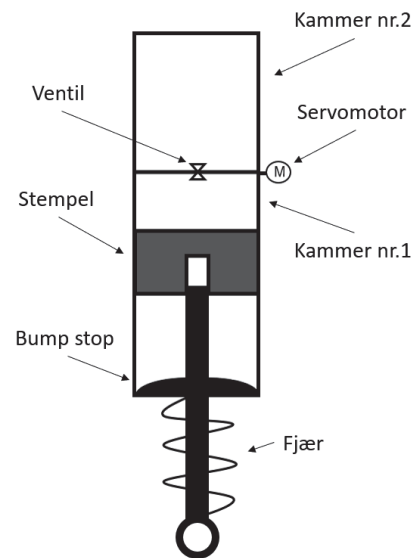
Dette konseptet er basert på et hydraulisk system uten en pumpe. Systemet består av en sylindere som sørger for å forhindre rotasjon av kneleddet ved at den kobles mellom lår- og leggskinnen. Sylindere er fordelt i to kamre hvor det ene kammeret (kammer nr.2 på figur 3.29) fungerer som et reservoar, mens i det andre kammeret (kammer nr.1 på figur 3.29) vil stempelet forflytte seg. Mellom kamrene er det plassert en ventil som styres av en servomotor. Når ventilen stenges vil væske ikke fortrennes til reservoaret slik at stempelet blir forhindret i å bevege seg. På denne måten kneleddet kan låses i ønsket posisjon. En *bump*

stop er plassert i bunnen av sylinderen med samme hensikt som i konsept 3. Videre har en fjær har blitt koblet i serie for å gi brukeren en mykere landing når benet belastes, og vil lagre energi slik at brukeren får hjelp når kneet skal ekstenderes.

Ved å unngå å bruke en pumpe vil både energi og plass utnyttes optimalt. Systemet kan bli kompakt og lite, da det ikke trengs å tilføre mye energi for å oppnå det momentet som trengs for at kneleddet skal unngå å kollapse. Det som muligens kan bli en utfordring er om ventilen vil være i stand til å åpne og lukke seg fort nok over lengre perioder.



Figur 3.26: Konsept 4: KAFO med hydraulisk lås



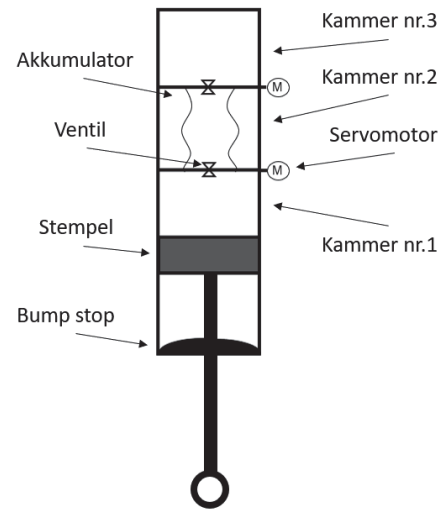
Figur 3.27: Konsepttegning av hydraulisk lås.

Konsept 5

Dette konseptet baserer seg på samme prinsipper som konsept 4. Forskjellen her er at fjæren som var koblet i serie i konsept 4 har blitt byttet ut med en akkumulator. Tanken er at akkumulatoren vil ha den samme funksjonen som fjæren. Dette vil da krevet et system med 3 kamre som fører til at det trengs to ventiler, og derav to servomotorer. Dette vil derfor være litt mer ressurskrevende enn konsept 4. Men ved å bytte ut fjæren vil denne løsningen muligens se estetisk sett bedre ut. Ved å bytte ut fjæra med en akkumulator vil det være lettere å styre bidraget som blir tilført under landingen. Altså kan stivheten på systemet reguleres lettere ved at trykket som er lagret i akkumulatoren kan stilles etter behov. Hvis samme funksjonalitet skal oppnås med en fjær må denne bli byttet ut. Systemet vil bli kompakt og lite.



