

# Utvikling og evaluering av en flerfunksjonell armprotesemodell

**Kristian Solberg Håkonsen**

Master i teknisk kybernetikk  
Oppgaven levert: Juli 2010  
Hovedveileder: Øyvind Stavadahl, ITK





# Oppgavetekst

Instituttet forsker på styring av proteser med mer enn én motorisert frihetsgrad. I denne oppgaven skal du lage en eksperimentell hånd som kan brukes til demonstrasjon av og forskning innen flerfunksjonell protesestyring.

1. Gi en oversikt over tidligere flerfunksjonelle antropomorfe hender, med vekt på mekaniske løsninger og aktuatorvalg.
2. Gjør et begrunnet valg av løsninger for en ny hånd egnet for proteserelatert forskning. Løsningen skal blant annet spesifisere hvilke leddfunksjoner som skal inngå.
3. Realiser denne hånden i samarbeid med instituttets mekaniske verksted.
4. Konstruer og realiser et styresystem for hånden basert på en egnet maskinvareplattform. Test og evaluer systemet så langt tiden tillater det.

Oppgaven gitt: 11. januar 2010  
Hovedveileder: Øyvind Stavadahl, ITK



# Forord

---

Denne Masteroppgaven er en del av innfrielsen til graden Sivilingeniør innen Teknisk Kybernetikk ved Norges Teknisk-Naturvitenskaplige Universitet (NTNU), Institutt for Teknisk Kybernetikk.

I den innledende Prosjektoppgaven til dette Master studiet, høsten 2009 [Håk09], la jeg frem et grundig litteraturstudie med metoder for ulike kontrollsystemer av underarmsproteser med flere frihetsgrader. Metodene ble diskutert og evaluert, før jeg kom frem til min egen versjon basert på tidligere forskning.

Rapporten du nå leser er mitt svar på Masteroppgaven, lagt opp som en praktisk oppfølging til Prosjektoppgaven. En eksperimentell hånd for demonstrasjon og forskning innen flerfunksjonell proteseforskning er konstruert og realisert med et tilhørende maskinvarebasert styresystem. En større del av rapporten omfatter den fysiske konstruksjonen av en tilnærmet antropomorfisk hånd, med løsninger rettet mot et reelt design av en håndprotese.

Min motivasjon for denne oppgaven har i stor grad vært det verdensomspennede behovet for proteserelatert forskning. Med min militære bakgrunn har jeg fått et innblikk i blandt annet hvor mange soldater som kommer hjem hvert år med et eller flere lem mindre. Vi har et ansvar i dagens samfunn å gi disse og andre som har vært uheldige muligheten til å møte hverdagen med tilnærmet normale kroppsfunksjoner. Jeg har og en stor lidenskap for å utvikle mekaniske løsninger kombinert med kybernetikk, så denne oppgaven har vært veldig spennende.

Jeg vil rette en stor takk til min meget entusiastiske veileder og motivasjonspreder, Øyvind Stavadahl!

Jeg vil og rette en stor takk til Det Mekaniske Verkstedet tilhørende Institutt for Teknisk Kybernetikk, da spesielt til Terje Haugen, Per Inge Snildal og Glenn Angel for hurtig og presist arbeid, og alltid positive uansett når jeg har dukket opp med nye oppgaver.

Sist men ikke minst vil jeg takke Stefano Bertelli ved Instituttets Tekniske Personell for tildeling av midler som har gjort det mulig med nødvendige innkjøp.

Arbeidstegninger av den produserte hånden er lagt ved og er ikke ment for publisering. Bruk og kopiering av disse skal ikke forekomme uten tillatelse fra prosjektansvarlig Øyvind Stavdahl.

*God fornøyelse!*

*Prosthetic legs are in the 21st century.  
With prosthetic arms, we're in the Flintstones.*  
-Dean Kamen (IEEE Spectrum, 2009)

# Innhold

---

<b>Forord</b>	<b>i</b>
<b>Figurliste</b>	<b>vi</b>
<b>Tabelliste</b>	<b>ix</b>
<b>Nomenklatur</b>	<b>xi</b>
<b>Sammendrag</b>	<b>xiii</b>
<b>1 Introduksjon</b>	<b>1</b>
<b>2 Teori</b>	<b>5</b>
2.1 Flerfunksjonelle Antropomorfiske Hender . . . . .	5
2.1.1 Tidligere Flerfunksjonelle Antropomorfiske Hender . . . . .	5
2.2 Aktuatorer for flerfunksjonelle hender . . . . .	27
2.2.1 Kunstig Muskulatur . . . . .	27
2.2.2 Shape Memory Alloys . . . . .	27
2.2.3 Piezoelektronikk . . . . .	28
2.2.4 Elektroaktive Polymerer . . . . .	28
2.2.5 Superelastic Carbon Nanotube Aerogel . . . . .	28
2.2.6 Motoriserte Lineære Aktuatorer . . . . .	32
2.2.7 Pneumatiske Lineære Aktuatorer . . . . .	34
2.2.8 Fluidtekniske Ekspansjons Aktuatorer . . . . .	36
2.2.9 Servo aktuatorer . . . . .	38
2.2.10 Enkomponentdrivstoff rakett-motor . . . . .	42
2.3 Kunstruksjon av ledd for flerfunksjonelle hender . . . . .	44
2.3.1 Ledd med låsegrep . . . . .	52
2.4 Alternativ Mekanisk Design . . . . .	54
2.5 Grepspositurer og flerfunksjonelle Hender . . . . .	56
<b>3 Valg av konstruksjon for flerfunksjonell hånd</b>	<b>57</b>
3.1 Leddfunksjoner og base . . . . .	57
3.2 Konstruksjon med CAD verktøy . . . . .	62
3.3 Materielle løsninger . . . . .	64
3.3.1 Utformingsmateriale . . . . .	64
3.3.2 Fjærbelastning -fingre . . . . .	65

<b>4</b>	<b>Maskinvarebasert styresystem for flerfunksjonell hånd</b>	<b>67</b>
4.1	Valg av prosesseringsenhet . . . . .	67
4.1.1	LEGO Mindstorm NXT 2.0 . . . . .	67
4.1.2	Sampling med NXT 2.0 . . . . .	71
4.1.3	SEGGER J-Link og IAR EWARM . . . . .	74
4.2	Valg av aktuatorer . . . . .	76
4.2.1	Underarm -pronasjon/supinasjon . . . . .	78
4.2.2	Håndledd -fleksjon/ekstensjon . . . . .	80
4.2.3	Håndledd -radial/ulnar deviasjon . . . . .	82
4.2.4	Tommel -fleksjon/ekstensjon i håndflatens plan . . . . .	83
4.2.5	Tommel -abduksjon/adduksjon i planet 90° på håndflatens plan . . . . .	86
4.2.6	Pekefinger -fleksjon/ekstensjon . . . . .	89
4.2.7	Langefinger, Ringfinger og Lillefinger -fleksjon/ekstensjon . . . . .	92
4.3	Valg av Servokontroller . . . . .	95
4.4	Energikilde . . . . .	97
4.5	Sensorer -tilbakemelding . . . . .	98
4.5.1	Berøring . . . . .	98
4.5.2	Posisjon . . . . .	101
4.6	Sensorer -pådrag . . . . .	102
4.6.1	Elektrodeplassering . . . . .	104
<b>5</b>	<b>Programvarebasert styresystem for flerfunksjonell hånd</b>	<b>107</b>
5.1	Myoelektrisk signal som inngangsverdi . . . . .	109
5.1.1	Elektronisk Signalbehandling . . . . .	110
5.2	Matematisk Signalbehandling . . . . .	112
5.3	Tolkning av hensikt . . . . .	115
5.4	Kontrollstrategi . . . . .	116
<b>6</b>	<b>Resultat</b>	<b>117</b>
6.1	Produkt Prototype . . . . .	117
6.2	Produkt Resultat . . . . .	122
<b>7</b>	<b>Diskusjon og arbeidsmetodikk</b>	<b>133</b>
<b>8</b>	<b>Konklusjon</b>	<b>137</b>
<b>9</b>	<b>Forslag til videre arbeid</b>	<b>139</b>
9.1	Videre arbeid med MyoPossibility . . . . .	139
9.2	Videre arbeid innen proteseforskning . . . . .	141
	<b>Bibliografi</b>	<b>143</b>

<b>A</b>	<b>Appendiks</b>	<b>145</b>
A.1	Innhold DVD . . . . .	145
A.2	Arkitektur Antropomorfisk Hånd . . . . .	147
A.3	Elektrodeplassing . . . . .	177
A.4	Fremdriftsplan & Regnskap . . . . .	179

# Figurer

---

2.1	Rotasjonsakser med Southampton Anthropomorfske Protese . . . . .	6
2.2	Generasjoner av Southampton Hand . . . . .	7
2.3	Menneskehåndens benstruktur . . . . .	9
2.4	IOWA Hånden . . . . .	10
2.5	Dean Kamen; <i>Luke Arm</i> . . . . .	12
2.6	Johns Hopkins University; <i>Proto-2</i> . . . . .	13
2.7	Shadow Robot Company; <i>The Shadow Dexterous Hand</i> . . . . .	15
2.8	Otto Bock; <i>MichelAngelo hand</i> . . . . .	16
2.9	SCHUNK GmbH & Co.KG; <i>Schunk Hand</i> . . . . .	17
2.10	EU samarbeid; <i>Smart Hand</i> . . . . .	18
2.11	Touch Bionics Inc.; <i>iLimb Hand</i> . . . . .	19
2.12	Touch Bionics Inc.; <i>iLimb Hand fingerledd</i> . . . . .	19
2.13	Touch Bionics Inc.; <i>iLimb Hand med arm</i> . . . . .	20
2.14	bebionic; <i>Bebionic Hand</i> . . . . .	21
2.15	Sheffield Hallam University; <i>Sheffield Arm</i> . . . . .	21
2.16	<i>Sheffield Arm</i> -Sener . . . . .	22
2.17	<i>Sheffield Arm</i> -Ledd . . . . .	23
2.18	Elumotion; <i>ELU-2 Hand</i> . . . . .	24
2.19	<i>ELU-2</i> håndflate og konstruksjon . . . . .	24
2.20	Touch EMAS Ltd./Elumotion; <i>Edinburgh Electric Hand</i> . . . . .	25
2.21	Anybots; <i>Monty Hand</i> og SSSA ARTS Lab; <i>RCH-1</i> . . . . .	26
2.22	Formhukommelse legeringsmuskel . . . . .	27
2.23	Piezoelektrisk kunstig muskulatur . . . . .	28
2.24	Kunstig muskulatur med Elektroaktiv Polymer . . . . .	29
2.25	Karbon Aerogel Nanorør . . . . .	29
2.26	Aerogel . . . . .	31
2.27	Firgelli Avanserte Lineære Mikro Aktuator PQ-12 . . . . .	33
2.28	Pneumatisk lineær aktuator fra Shadow Robot Company Ltd. . . . .	34
2.29	Pneumatiske Ekspansjons Aktuatorer . . . . .	36
2.30	FZK Fluid Hand . . . . .	37
2.31	Analog vs. Digital Servo hastighetskontroll . . . . .	39
2.32	Vanderbilt Arm . . . . .	42
2.33	Kraftoverføring mellom ledd via kabel . . . . .	44
2.34	Patentert kraftoverføring på finger . . . . .	45
2.35	Kraftoverføring ledd ved bruk av sene . . . . .	46
2.36	Kraftoverføring første fingerledd ved bruk av sene . . . . .	47