Figur 3.28: Konsept 5: KAFO med hydraulisk lås.



Figur 3.29: Konsepttegning av hydraulisk lås.

3.4.5 Reflect on the solutions and the process

I utviklingen av fluid-drevne kunstige muskler tydet ting på at konseptene ikke ble gjennomgått med TOV i en tidlig fase. Når arbeidet skulle videreføres ble en del punkter avdekket sammen med TOV, og vi kom fram til at KAFOen basert på kunstige muskler ikke var av interesse. Konseptene har derfor blitt presentert til TOV for å avdekke eventuelle problemer. Tilbakemeldingene etter presentasjonen har vært positive og det har blitt bekreftet at løsningene kan videreutvikles.

Kapittel 4

Vurdering av arbeid

I denne prosjektoppgaven har muligheten for utvikling av en ny dynamisk KAFO blitt undersøkt. Oppgaven har tatt utgangspunkt i en tidligere prosjekt- og masteroppgave ved NTNU. Det tidligere arbeidet har gjennom denne prosjektoppgaven blitt vurdert for å kartlegge hva som har blitt gjort og har gitt utgangspunktet for denne oppgaven.

I vurderingen ble det funnet ut at løsningen som ble presentert i det tidligere arbeidet ikke nådde opp til forventningene hos TOV. Ytterligere informasjonsinnhenting ble derfor gjort for å få en bedre forståelse av kundegruppens ønsker og behov. TOV har hatt et ønske om å utvikle en dynamisk KAFO lik den dynamiske KAFOen C-brace, hvor hovedmålet har vært å gjenskape den samme funksjonaliteten. En oppklaring av funksjonaliteten til de ulike KAFOene som finnes på markedet i dag har blitt gjort for å se hva som skiller C-brace fra de andre. Her ble det funnet ut at C-brace kun assisterer brukeren gjennom gangen og ikke utfører bevegelsen for brukeren. Løsningen som ble utviklet i det tidligere arbeidet utførte bevegelsen for brukeren, og har derfor blitt lagt vekk.

Gjennom et intervju med TOV har deres ønsker i en ny løsning kommet fram. Dette har vært blant annet at de ønsker en modulbasert løsning som er i nærheten av omdreiningspunktet til kneet. Det har vært fokus på at løsningen ikke må påføre belastningskader på andre områder da den tidligere løsningen hadde tendenser til dette. Med dette i bakgrunn ble en liste over kundebehov og spesifikasjoner ført opp. Informasjonsinnhenting ledet til en ny problemstilling, som ble som følgende:

Hvordan forhindre rotasjon av kneleddet etter behov i en kne-ankel-fot ortose uten at ortosen får høy vekt eller tar stor plass, samtidig som den er billigere enn dagens løsning?

I begynnelsen av konseptutviklingen ble en del spørsmål rundt utviklingen av en dynamisk KAFO oppklart. Dette var blant annet at vi ønsker å regulere rotasjonen av kneleddet, hvilke vinkler som må tas hensyn til, og hvor mye moment som må tilføres leddet. Basert på dette, ble det gjort et søk på eksisterende teknologier, og med informasjonen ble fem konsepter utviklet. Konseptene har blitt presentert til TOV for å forsikre om at behovene deres har blitt dekket. Tilbakemeldingen var positiv og vil tas videre med i masteroppgaven.

Kapittel 5

Videre arbeid

Denne oppgaven vil være et grunnlag for masteroppgaven som skal gjennomføres våren 2019. Konseptene som har blitt presentert i denne prosjektoppgaven vil videreutvikles slik at de mest relevante kan prototypes. For prototypingen vil det muligens være behov for å lage en skinne til en KAFO. Det koster en del å produsere en skinne og TOV har sagt at det kan være muligheter bruke noen gamle skinner som de har liggende på lager. Utfordringen her vil være å finne en skinne som passer til testpersonen da det er svært vanskelig å tilpasse en eksisterende skinne. Andre måter for å produsere en ny skinne som 3D-printing har blitt diskutert. TOV har sagt at de kan bistå i denne fasen, ved å skanne foten til testpersonen og lage en 3D-modell. 3D-modellen vil være mulig å printe med utstyret som er tilgjengelig ved NTNU.