2.37	Kraftoverføring andre fingerledd ved bruk av sene . . . . .	47
2.38	Kraftoverføring tredje fingerledd ved bruk av sene . . . . .	48
2.39	Kraftoverføring med sene via hjul med fjærbelastning . . . . .	49
2.40	Kombinert kraftoverføring med sene og servo . . . . .	49
2.41	Leddoverføring via stag . . . . .	50
2.42	Kraftoverføring via vippetre . . . . .	51
2.43	Leddbrems til låsegrep . . . . .	52
2.44	Enkle leddlåsprinsipper . . . . .	53
2.45	Triangulært Moment hjul . . . . .	53
2.46	Hans Aleksander Huseklepp, <i>Immaculate</i> . . . . .	54
3.1	Akser MyoPossibility . . . . .	60
3.2	Kjemisk struktur Polyoxymethylene . . . . .	64
3.3	Fjærberegning . . . . .	65
3.4	Dentaurum fjær . . . . .	66
4.1	LEGO Mindtorm NXT 2.0 . . . . .	69
4.2	Maskinvarearkitektur LEGO Mindtorm NXT 2.0 . . . . .	70
4.3	Inngangsport LEGO Mindtorm NXT 2.0 . . . . .	71
4.4	SEgger J-Link Emulator . . . . .	75
4.5	Hitec HSR-5498SG servo til underarm -supinasjon/pronasjon .	78
4.6	Servoplassering av Hitec HSR-5498SG til underarm supina- sjon/pronasjon . . . . .	78
4.7	Servoplassering for fleksjon/ekstensjon håndledd . . . . .	80
4.8	Gir og elektronikk HSR-5498SG . . . . .	81
4.9	Utføring av huset tilhørende HSR-5498SG . . . . .	81
4.10	Servoplassering for radial/ulnar deviasjon av håndledd . . . . .	82
4.11	Servoplassering av HS-5055MG for Tommel -fleksjon/ekstensjon	83
4.12	Hitec HS-5055MG servo til Tommel -fleksjon/ekstensjon i hånd- flatens plan . . . . .	83
4.13	Utføring av huset tilhørende HS-5055MG . . . . .	84
4.14	Servoplassering for tommel -abduksjon/adduksjon i planet 90° på håndflatens plan . . . . .	86
4.15	Hitec HS-5065MG servo til Tommel -abduksjon/adduksjon i planet 90° på håndflatens plan . . . . .	86
4.16	Servoplassering for pekefinger -fleksjon/ekstensjon . . . . .	89
4.17	Hitec HS-5085MG servo til pekefinger -fleksjon/ekstensjon . .	89
4.18	Servoplassering for langefinger -fleksjon/ekstensjon . . . . .	92
4.19	Hitec HS-5645MG servo til langefinger, ringfinger og lillefinger -fleksjon/ekstensjon . . . . .	92
4.20	Taljeoverføring Langefinger, Ringfinger og Lillefinger -fleksjon/ekstensjon	93
4.21	NXTServo-v2 kontroller og kompatible kontakter . . . . .	95
4.22	Kraft følede sensor fra Interlink Electronics . . . . .	98

4.23	Utforming FSR Interlink Electronics . . . . .	99
4.24	Potensiometer til Hitec HS-5085MG servo . . . . .	101
4.25	MYOBOCK Electrode; 13E200 serien . . . . .	103
5.1	Lagvis oppdeling av kontrollsystem . . . . .	107
5.2	Blokkdiagram kontrollsystemer . . . . .	109
5.3	Blackman vindu . . . . .	113
5.4	WP Tiling . . . . .	113
5.5	Blokkdiagram av systemløsning programvare . . . . .	115
6.1	Prototypeutforming av protesehånd . . . . .	117
6.2	Prototypeutforming av protesefinger . . . . .	118
6.3	Prototype protesefinger . . . . .	118
6.4	Utformet sammensatt prototype håndprotese . . . . .	119
6.5	Utformet sammensatt prototype håndprotese . . . . .	119
6.6	Utformet sammensatt prototype håndprotese . . . . .	120
6.7	Utformet sammensatt prototype håndprotese med lateks hud .	121
6.8	NTNU MyoPossibility . . . . .	124
6.9	Mindstorm NXT 2.0 med J-Link tilkobling . . . . .	125
6.10	NTNU MyoPossibility; Fingerlager og ledd . . . . .	126
6.11	NTNU MyoPossibility; Oppgradering taljeløsning fingre . . . .	127
6.12	NTNU MyoPossibility; Taljeløsning MyoPossibility . . . . .	128
6.13	NTNU MyoPossibility; Tommel . . . . .	129
6.14	NTNU MyoPossibility; Håndledd med servoløsning . . . . .	129
6.15	NTNU MyoPossibility; Håndledd vinkelutslag, radial abduk- sjon/adduksjon . . . . .	130
6.16	NTNU MyoPossibility; NXTServo-v2 tilkobling . . . . .	130
6.17	NTNU MyoPossibility; Rotasjonsbase for Supinasjon/Pronasjon med NXTServo-v2 . . . . .	131
A.1	Elektrodeplassing overside underarm . . . . .	177
A.2	Elektrodeplassing underside underarm . . . . .	178
A.3	Fremdriftsplan Masteroppgave 2010, del 1 . . . . .	179
A.4	Fremdriftsplan Masteroppgave 2010, del 2 . . . . .	180

# Tabeller

---

2.1	Flerfunksjonelle hender . . . . .	8
3.1	Leddfunksjoner MyoPossibility NTNU . . . . .	58
3.2	DATA Polyoxymethylene . . . . .	65
4.1	Tekniske spesifikasjoner LEGO Mindstorm NXT 2.0 . . . . .	68
4.2	Tekniske spesifikasjoner ADC (T91SAM7S256) . . . . .	72
4.3	T91SAM7S256 J-Link tilkobling . . . . .	74
4.4	Data Hitec Servo HSR-5498SG . . . . .	79
4.5	Data Hitec Servo HS-5055MG . . . . .	85
4.6	Data Hitec Servo HS-5065MG . . . . .	88
4.7	Data Hitec Servo HS-5085MG . . . . .	91
4.8	Data Hitec Servo HS-5645MG . . . . .	94
4.9	Produsentens Batterianbefaling NXTServo-v2 . . . . .	96
4.10	Servotilkobling NXTServo-v2 kontroller . . . . .	96
4.11	Elektrodeplassing underarm . . . . .	104
A.1	Innholdsfortegnelse DVD . . . . .	145
A.2	Regnskap MyoPossibility . . . . .	181



# Nomenklatur

---

MES	MyoElectric Signal; MyoElektrisk signal. Et målbart elektisk signal som er en summasjon av motor enhet aksjons potensialet for alle aktive nerveceller.
EMG	Elektromyografi; en teknikk for å evaluere og gjøre opptak av musklenes aktiviseringssignal.
ADC	Analog-to-Digital Converter; Analog-til-Digital Omformer, en innretning som konverterer kontinuerlige signaler til diskrete digitale nummer.
DOF	Degrees of freedom; Frihetsgrader, en betegnelse som angir antall uavhengige forskyvninger og/eller rotasjoner som spesifiserer fullstendig forskyvninger eller endringer av posisjon og orientering av kroppen eller systemet.
CMRR	Common Mode Rejection Ratio. Et mål på et instruments evne til å avvise et signal som er likt på begge måleinngangene.
MCU	Multipoint Control Unit. Flerpunkts Kontroll Enhet, en enhet bestående av kontroller for flere kanaler av kommunikasjon og flerpunkts prosessor/er.
JTAG	Joint Test Action Group. Vanlig navn for standardiseringen IEEE 1149.1 Standard Test Access Port and Boundary-Scan Architecture. Muliggjør dialog mellom debugger og databrikker i embedded systemer.
ADC	Analog-to-digital Converter. En konverteringsenhet som tar inn analoge signaler og gir ut digitale signaler.
LSB	Least Significant Bit. Minst signifikante bit.
MSB	Most Significant Bit. Mest signifikante bit.
MCK	Master Clock - Hovedklokke



# Sammendrag

---

Dette studiet er en del av en visjonen ved NTNU om å produsere og fremstille en underarmprotese med tilhørende kontrollsystem for styring av vinkelen i pronasjon/supinasjon, fingerfleksjon/-ekstensjon og håndleddsflexjon/-ekstensjon som kontinuerlige funksjoner av EMG-signalparametre.

I den innledende Prosjektoppgaven ([Håk09]) (*Åpne PDF*) så jeg på at finnes i dag flere applikasjoner hvor dette lar seg gjøre, men ikke fullt så mange evner å styre flere frihetsgrader samtidig. Prosjektrapporten beskriver et overordnet styresystem som har denne muligheten i nevnte vinkler. I denne Masterrapporten gir jeg en endelig løsning for et maskinvarebasert styresystem, og en realisert multifunksjonell hånd for proteserelatert forskning og demonstrasjon.

Jeg gir en oversikt over tidligere flerfunksjonelle antropomorfe hender, med vekt på mekaniske løsninger og aktuatorvalg. Underveis begrunner jeg de valg av løsninger jeg har gjort for den nye forskningshånden jeg har gitt navnet MyoPossibility. Løsningen spesifiserer hvilke leddfunksjoner som inngår. Den tilnærmet antropomorfe hånden er realisert i samarbeid med Instituttets mekaniske verksted.

Hånden har servoaktuatorer som styrer leddfunksjonene; pronasjon/supinasjon av underarm, radial/ulnar deviasjon av håndledd, fleksjon/ekstensjon av håndledd, abduksjon/adduksjon av tommelfinger, fleksjon/ekstensjon av tommelfinger og fleksjon/ekstensjon av pekefinger, langefinger, ringfinger og lillefinger. De mekaniske løsningene og hele konstruksjonen er og dokumentert i form av CAD tegninger utført i 3D programmet SolidWorks.

Til hånden har jeg konstruert og realisert et maskinvarebasert styresystem som legger til rette for avlesning av og kontroll med myoelektriske signaler hentet fra overflate-elektroder på residualmuskulatur i underarmen. Maskinvareplattformen for dette systemet er bestående av en **prosesseringsenhet**, LEGO Mindstorm NXT 2.0, som står for sampling og prosessering. Enheten er modifisert med en JTAG tilkobling direkte opp mot den innebygde ARM7 prosessoren. Ved bruk av en innkjøpt J-Link emulator fra SEGGER kan pro-

gramvare implementeres i C/C++. Det er og gjort avtale med IAR om ett år lisens på IAR Embedded Workbench, som er kompatibel med emulatoren, mot en publiseringsartikkel på deres hjemmesider. Denne artikkelen er gitt videre til Øyvind Stavadahl for videre revisjon. Mindstorm NXT kan og programmeres med Mathworks MatLab/Simulink eller National Instruments LabView via plug-ins. Fra NXT plattformen går ønsket styresignal videre til en **servokontroller**, NXTservo-v2 fra Mindsensors. Servokontrolleren forskyves med 6V og kan med det drifte de 7 servoene i hånden, samt ta inn og levere tilbake potensiometermålinger for operasjonsvinkelen til aktuatorene.

I rapporten legger jeg og frem forslag til et programvarebasert styresystem egnet for plattformen, og en tydelig forklaring til hvordan en kan komme fort i gang med bruken av forskningsstasjonen og veien videre.

Et solid litteraturstudie er gjennomført og ligger til grunn for de valg som er tatt. Litteraturstudiet omfatter tidligere flerfunksjonelle antropomorfe hender med mekaniske løsninger og aktuatorvalg, og er godt dokumentert i rapporten.



# 1

## Introduksjon

---

Instituttet for Teknisk Kybernetikk ved Norges Teknisk-Naturvitenskaplige Universitet forsker på styring av proteser med mer enn én motorisert frihetsgrad. I denne Masteroppgaven er det ultimate målet å realisere en flerfunksjonell antropomorfisk hånd til bruk i proteserelatert forskning og demonstrasjon. Flere grader-av-frihet (DOF) bør idéelt kunne manøvreres innenfor de kritiske 300ms, som beskriver maksimal forsinkelse fra ønsket handling til faktisk korrekt bevegelse.