Etterhvert som en prototype blir laget vil den bli testet. Dette vil gi en tilbakemelding på om konseptet fungerer og det vil være mulighet for å lære om begrensningene ved konseptet. Konseptene som ble testet i det tidligere arbeidet gikk gjennom en så kalt design-prototype-test loop. I masteroppgaven som skal utføres kan en lignende metode bli benyttet, da dette kan føre til den mest optimale løsningen. Prototypene vil gi oss muligheten for å få en bekræftelse fra kunden om løsningen når opp til forventningene deres.

Hvis den mekaniske delen fungerer, vil det også rettes mer fokus mot styresystemer. Det vil muligens være behov for å ta kontakt og opprette samarbeid med andre avdelinger ved NTNU. Andre aktører kan også kontaktes ved behov. Ikke minst vil det være nært samarbeid med TOV gjennom utviklingen for å sikre at løsningen vi til slutt ender opp med tilfredsstillende deres krav og behov.

Referanser

- [1] Againer. *How it works*. URL: <http://againer-ski.com/how-it-works/>. (accessed: 22.10.2018).
- [2] Ole Mathias Samuelsen Anne Proll Lien. “Utvikling av fluid-drevne kunstige muskler for dynamiske kne-ankel-fot ortoser”. 2018.
- [3] Plattner H. Bootcamp bootleg. URL: <https://static1.squarespace.com/static/57c6b79629687fde090a0fdd/t/58890239db29d6cc6c3338f7/1485374014340/METHODCARDS-v3-slim.pdf>. (accessed: 13.12.2018).
- [4] Formula 1 Dictionary. *Magnetic Damper - Magnetorheological Damper*. URL: http://www.formula1-dictionary.net/damper_magnetorheological.html. (accessed: 07.12.2018).
- [5] Fox. *FOX Live Valve Bottom-Out Control Technologies Explained*. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=7TXtKJrmQcE>. (accessed: 14.12.2018).
- [6] Fox. *Live Valve - Mountain Bike Suspension*. URL: <https://www.ridefox.com/content.php?c=livevalve-bike>. (accessed: 14.12.2018).
- [7] Norsk Helseinformatikk. *Spastisitet*. URL: <https://nhi.no/sykdommer/hjernenervesystem/diverse/spastisitet/>. (accessed: 05.01.2019).
- [8] PHYSIS - International Kinesiology Institute. *CENTERING - CENTRALIZZAZIONE*. URL: <http://www.apkinesiologia.com/corsi/centering-centralizzazione/>. (accessed: 15.12.2018).
- [9] Saad Kashem, Romesh Nagarajah og Mehran Ektesabi. *Vehicle Suspension Systems and Electromagnetic Dampers*. Jan. 2018. ISBN: 978-981-10-5477-8. DOI: 10.1007/978-981-10-5478-5.
- [10] Store norske leksikon. *Bremsesystem i bil*. URL: https://snl.no/bremsesystem_i_bil. (accessed: 18.11.2018).
- [11] Store norske leksikon. *Ortose*. URL: <https://snl.no/ortose>. (accessed: 26.10.2018).
- [12] Store norske leksikon. *Støtdemper*. URL: <https://snl.no/st%C3%B8tdemper>. (accessed: 18.12.2018).
- [13] Samantha M Reid mfl. “Knee Biomechanics of Alternate Stair Ambulation Patterns”. I: *Medicine and science in sports and exercise* 39 (nov. 2007), s. 2005–11. DOI: 10.1249/mss.0b013e31814538c8.