Jeg har valgt å legge frem en løsning i denne rapporten som baserer seg på kontroll med myoelektriske signaler fra residualmuskulatur. Fokuset vil ligge på konstruksjonen av en hånd for proteserelatert forskning, og på den mest hensiktsmessige måten med den tid jeg har hatt til rådighet, sammenføre teori med elektronikk og elektronikk med fysisk funksjon.

Et hvert utgangspunkt for underarmsproteseforskning med konstruksjon til oppgave bør være å se på *form* og *funksjon*. Protesen skal være et hjelpemiddel og brukeren vil straks legge den fra seg om den funksjonelt er til hinder eller utseendemessig/størrelsesmessig vanskelig å akseptere.

Spørreundersøkelser som angår bruk av kunstige hender avslører at 30 til 50% av fysisk handikappede personer bruker ikke deres proteser regelmessig. Hovedfaktorene til avvisningen av konvensjonelle underarmsproteser er for stor vekt i forhold til hva som er behagelig å bære med den gjenværende stumpen. Men og lav grad av funksjonalitet, med ofte begrensninger i tilpasning til gripbare objekter. Begrensninger i frihetsgrader gir og unaturlige bevegelser [SPB01].

Antropomorfisme er et sentralt begrep, og kommer av de greske ordene

*ánthrōpos* -menneske og *morphē* -skapelse eller -form. Antropomorfisme er å tillegge det som ikke er menneskelig, menneskelige egenskaper. Jeg ønsker å lage en protese så langt det lar seg gjøre identisk med en menneskelig hånd. En død gjenstand som en protese ønsker vi derfor å konstruere mest mulig antropomorfisk. Men til en viss grad som diskutert i neste avsnitt.

Hovedvekten i denne oppgaven vil jeg legge i antropomorfisk funksjon og konstruksjon, og mindre vekt på de ytre antropomorfe trekk som hud, farge etc. Som Robert Radocy la frem ved siste ISPO verdens konferanse 2010<sup>1</sup>; ”Økt funksjon og høy ytelse er teknologisk oppnålig nå hvis protese-designere og produsenter kan jobber utenfor den restriktive verden av helt og holdent antropomorfisk korrekte proteser. Tiden har kommet for å anerkjenne begrensningene påtvunget av rent antropomorfisk design og slippe løs potensialet som ikke-antropomorfisk design har for de som er utfordret med fraværet av en eller flere hender”.

Hvis jeg skal summere og legge frem en rød linje for masteroppgaven vil det være: Jeg ønsker å oppfylle oppgaven ved å skape en underarmsdemonstrasjonsprotese med antropomorfisk funksjon og konstruksjon, uten at dette går på bekostning av ønskede egenskaper.

Rapporten er bygd opp av 8 større hovedkapitler. Førstkommende kapittel etter innledningen er en teorigdel (kap. 2) hvor jeg legger frem for leseren tidligere flerfunksjonelle antropomorfe hender med ulike mer spesifikke underkapitler. Jeg har lagt vekt på mekaniske løsninger og aktuatorvalg, og fortsetter derfor under teori med å se på hvilke aktuatorer som er og kan være aktuelle for proteseforskning. Videre ser jeg på konstruksjon av leddfunksjoner og setter dette i sammenheng med formulering av fingerferdighetsmanipulering. Etter teori følger jeg opp med neste hovedkapittel (kap. 3) hvor jeg legger frem den konstruksjonen jeg har valgt å gå for med en beskrivelse av leddfunksjoner og hvordan jeg har benyttet meg av CAD verktøy som konstruksjonsverktøy. En del av masteroppgaven har vært å konstruere og realisere et styresystem for hånden basert på en egnet maskinvareplattform. Sammen med veileder er dette styresystemet definert til å skulle være maskinvarebasert, og jeg legger frem i kapittel 4 dette maskinvarebaserte jeg har realisert. Jeg har valgt å dokumentere de ulike valgene av aktuatorer i denne delen av rapporten siden det er en del av maskinvaren for den totale systemløsningen. Videre legger jeg frem i kapittel 5 konkrete løsninger for hvordan et

---

<sup>1</sup>-gjengitt ordrett på norsk fra engelsk.

programvarebasert styresystem kan implementeres. Dette kapitlet fungerer og som en liten oppsummering og konklusjon fra min innledende prosjekt-oppgave, som har en viktig sammenheng med denne masteroppgaven. I neste del gir jeg en beskrivelse av min fysiske besvarelse av oppgaven, MyoPossibility, kapittel 6. Dette har vært den mest omfattende delen av oppgaven, og leseren anbefales å bruke appendiks A.2 som et supplerende oppslagsverk for å få et helhetlig bilde av konstruksjon og resultat. Resultatkapitlet beskriver og kort en prototype av hånden som jeg utviklet på et tidlig stadie av oppgaven. Denne prototypen har vært av stor nytteverdi og hjelp under hele utviklingen. Kapittel 7 gir en diskusjon av løsningen. Avslutningsvis kommer konklusjon i kapittel 8, og forslag til videre arbeid, bruk og forskning i kapittel 9. Det kan være verdt å merke seg at forslag til videre arbeid inneholder en “smørbrødtype” (i kronologisk form) for hvordan komme hurtig i gang med bruk av hånden.

I denne rapporten ligger det vedlagt elektronisk de artikler og rapporter jeg viser til underveis, samt noen flere jeg har funnet interessante. Dette er beskrevet ytterligere under Appendiks A.1, som er en innholdsfortegnelse til vedlagt DVD. Der jeg har funnet det hensiktsmessig i rapporten, er det også mulig å åpne artikkelen jeg viser til hvis du leser rapporten elektronisk. Der dette er mulig vil du kunne klikke på (*Apne PDF*). Alle arbeidstegninger som beskriver dimensjoner av den fysiske utformingen av hånden ligger ved under Appendiks A.2. Disse arbeidstegningene med originalfiler til CAD konstruksjonene ligger og vedlagt på DVD.



# 2

## Teori

---

### 2.1 Flerfunksjonelle Antropomorfske Hender

Jeg vil i dette kapitlet først diskutere og se på ulike design av tidligere flerfunksjonelle antropomorfske hender, med vekt på mekaniske løsninger og aktuatorvalg. Jeg vil forsøke å gi en oversikt over allerede eksisterende løsninger og nyvinninger. Oversikten gir grunnlaget for de konstruksjoner jeg har utført.

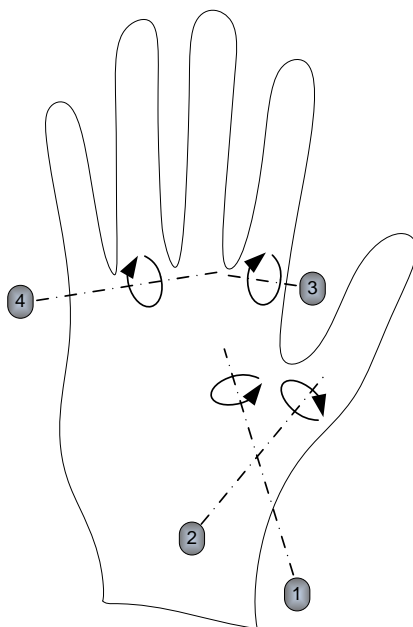
De flerfunksjonelle antropomorfske hendene jeg omtaler i dette kapitlet er hovedsakelig fra det siste tiåret, men realiserte hender lenger tilbake i tid, med vesentlig betydning for mekaniske løsninger og aktuatorvalg er og tatt med der dette er naturlig. Jeg har valgt å gi oversikten et mer funksjonelt perspektiv enn å se på en konkret tidslinje da jeg mener dette tilfører mer kunnskap i denne oppgaven. I de påfølgende underkapittelene går jeg mer detaljert til verks med mekaniske løsninger og aktuatorvalg.

#### 2.1.1 Tidligere Flerfunksjonelle Antropomorfske Hender

Dette underkapitlet gir hovedsakelig en oversikt over tidligere flerfunksjonelle antropomorfske hender. Konstruksjonsmessig er fagfeltet nært knyttet opp mot utvikling av robothender/armer, og jeg finner hensiktsmessig og også belyse robotløsninger der disse går hånd-i-hånd.

En menneskelignende hånd vil kunne håndtere et større spekter av oppgaver enn en krokformet håndprotese. Dette er rett og slett grunnet at de fleste objekter håndtert av en gripeanordning er konstruert til å bli manipulert av en menneskehånd. Dimensjon, form og vekt tilhørende gjenstanden korre-

sponderer med handlingsmønsteret til en antropomorfisk protese.



**Figur 2.1:** Illustrasjonen viser den antropomorfske protesehånden produsert av Southampton University. Illustrasjonen er gjengitt med endringer fra [Kyb90].

Peter Kyberd ([Kyb90]) tar utgangspunkt i Southampton Hånden<sup>2</sup> som er en anordning med fire frihetsgrader (figur 2.1). Tommelen kan føres inn mot hånden og ut fra hånden (figur 2.1, akse 2) og utføre fleksjon/ekstensjon (figur 2.1, akse1). Dette tillater brukeren å kunne føre tommelen mot fingertuppene og også legge den inntil pekefinger for flere typer grep.

I dette tilfellet drives pekefingeren uavhengig av de resterende fingrene (figur 2.1, akse 3). Hånden kan på denne måten velges til å gjøre et presisjonsgrep eller et sterkere og mer fullstendig grep med alle fingrene. De tre resterende fingrene (lille-, ring- og langfinger) blir kontrollert samlet som en gruppe via en vippe-tre-mekanisme<sup>3</sup>. Som beskrevet for denne hånden tillater denne mekanismen en finger i gruppen å stoppe opp for et objekt og samtidig at de andre fingrene får fortsette sin lukking. Dette gjør at et kurvet objekt kan holdes mer stabilt med et flerpunktsgrep. Estetisk gir dette også en mer naturlig bevegelse for anordningen og den vil være mer tro mot en virkelig hånd.

---

<sup>2</sup>P. Kyberg PhD oppgave ved Southampton University, 1990.

<sup>3</sup>whiffle tree mechanism



(a) En tidligere generasjon av Southampton Hand



(b) The Southampton Remedi Hand

**Figur 2.2:** Bildene (a) og (b) viser utviklingen av den flerfunksjonelle Southampton hånden.

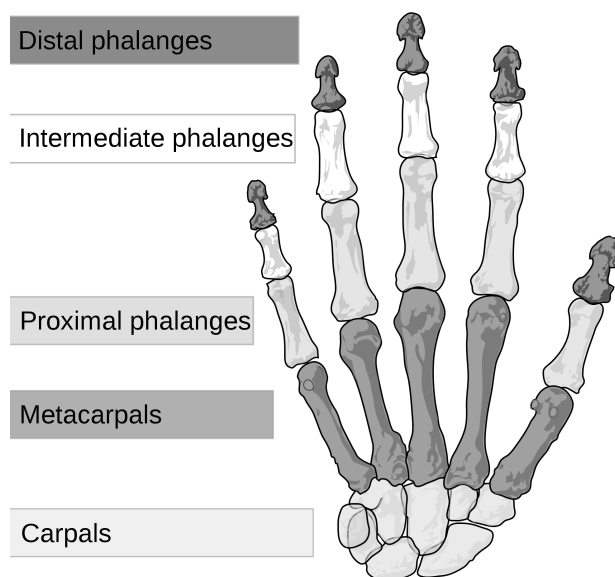
NR	Hender Proteseforskning	NR	Hender Robotforskning
1.xx	Navn	2.xx	Navn
1.01	Hanafusa og Asadas hånd <i>H. Hanafusa og H. Asada</i>	2.01	DLR/Shunk Hand <i>German Aerospace Institute</i>
1.02	Okada Hånden	2.02	ASIMO Hand <i>Honda</i>
1.03	Skinner <i>Robot Hand Mechanics</i>	2.03	Harada Robot Hand <i>California Institute of Technology</i>
1.04	Salisbury Hånden <i>Stanford/JPL</i>	2.04	Micromagic Systems hånd <i>Eric Albers</i>
1.06	NYU Hånden Ikke-Antropo.	2.05	Yoky Matsuoka Arm-Hand <i>Washington University</i>
1.07	Becker Lock Grip Hand <i>Becker Imperial</i>	2.06	RCH-1 <i>Scuola Superiore Sant' Anna Italia</i> Lifehand <i>Universita Campus Bio-Medico Roma</i>
1.08	iLimb Hand / iLimb Pulse <i>Touch Bionics</i>	2.07	Meka Robotic Hand <i>MEKA</i>
1.09	Michelangelo Hand <i>Otto Bock</i>	2.08	Shadow Hånden <i>Shadow Robot Company</i>
1.10	IOWA Hånden <i>University of Iowa</i>		
1.11	AIKO Hånden <i>Le Trung</i>	1.16	BeBionic Hand <i>bebionic</i>
1.12	DEKA Luke Arm <i>Dean Kamen, DEKA</i>	1.17	Utah/MIT Hånden <i>University of Utah/MIT</i>
1.13	Myoelectric Hand <i>Ballert Orthopedic</i>	1.18	Southampton Hand <i>Peter Kyberd m.fl.</i>
1.14	Fluid Hand <i>Karlsruhe Researsc Center</i>	1.19	Vanderbilt Arm <i>Vanderbilt University</i>
1.15	Sheffield Arm <i>Elumotion LTD</i>	1.20	Smart Hand <i>Lund University</i>

**Tabell 2.1:** De siste års evolusjon innen flerfunksjonelle hender med funksjonelt perspektiv. Utvalget er de hender jeg mener har vært av stor betydning innen forskning og kommersiell produksjon. Nummereringen er vilkårlig.



IOWA hånden er designet ved Universitetet av Iowa. Lindkvist og hans forskningsgruppe (heretter omtalt som Lindkvist m.fl.) har benyttet seg av en egenutviklet løsning av flersegmenterte ledd med formålet om å aktuere hver finger ved bruk av et kabel-rør system. Kablene er rutet gjennom to eller tre mekaniske fjærer som tjener som både struktur og bevegelige elementer av hånden. Hver av de bøyelige elementene vil omforme og rotere under drivkraft fra en enkel kabel mekanisme, som overfører den lineære kraften over til lateral<sup>4</sup> og aksial defleksjon. [YPAM<sup>+</sup>04] viser til at denne måten å gjøre det på er lik *flexor tendon* i menneskearmen, og løsningen på den transversjelle defleksjonen av hvert fingersegment på generell form kan erverves gjennom en Haringx modell<sup>5</sup> etterfulgt av en modell for stivhet.

IOWA hånden er bygget slik at den har fem aktive fingre, hvor alle kan bøye metakarpofalangeal (MCP), proximal interfalangeal (PIP) og distal interfalangeal (DIP) leddene, som vist på figur 2.3. Leddene gir liten friksjon, og motstår radial defleksjon.



**Figur 2.3:** Latinske navn for menneskehåndens benstruktur og sammensetning.

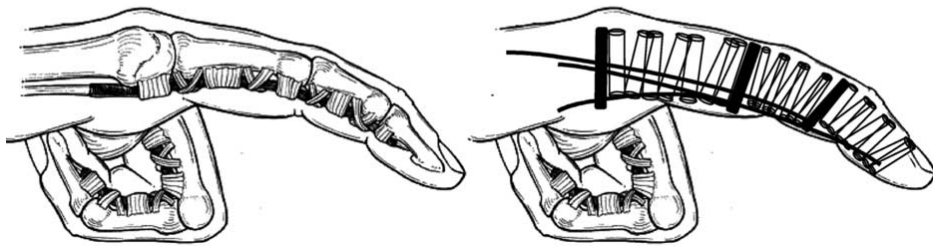
Lindkvist m.fl. viser til at det siden 60-årene ikke har forekommet noen gjen-

<sup>4</sup>- *sideveis*

<sup>5</sup>Kjent modell for spiralformet fjær.

nombrudd av større interesse innen kroppstyrte håndproteser. Stadig flere brukere har og innrapportert tallrike feil med deres kroppstyrte proteser. Sammen med teknologiens fremgang er det derfor naturlig at mange av de senere oppfinnelsene ikke er direkte kroppstyrte. I rapporten påpekes det at hovedproblemet ved dagens anordninger er mangelen på styring av mulige frihetsgrader.

Det understrekes at tre ledd per finger utgjør en signifikant forskjell i grepsmuligheter og naturlig oppførsel. (I mitt design har jeg gjort bruk av dette poenget.)



(a) Prototype av IOWA hånden



(b) Prinsipp IOWA finger

**Figur 2.4:** (a) og (b) illustrerer hvordan IOWA hånden er konstruert.

De fleste protesene i dag bøyer kun metakarpofalangeal leddet på de to første fingrene, de resterende er som oftest passive. Men mange ulike konstruksjoner er forsøkt, og med ulik resulterende vekt. De ulike løsningene kan skille flere hundre gram. I Masteroppgaven min har jeg tatt noe hensyn til vekt, for å ikke designe et produkt som er helt urealistisk som underarmsprotese.

Det er flere fordeler med å benytte seg av en form for sene-overføring fra aktuator til de ulike leddene.

**Aktuatorene kan plasseres flere steder på protesen.** Kabeloverførings-systemet tillater en fjernaktuering av elementene. Dette sparer plass, og reduserer vekten av hånda om aktuatorer og energikilde kan plasseres på mer proksimale områder.

**Muligheten for å tilpasse/justere grep og nøyaktighet.** Et modulært design av hånden tillater ulike vinkler på hver finger og på hvert ledd. Menneskelig anatomi gir muligheten for grep med kompleks geometri ved bruk av avansert koordinert kontroll av de fem fingrene. Med muligheten for å kunne variere vinkel på basen av hvert ledd unngår vi et like intrikat kontrollsystem.

**Realistisk fingerbevegelse.** Som vi kan se av figur 2.4(a), vil vi med en liknende sene-overføring, unike dimensjoner og antropomorfske mål fra brukeren kunne oppnå en hånd tro mot menneskets egen.

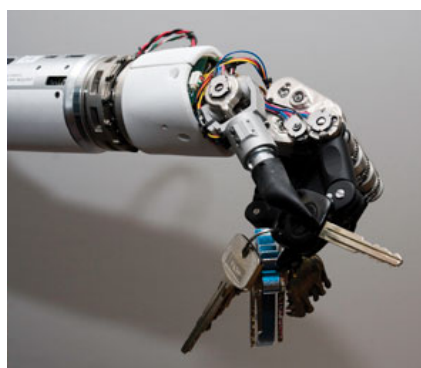
**Bevegelsesmotstand.** Fleksibiliteten kan justeres med ulike fjørstørrelser til å passe brukeren. Med flere ledd vil hånden fungere mer dynamisk. En menneskehånd er ikke stiv i avslappet tilstand.

**Stor kraftoverføring.** Med en sene direkte til leddet du ønsker å styre kan kraft overføres med stor styrke. Det betyr at vi kan klemme med fingertup-pene med stort moment.

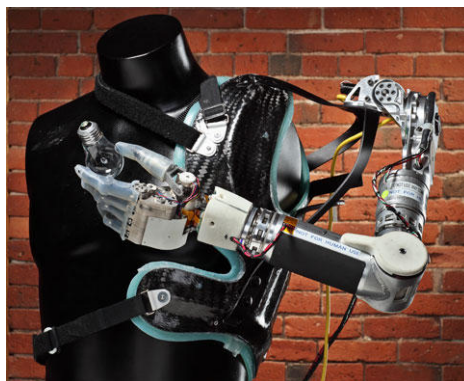
**Gode kosmetiske særpreg.** Med flere ledd og slankere design er det enklere å trekke hånden med en kosmetisk hanske og oppnå naturlighet. Ved at flere ledd beveges unngår vi og store vinkelutslag på enkle punkter på en slik hanske og dermed forlenget levetid. Vi kan og da tilpasse størrelsene ned til små damehender og barnehender i og med at vi ikke er avhengige av å

plassere aktuatorer inne i de ulike leddene.

**Uavhengig aktivering av ledd.** Fleksjon av hvert enkelt ledd/finger med fjær kan kontrolleres individuelt. Vi kan da manipulere hvert segment, også PIP<sup>6</sup> og DIP<sup>7</sup> som ved en naturlig hånd.



(a) Fingernemhet



(b) Fullstendig arm

**Figur 2.5:** (a) og (b) viser *Luke arm* utviklet av Dean Kamen m.fl.

Dean Kamen sin robotiserte *Luke Arm* er et mesterverk med hele 14 frihetsgrader (av “originalt” 21DOF fra skulder til fingertupp). Prosjektet ble startet opp i 2005 av DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency, USA) som ønsker å gi de 1600 soldatene som kommer hjem hvert år, en eller to armer fattigere, et bedre alternativ. En kontrakt ble gitt til DEKA Research ledet av Dean Kamen<sup>8</sup>.

Konseptet er inspirert av de avanserte protesene i filmene *Star Wars*, derav navnet *Luke*. Fire karakterestikker ble prioritert; modularitet, lav vekt, hurtighet og støtte for skreddersydd kontroll. Modulariteten sørger for at den kan tilpasses til de fleste grader av amputasjon. Størrelsemessig er den laget for en normal kvinne, og hele armen inkludert batteri veier ca. 8pund (3,6kg).

Brukeren behøver så lite som 6 – 8 timer med trening for å kunne operere armen til å plukke opp små gjenstander. Armen inneholder så mye som 12

---

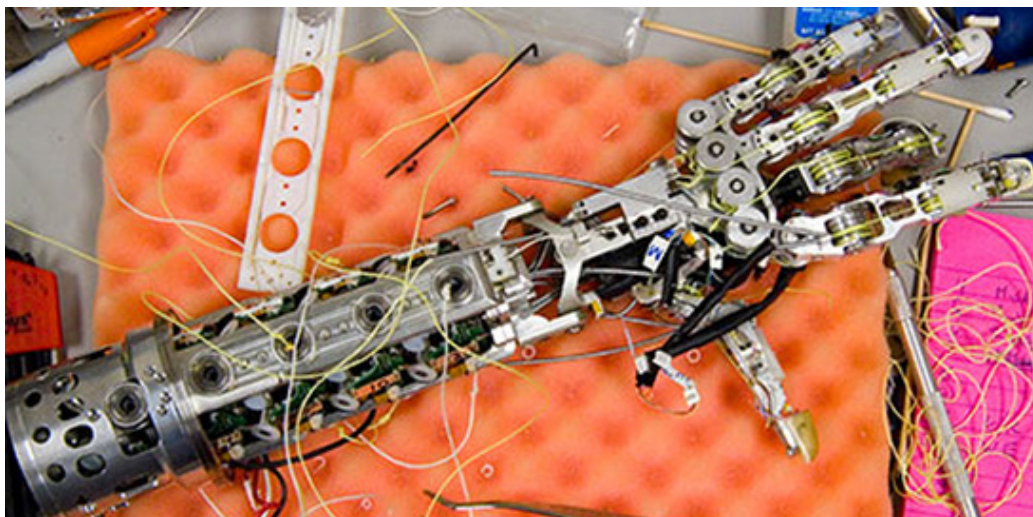
<sup>6</sup>Proximal Interfalangeal

<sup>7</sup>Distal Interfalangeal

<sup>8</sup>Oppfinneren av Segway

mikroprosessorer og tillater direkte tilbakemelding i form av sensorer. Bl.a. finner vi i tommelen en sensor for trykk som gir brukeren tilbakemelding om hvilke styrke han eller hun klemmer med i form av en vibrerende motor festet et sted på kroppen. De ulike frihetsgradene kontrolleres via MES og/eller trykkbrytere i skoene, alt ettersom hvilke signaler som er mulig å hente fra brukeren.