- [14] Cyclocross Magazine. *SHIMANO UNVEILS CYCLOCROSS R785 HYDRAULIC DISC BRAKES, 11-SPEED ULTEGRA 6870 DI2, CYCLOCROSS WHEELS AND CRANK-SETS – UPDATED*. URL: <https://www.cxmagazine.com/shimano-unveils-cyclocross-hydraulic-disc-brake-shifting-system-ultegra-6870-di2>. (accessed: 16.12.2018).
- [15] Dr. Peter McEwen. *Non Articular Conditions about the Knee*. URL: <http://www.kneesurgeon.com.au/non-articular-conditions-about-the-knee-dr-peter-mcewen.html>. (accessed: 04.01.2019).
- [16] mech4Study. *Types of Brakes*. URL: <http://www.mech4study.com/2015/09/automobile-brakes-principle-and-types.html>. (accessed: 18.11.2018).
- [17] Mayuko Mori mfl. “Very High Force Hydraulic McKibben Artificial Muscle with a p-Phenylene-2,6-benzobisoxazole Cord Sleeve”. I: *Advanced Robotics* 24.1-2 (2010), s. 233–254. URL: <https://doi.org/10.1163/016918609X12586209967366>.
- [18] Ottobock. *The new C-Brace*. URL: https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/C-Brace_Practitioner_Brochure.pdf. (accessed: 20.10.2018).
- [19] Ottobock. *The Unique Benefits of Stance Control Orthotics*. URL: <https://professionals.ottobockus.com/Unique-Benefits-of-Stance-Control-Orthotics>. (accessed: 20.10.2018).
- [20] Audi Technology Portal. *Audi magnetic ride*. URL: https://www.audi-technology-portal.de/en/chassis/suspension-control-systems/audi-magnetic-ride_en. (accessed: 05.01.2018).
- [21] Exoskeleton Report. *Againer*. URL: <https://exoskeletonreport.com/product/againer/>. (accessed: 23.10.2018).
- [22] SEPAC. *Magnetically Engaged Tooth Brakes*. URL: <https://sepac.staging.wpengine.com/products/view/magnetically-engaged-tooth-brake/>. (accessed: 25.10.2018).
- [23] SEPAC. *Spring Engaged Tooth Brakes*. URL: <http://sepac.staging.wpengine.com/products/view/spring-engaged-tooth-brake/>. (accessed: 25.10.2018).
- [24] Julius Thiele mfl. “Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints”. I: *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 59 (nov. 2013), s. 1–13. DOI: 10.1515/bmt-2013-0069.
- [25] Feng Tian, Mohamed Hefzy og Mohammad Elahinia. “State of the Art Review of Knee–Ankle–Foot Orthoses”. I: *Annals of biomedical engineering* 43 (jan. 2015). DOI: 10.1007/s10439-014-1217-z.
- [26] T. Tomiyama mfl. “Design methodologies: Industrial and educational applications”. I: *CIRP Annals* 58.2 (2009), s. 543–565. ISSN: 0007-8506. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2009.09.003>. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000785060900170X>.
- [27] Soft Robotics Toolkit. *Pneumatic Artificial Muscles*. URL: <https://softroboticstoolkit.com/book/pneumatic-artificial-muscles>. (accessed: 26.10.2018).
- [28] Karl T Ulrich. *Product design and development*. eng. Boston, 2008.

- [29] Trøndelag Ortopediske Verksted. *Om Trøndelag Ortopediske Verksted*. URL: <http://www.tov.no/public.aspx?pageid=91443>. (accessed: 20.10.2018).
- [30] Michael W Whittle. *Gait analysis : an introduction*. eng. Edinburgh, 2007.
- [31] Kanchana Crishan Wickramatunge og Thananchai Leephakpreeda. “Empirical modeling of dynamic behaviors of pneumatic artificial muscle actuators”. I: *ISA Transactions* 52.6 (2013), s. 825–834. ISSN: 0019-0578. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.isatra.2013.06.009>. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001905781300092X>.