DARPA har og signert en kontrakt med det internasjonale Applied Physics Laboratory (APL) ved Johns Hopkins University. Her utvikles en langsiktig forskningsprototype, *Proto-2* (figur 2.6), som styres via et komplekst nevralt grensesnitt.



**Figur 2.6:** *Proto-2*, utviklet ved Johns Hopkins University, USA. Med 25 frihetsgrader er den særdeles multifunksjonell.

Armen er fortsatt på forskningsstadiet, men lover 25 frihetsgrader. For å oppnå denne bevegeligheten sitter det alene i hånden hele 15 motorer. Det nevralt grensesnittet er realisert i samarbeid med forskere fra University of Utah. Den fungerer som en elektroderekke som direkte kobles til nervesignalerne fra det gjenværende lemmet, og oversetter signalene til kontrollsignaler. Teknologien er ment å skulle kunne gi brukeren tilbakemelding via direkte nervesignaler til hjernen om gjenstanden som holdes, fra mer enn 80 sensorer i fingertuppene og håndflaten (Kilde: IEEE Spectrum).

Tilsammen er det såkalte “DARPA Revolutionizing Prosthetics Program”

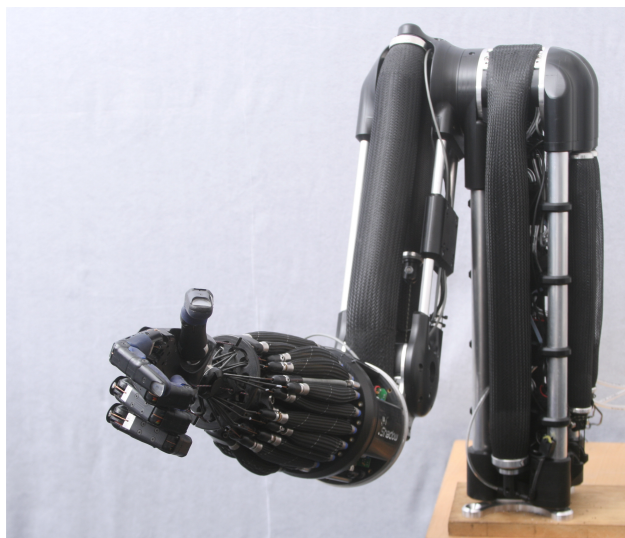
spredd over hele 30 forskjellige organisasjoner, inkludert 10 universiteter over Canada, Europa og USA. APL prosjektleder Stuart Harshbarger, kommenterer at for å gjøre de enkleste aktiviteter som å gripe en ball trenger en ikke å gjøre kirurgiske inngrep for plassere elektroder til myoelektrisk kontroll. Til dette kan overflateelektroder på huden benyttes. Men på vei gjennom kroppens vev til overflaten introduseres som kjent signalet for mye støy og mulig miksing med andre signaler. Harshbarger mener at dette gjør det umulig å kunne styre hver enkelt finger, men kun åpne og lukke hånden. Av den grunn har APL prosjektet valgt å benytte seg av IMES (Injectable Myoelectric Sensors) som gir tilgang direkte fra muskulaturen. Dette er sensorer på størrelse med et riskorn med trådløs overføring, og driftspenning leveres gjennom induksjon via en spole i protesearmen. "Riskornet" injekteres direkte inn i muskelen og en overflateelektrode tapper signalet direkte fra senderen uten å bli påvirket av interferens i mellomliggende vev. Forsøk er utført på dyr over lengre tid med suksess, men implementasjonen er avhengig av at brukeren fortsatt har den nødvendige gjenværende muskulaturen i armen. Et alternativ ved høy grad av amputasjon er bruk av *Target Muscle Reinnervation*, dvs. omplassering av friske nerver til frisk muskulatur, gjerne til brystområdet (mer om dette i [Håk09]).

Jesse Sullivan ved DARPA Tech mistet den ene armen i 2001. Han tok i bruk Proto-1 armen til APL ved hjelp av reruting av nervebaner til brystmuskulaturen. I tillegg til å kunne bevege armen naturlig uten å tenke over oppgaven som en rekke steg, kan han og føle trykk, kulde og varme via sensorer i protesehånden. Følelsen oppfattes ikke som om den er i brystregionen, men i fantom-lemmet. Det siste innen arbeid på dette området er å utvikle et kart med et en-til-en forhold på hvilke nervetråder som gjengir den eksakte følelsen i fantom-lemmet som der sensoren er plassert (ref. Rehabilitation Institute of Chicago, Todd Kuiken). Northwestern University (USA) har og utviklet sensorer til Proto-2 som gjør brukeren i stand til å skjelne mellom ruhet på et vanlig papir kontra et sandpapir.

Hendene jeg har omtalt til nå er direkte ment som proteser. Utviklingen innen robothender foregår parallellt og deler mange av de samme utfordringene konstruksjonsmessig. Ved å se på løsninger fra begge fagfelt kan vi lære å flytte grenser ennå lenger. Shadow Robot Company Ltd. holder til i London og lager robotinstallasjoner ved bruk av pneumatisk muskulatur. I 1987 startet de opp et prosjekt ved navnet *The Shadow Dexterous Hand*. Denne har de utviklet til å bli den mest avanserte kommersielle robothånden i verden. Med 24 frihetsgrader, posisjonssensorer i hvert ledd og trykkføling på hver



muskel kan den håndtere de mest avanserte manipulative oppgaver (figur 2.7).



(a) Versjon C5



(b) Versjon C6

**Figur 2.7:** (a) og (b) viser to versjoner av Shadow Robot Company sin *Shadow Dextrous Hand*. C6 er ikke etterfølgeren til C5, men to ulike hender ment for ulike formål.

Mengden frihetsgrader gjør at hånda tillater direkte mapping fra et menneske til roboten. Den kan holde sin egen vekt på 3,9kg, men krever hele 40 stykk avanserte pneumatiske muskler som gjør det mulig å også håndtere myke og skjøre objekter. Grensesnittet til hånden går over CAN<sup>9</sup> buss. Hånden er tilgjengelig i både høyre og venstre utgave. Måten hånden er løst på med 40 plasskrevende aktuatorer som og behøver en trykkluftkilde som og krever sin plass, er på dette stadiet ikke like aktuelt for proteseutvikling. Men konstruksjonen av selve hånden er smart og gir naturlig manipulering. Det skal og nevnes at sommeren 2008 ble det designet en versjon med elektriske aktuatorer.

Det er i dag vanskelig å få tak i konstruksjonstegninger og beskrivelse av aktuatorløsninger for de ulike flerfunksjonelle hendene som er realisert. Dette har jo sin naturlige grunn i at det ligger mye arbeid bak hver hånd, og for

---

<sup>9</sup>Controller Area Network

at laboratoriet eller produsenten skal kunne tjene penger på teknologien må denne holdes til en viss grad hemmelig. Mange av de mekaniske løsningene jeg beskriver videre er derfor mye ut ifra bilder. Vi ser av figur 2.7 at *Shadow* hånden er konstruert med fem fingre som en naturlig hånd. De har valgt å beholde alle leddene i en naturlig finger, også radial/ulnar deviasjon av fingerene. I tillegg til dette har lillefingeren på utgaven mulighet til å utføre en abduksjon/adduksjon skrått inn i på håndflatens plan. Leddfunksjonen sørger for et mer stabilt grep om kuleformede objekter og tilsvarende bevegelsen når et menneske krummer håndflaten. Dette er en interessant funksjon for videre proteseforskning. Den er vanskelig å kontrollere med MES, men kan evt. legges inn i som en automatisk funksjon med tilbakemelding fra sensorer når brukeren ønsker å utføre et grep. Videre kan tommelfingeren utføre en tilsvarende abduksjon/adduksjon med samme vinkel som nettopp beskrevet for lillefingeren. Tommelfingeren kan dermed enklere plasseres korrekt om et objekt, og til og med møte lillefingeren. Håndleddet har leddfunksjonene fleksjon/ekstensjon og radial/ulnar deviasjon.



**Figur 2.8:** Den myoelektrisk kontrollerte Otto Bock protesen, *Michelangelo hand*.

Otto Bock har lenge vært på det kommersielle markedet med sine proteseløsninger. Den siste i rekken av protesehender, er en tilnærmet antropomorfisk hånd av utseende og med flere funksjoner. Navnet den har fått er *Michelangelo hand* (ref. fig 2.8). Hånden styrer gripefunksjonen ved hjelp av myoelektriske signaler, og dette fungerer utrolig bra på denne utgaven. Fingrene har et kontrollert ledd (fleksjon/ekstensjon) innerst og er kun naturlig krummet videre ut over de to andre fingerleddene. Tommelen kan utføre fleksjon/ekstensjon og abduksjon/adduksjon med rotasjonsakse parallell med håndflatens lengdeplan. Hånden er rask, og har og kraft nok til å løfte ob-



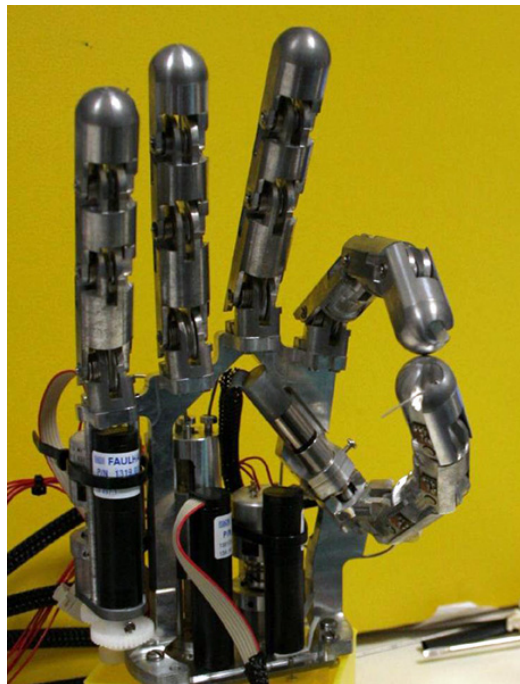
jekter. Håndleddet har kun en pronasjon/supinasjon leddfunksjon som styres manuelt ved at brukeren må vri denne i ønsket stilling med den andre hånden. Underarmen har med andre ord ikke mange avanserte leddfunksjoner, men det som er interessant er hvor godt selve hånden med fingerfunksjonene fungerer.



**Figur 2.9:** SCHUNK GmbH & Co.KG; *Schunk Hand*

Schunk antropomorfisk hånd (fig. 2.9) er et samarbeidsprosjekt mellom German Center for Aerospace (DLR) og Harbin Institute of Technology (HIT). Deres utviklingstese er at mikro-konstruerte robot hender med menneskelig likhet er et essensielt krav for serviceroboter i ustrukturerte omgivelser, slik som hjem og sykehus. Deres mål er å realisere en versjon av DLR hand II som er kapabel for produksjon i liten skala, utformet i standardkomponenter og med vanlig teknologi. SCHUNK-hand SAH består av fire identiske fingre, hvor en har en ekstra leddfunksjon (abduksjon/adduksjon) og fungerer da som tommel. For at hånden skal korrespondere med de menneskelige motoriske funksjoner har hver finger fire ledd, fleksjon/ekstensjon over tre ledd og et fjerde som utfører radial/ulnar deviasjon. Hvert ledd er utstyrt med en liten servoaktuator som driver funksjonen. Sensorer i fingre gir tilbakemelding på kraft (de blå gummifeltene på hånden) og posisjonsdata for hvert ledd. Hånden inneholder all nødvendig elektronikk og kan monteres på en hvilken som helst robotarm. Hånden er av interesse for proteseforskning siden den med sitt design og løsninger stiller spørsmål ved om fire fingre av noe større dimensjon, men som samlet ikke er større enn en menneskelig hånd, er bedre

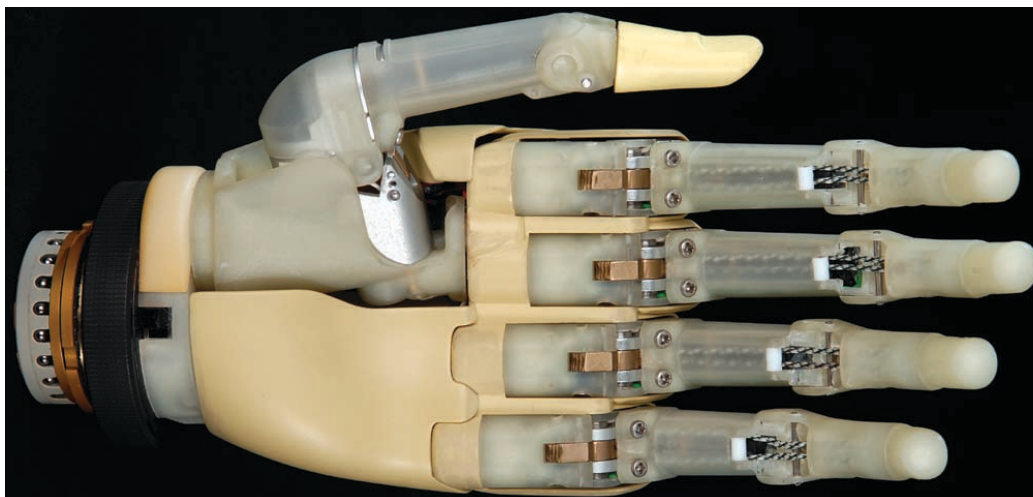
siden de får plass til mer innvendig. Løsningen gir god multifuksjonalitet og er her løst med standardkomponenter som gjør hånden rimeligere i produksjon.



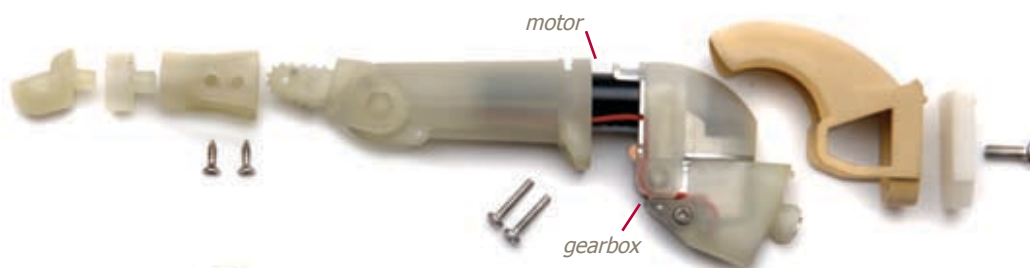
**Figur 2.10:** EU samarbeid; *Smart Hand*.

Smart hand (fig. 2.10) er resultatet av et EU samarbeid hvor målet er å utvikle en kunstig intelligent hånd som ser og føles ut som en normal hånd. Hånden er ment for proteseutvikling og bruker teknologi som materialvitenskap, bio- og informasjons teknologier med kognitiv nervevitenskap. Som figuren viser er hånden utført hovedsakelig i aluminium med et minimum av flater. Hver finger er plassert i ulike dybder inn på håndens flate for å gi en naturlig form. Fingerleddene drives av aktuatorer hvor lillefinger og pekefinger har hver sin, mens langfinger og ringfinger drives av samme aktuator. Aktuatorer trekker i sener av vaier som får fingrene til å bøye seg. En returfjær på hvert ledd gir fingerekstensjon og leddet stopper naturlig opp med en stoppkant på baksiden av leddet. Senene går om trinser mellom hvert ledd som gir rotasjonsutslaget. Tommelen er utformet på samme måte, men har også leddfunksjon for abduksjon/adduksjon, men her med en omvendt vinkel enn hva vi har sett tidligere. Ved adduksjon føres tommelen inn og ned. Tommelen kan da enklere møte fingertuppene til alle de andre fingrene. En annen uvanlig egenskap er at tommelen med denne funksjonen og kan møte utsiden av pekefingeren for f.eks. grep om en nøkkel. Hånden bruker motoraktuatorer

fra Faulhaber.

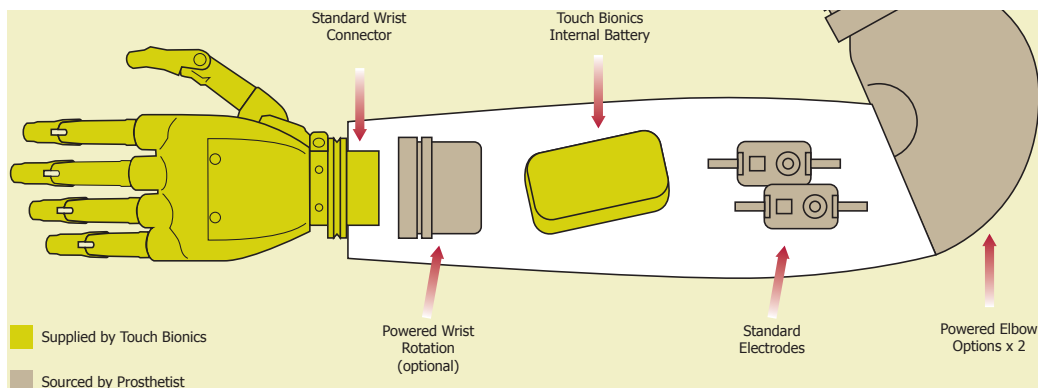


**Figur 2.11:** Touch Bionics Inc.; *iLimb Hand*. I det senere har det også kommet en ny og forbedret utgave *iLimb Pulse* (sort), men denne er ikke å finne like godt illustrert.



**Figur 2.12:** Touch Bionics Inc.; *iLimb Hand fingerledd*

Touch Bionics har utviklet en flerfunksjonell protesehånd som har blitt svært mye omtalt i media. Med navnet *iLimb* har de med tanke på publisitet lagt seg i samme gate som Steve Jobs. Figur 2.11 viser hånden som styres via myoelektriske signaler avlest fra muskulatur i armen. Hånden er bygd opp av moduler som skiftes ut ved behov eller slitasje. Fingrene er festet til hånden med “flymotorprinsippet”, hvor de hektes inn i spor som holder komponenten og låses fast med et minimum av skruer. Figur 2.12 viser et modulbasert fingerledd og dets oppbygging. En tilpasset motoraktuator med gir er lagt i hylsen til det første fingerelementet og driver et kvart tannhjul som gir utslaget i forhold til hånden. Når dette leddet bøyes bli neste ledd proporsjonalt



**Figur 2.13:** Touch Bionics Inc.; *iLimb Hand* med armløsning

bendt passivt med via to tråder som er festet i basen og som drar det ytterste leddet med ned. Trådene går i kanaler og er skånet for omgivelsene. Fingerene har kun to ledd og fingertuppen er vinklet med naturlig form. Tommelen er laget på samme måte, men har og et ledd for abduksjon/adduksjon. Håndleddet er utformet med en sterk og stabil leddkonstruksjon for pronasjon/supinasjon. Figur 2.13 viser hvordan hånden er realisert som en modul på en fullstendig underarmsprotese. Touch Bionics har og utviklet en hanske, i-Limb skin, som trees utenpå av gummi som gir god friksjon for å holde gjenstander. Motorenheten med tilkobling for pronasjon/supinasjon leveres av andre leverandører. Ved behov for protese over albue er i-Limb Hand kompatibel med albue enheter fra Motion Control (Utah U3 og U3+) og fra LTI (Boston Digital Arm). I begge tilfeller detekterer arm/albue enheten i-Limb hånden og utfører de korrekte tilkoblingene via konvensjonelle ledninger og batteri. i-Limb hand viser med dette hvor viktig det er å tenke modullaserte løsninger ved produksjon av en flerfunksjonell protesehånd. En modulløsning krever mye planlegging da den gir lite rom for ad hoc løsninger underveis i en produksjon.

*bebionic hand* (fig 2.14) er en ny generasjon fullt artikulerende myoelektriske hender fra produsenten ved samme navn. Hånden er konstruert med individuelle motorer for hver finger, og kan ifølge produsenten utføre grep på en naturlig og koordinert måte. Hånden har innebygde mikroprosessorer som konstant monitorerer posisjon til hver finger slik at grepsekvenser er nøyaktige hver gang. Hånden sanser hvis et objekt er i ferd med å glippe og strammer automatisk til for å sikre grepet. Hånden har to tommelposisjoner som brukeren kan velge; motstående og ikke-motstående. En sensor detekterer denne posisjonen. Ikke-motstående posisjon kontrollerer nøkkelgrep og



**Figur 2.14:** bebionic; *Bebionic Hand*

finger peking, mens motstående posisjon kontrollerer effektgrep. Designet har en robust sammensetning som sørger for beskyttelse. Fingrene er utstyrt med returfjærer slik at de beveger seg naturlig ved passiv fleksjon ved tilfeldig berøring. *bebionic hand* ligner mye på i-Limb i konstruksjon og utførelse.

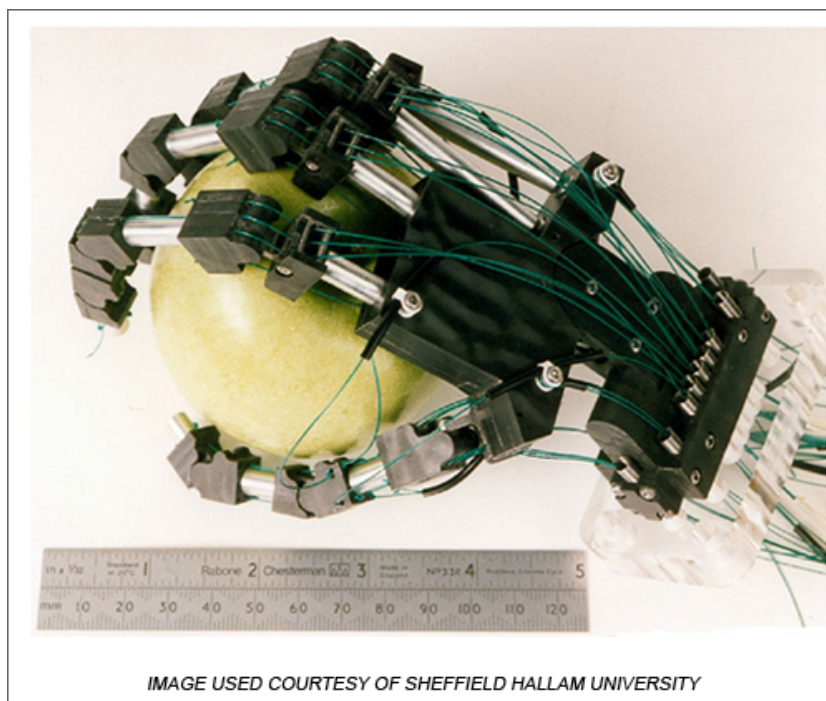


**Figur 2.15:** Elumotion; *Sheffield Arm*

*Sheffield Arm* er en artikulert modell av den menneskelige overarmen (fig. 2.15). Den er forsket på og utviklet ved Sheffield Hallam University. Målet med armen er å stimulere til kunnskap på hensiktsmessige mekaniske artikuleringer som tillater en lifs-lik bevegelse av en kopi av en menneskelig arm. Prosjektet har ført til flere virkelige modeller med bruk av kunstige muskler, figur 2.16. Hånden er fortsatt på forskningsstadiet, og det foreligger lite

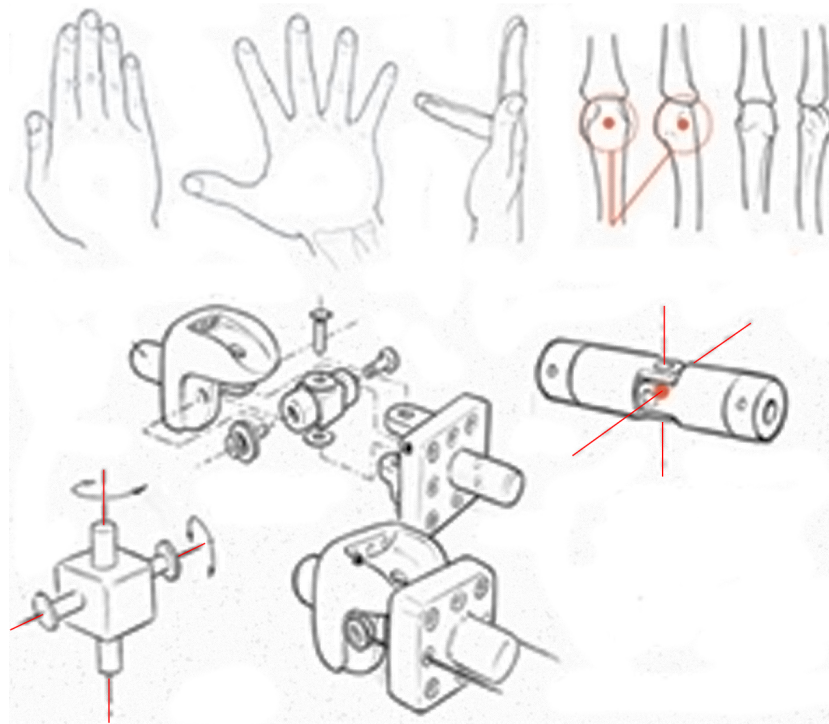


offentlig dokumentasjon på bruk av disse aktuatorene. Men det finnes noe dokumentasjon på konstruksjon, og vi ser av figur 2.17 hvordan leddfunksjonene er bygget opp. Ved bruk av sener og kunstig muskulatur evner fingrene fleksjon/ekstensjon og radial/ulnar deviasjon. Dette er en hånd som har smarte og enkle løsninger ved bruk av f.eks. superelastiske karbon nanorør aerogel aktuatorer (se kap. 2.2.5). konstruksjonen er lett av vekt, relativ enkel å bygge og gir avanserte flerfunksjonelle leddfunksjoner.



**Figur 2.16:** *Sheffield Arm* -Sener

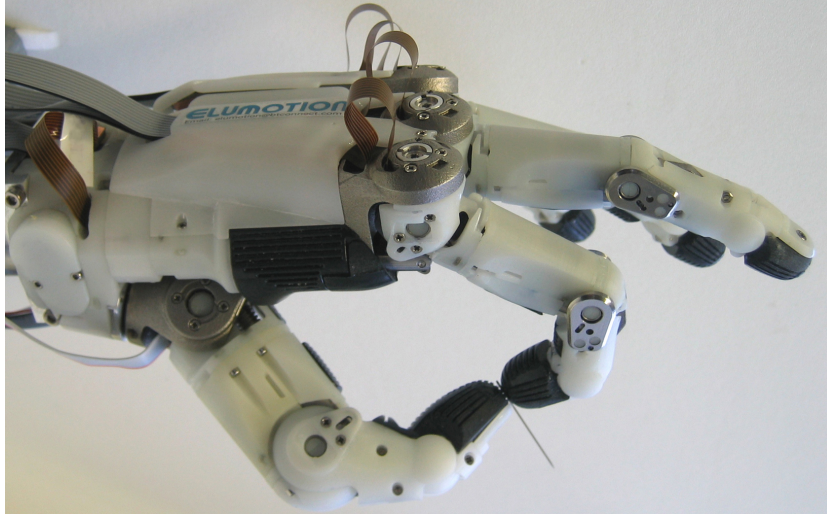
*ELU-2 Hand* er en menneskelig skalert antropomorfisk robot hånd som evner å utføre menneskelige bevegelser med samme hastighet som vi mennesker klarer. Hånden har 9 frihetsgrader som er servoaktuerte. Den er opprinnelig ment for plassering på Elu2-Arm, men er laget som en modul, og kan brukes til medisinske applikasjoner som protesearmer. Hånden er realisert med kriteriene; kraft, presisjon og pålitelighet. Handen er utformet i en plast-metall hybridkonstruksjon, og er lett av vekt. Store felter er dekket av myk padding som gjør det enklere å håndtere objekter og mer behagelig interaksjon med mennesker. Disse områdene kan og utstyres med taktile sensorer. Fingertransmisjonene er tilbake-drivende og muliggjør bruk av motorstrøm som indikasjon på leddmoment. Elumoton oppgir at i tillegg har hver frihetsgrad



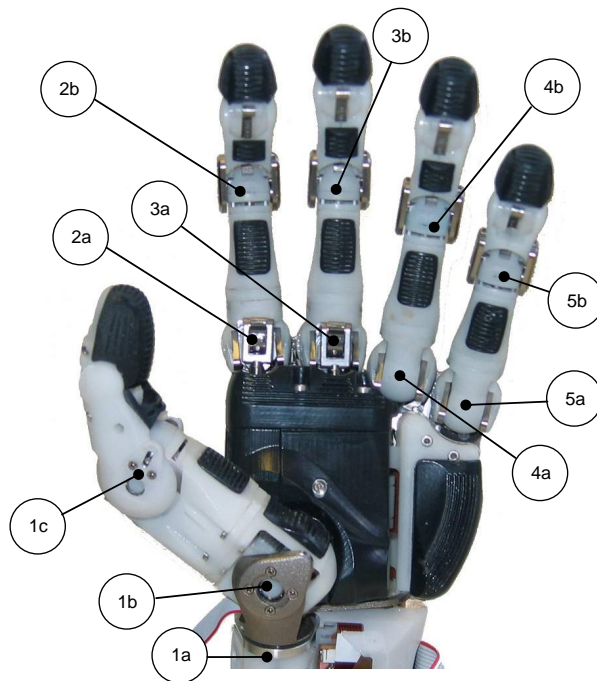
**Figur 2.17:** *Sheffield Arm* -Ledd

potensialet for ultra pålitelig absolutt føling uten kontakt og toleransebrytere som gir en ekstra posisjonsredundans for sikkerhetskritiske applikasjoner. Dette er en av de mer mekanisk sterke multifunksjonelle hendene jeg har erfart i under dette studiet.

*Edinburgh Electric Hand* (fig. 2.20) stammer fra protesedesign erfaringer utført av David Gow fra Touch EMAS Ltd. Konseptet er en elektrisk hånd med multiartikulerende fingre og en aktuert tommel som kan posisjoneres sidelengs og inn i posisjon med fingrene. Det var viktig at hånden passet inn i en silikonhanske som var modellert fra en virkelig hånd. Vi ser av bildene en litt annen konstruksjon enn vi har sett tidligere. Her er drevene fra aktuatorene til fingrene av kjeder og momentakslinger som nesten er umulig å slite ut, men som kan gi brutal kraft til ledd om motorene ikke styres optimalt. Utformingen er her klumpete og håndflaten fungerer kun som en ramme, og en er avhengig av en god tilpasset hanske for et naturlig utseende og evt. implementasjon av sensorer inne i selve hånden. På en annen side er konstruksjonen akkurat det den trenger å være, ingen overflødige komponenter.

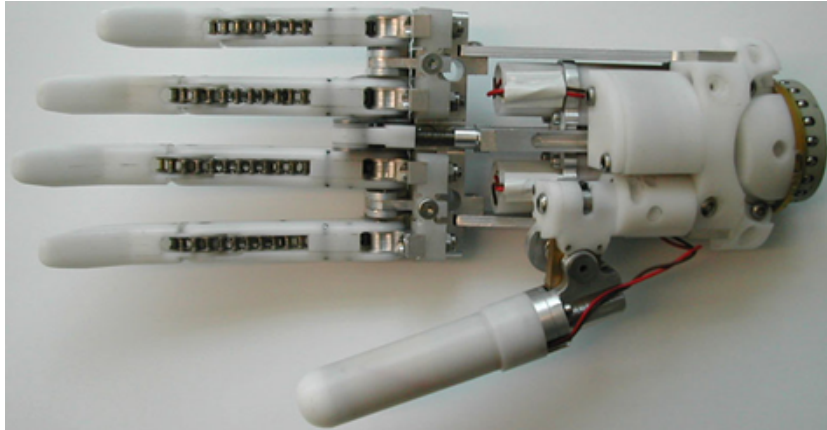


**Figur 2.18:** Elumotion; *ELU-2 Hand*

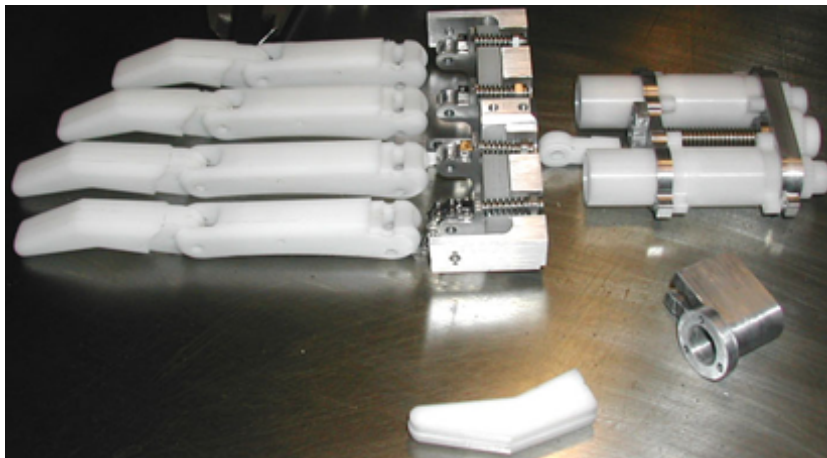


**Figur 2.19:** *ELU-2* håndflate og konstruksjon





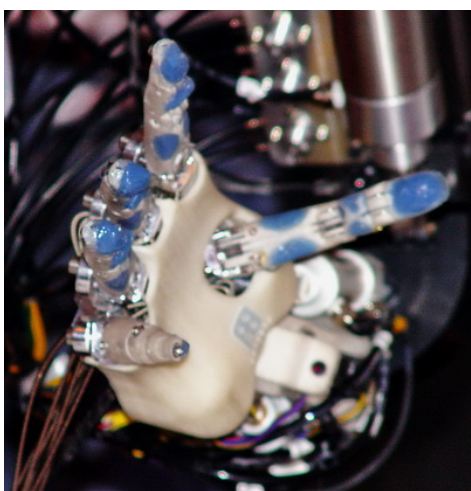
(a) Mekanisk konstruksjon med motoraktuatorer



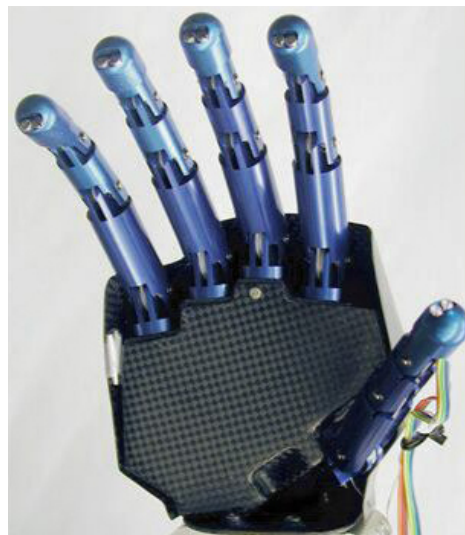
(b) Demontert

**Figur 2.20:** (a) og (b) viser Touch EMAS Ltd./Elumotion; *Edinburgh Electric Hand*

Den nest siste hånden jeg skal vise til er *Monty Hand* fra Anybots. Dette er en svært fingernem robot hånd, figur 2.21(a). Jeg har ikke funnet mye dokumentasjon på denne, men den ligner mye på den antropomorfiske hånden RCH-1<sup>10</sup>, utviklet ved SSSA<sup>11</sup> ARTS Lab i Italia.



(a) Anybots; *Monty Hand*



(b) SSSA ARTS Lab; *RCH-1*

**Figur 2.21:** (a) og (b) viser to avanserte flerfunksjonelle hender.

RCH-1 er elegant utført og sener driver fingrene med en mekanisme som består av trinser med torsjonsfjærer i hvert ledd. En vaier løper fra fingertuppen til roten av mekanismen og ligger på veien en runde rundt trinsene. Når aktuatoren trekker i vaieren kan fingeren legge seg rundt objektet korrekt siden hver trinse (som driver leddet) kan rotere uavhengig. På denne måten kan fingrene håndtere ethvert objekt skånsomt uten komplisert kontroll.

Tabell 2.1 lister opp flere hender enn de jeg har omtalt til nå. Mange av disse har mange gode løsninger med potensiale for multifunksjonelle antropomorfiske protesehender. Men jeg har valgt å begrense meg til det utvalget jeg gir i kapittel 2, og heller gå mer i dybden på enkeltløsninger som er av interesse i de videre kapittelene.

---

<sup>10</sup>RoboCasa Hand No.1

<sup>11</sup>Scuola Superiore Sant' Anna

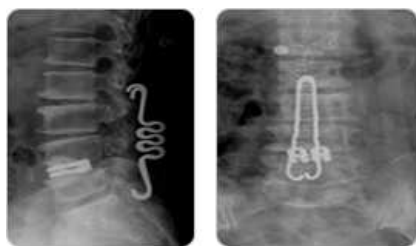
## 2.2 Aktuatorer for flerfunksjonelle hender

### 2.2.1 Kunstig Muskulatur

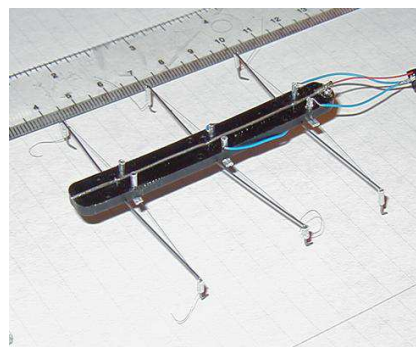
Det blir nevnt i artikkelen [WDM00] *Shape Memory Alloy artificial muscles*. Dette har de siste årene vært fokuset innen forskning på kunstig muskulatur sammen med piezoelektronikk (PZT) og elektroaktive polymerer (EAP). Et nytt materiale har i det senere blitt utviklet og ser ut til å ha innovative grensesprengende egenskaper som kan *forynge* forskning på kunstig muskulatur. Under følger litt mer utfyllende om egenskaper og ulemper ved de ulike motorene.

### 2.2.2 Shape Memory Alloys

De vanligste *formhukommelse legeringene* anvendt som kunstig muskulatur er nikkeltitanium eller Nitinol som blandingen og kalles. Dette materialet har blitt brukt i småskala roboter som Stiquito (figur 2.22) og i medisinske implantater. En stor ulempe er at materialet krever mye energi og bruker lang tid på å aktivere og reaktivere. Statusen som en seriøs kandidat til kunstig muskulatur er med det betraktelig svekket.



(a) Stiquito robot

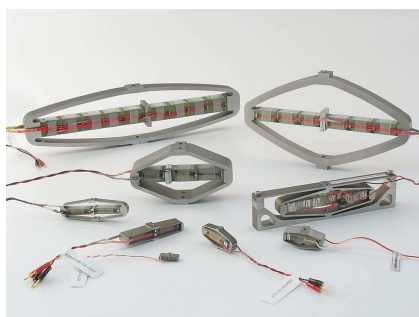


(b) Formhukommelse legeringsimplantat

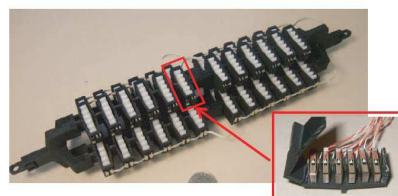
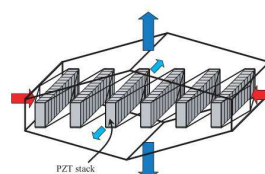
**Figur 2.22:** (a) og (b) viser to former for formhukommelse legering benyttet som kunstig muskulatur.

### 2.2.3 Piezoelektronikk

Det er utført et stort arbeid innen piezoelektronikk (til eks. PZT) til bruk som kunstig muskulatur. Disse materialene har høy effekttetthet, høy båndbredde og høy virkningsgrad. Kraftpåvirkning og slaglengde er desverre liten, i størrelsesorden 0.1%. Dette betyr at en kunstig muskel av PZT må være avhengig av en kraftforsterkningsstruktur (figur 2.23). Arbeid utført av Georgia Tech professor, Jun Ueda, blir nevnt i denne sammenheng [1].



(a) Piezoelektriske kunstige muskler (PZT) av ulike størrelser



(b) Kraftforsterkningsstruktur for Piezoelektrisk kunstig muskulatur

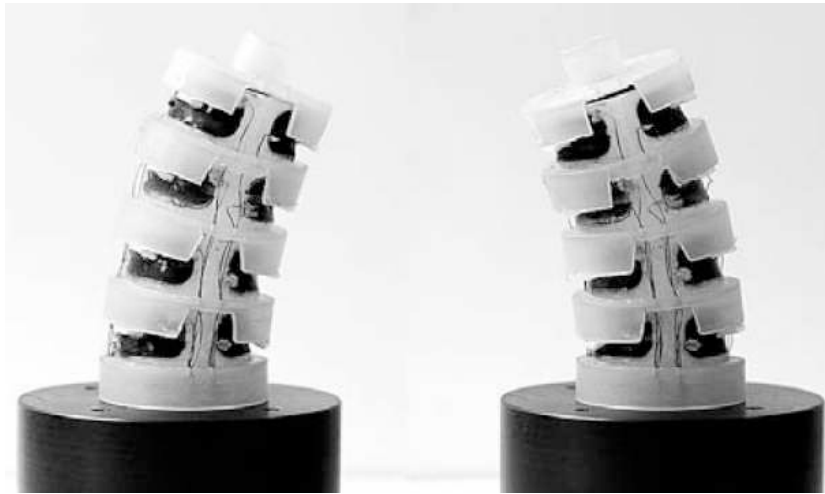
**Figur 2.23:** (a) viser forsterkede piezoelektrisk aktuatorer og (b) illustrerer dette nærmere i detalj.

### 2.2.4 Elektroaktive Polymerer

Det finnes en rekke ulike Elektroaktive Polymer (EAP) Aktuatorer benyttet som kunstig muskulatur (figur 2.24). Det søkes stadig etter det ultimate EAP, men det er fortsatt tallrike teknologi-avhengige utfordringer. Dårlige effekt-vekt forhold, dårlig ytelse av kraftpåvirkning, problemer med kontrollerbarhet, osv.

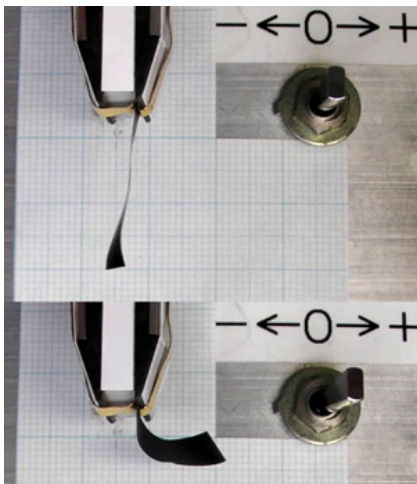
### 2.2.5 Superelastic Carbon Nanotube Aerogel

Dette er et kunstig muskelmateriale også kalt: “Superelastic Carbon Nanotube Aerogel”. Dette relativt nye materialet responderer på tilført spenning og utvides med 220% i løpet av noen få millisekunder. Det fantastiske med



**Figur 2.24:** Bildet viser et finger-rør bygd opp av flere ledd med små Elektroaktive Polymere som kunstig muskulatur for bevegelse.

dette materialet er at det fungerer under temperaturer så lavt ned som flytende nitrogen og helt opp til smeltepunktet til jern. Jeg har derfor valgt å gå litt dypere i materien og bruke litt plass på dette supermaterialet siden jeg selv mener dette kan være fremtiden for frotseforskning.



(a) Et Karbon Aerogel Nanorør



(b) Karbon Aerogel Nanorør benyttet som elektrisk hud

**Figur 2.25:** (a) demonstrer hvordan materialet kan fungere som aktuator. (b) illustrerer hvordan materialet kan benyttes til intelligente løsninger som f.eks. elektrisk hud.

Materialet har styrken og stivheten til stål (av vekt) i en retning og allikevel like ettergivende som gummi i de to andre. Det har ekstremt lav tetthet gitt dets luftige egenskaper, derav *aerogel*. Det er konduktivt og transparent.

**Nanorør plateelektroder som aktuatorer**<sup>12</sup>. Det var forskere ved Allied-Signal som initielt demonstrerte muligheten for elektrisk forskynte aktuatorer fremstilt av karbon nanorør plater (R. H. Baughman m.fl. (1999) "Carbon Nanotube Actuators"). De festet blader av karbon nanorør på begge side-ene av en dobbelsidig teip og tilførte potensial på nanorør flakene i en NaCl elektrolyttløsning. Nanorør flak blir brukt som elektrolytt-fylte elektroder til superkondensatorer. Nanorør blader er elektrisk ladet av det doble for- masjonslaget på nanorør-elektrolytt kontaktflaten uten noe behov for ion innskudd. Derfor er elektrisk drevne aktuatorer av nanorør flak overlegne i forhold til de konjugerte polymer aktuatorene som involverer fast-form do- teringsstoff (halvleder)diffusjon og strukturell forandring begrensingsrate, krets liv og energi konvergerings effektivitet. På den andre siden, ferroelek- trisk og elektrostriktive materialer er også veldig brukbare for direkte energi konvertering, men de krever en høy operasjonsspenning og en omgivende tem- peratur av et begrenset spekter.

Nanorør plateaktuatorer er vist til å operere ved lave spenninger tilsvarende 1Volt eller lavere (U. Vohrer m.fl. (2004) "Carbon nanotube sheets for the use as artificial muscles"), og leverer høyere arbeidstettheter per sykel enn andre alternative teknologier. Baughman med flere har vist at aktuatorrespons kan observeres opp til vekslende rater av 1kHz og ved å kjøre nanorør aktuato- ren med en konstant rate på 1Hz for 140000 sykler avtar stempelslaget med tilnærmet 33%. 0.75MPa med stress ble målt på nanorør flakaktuatorene, som er større enn det maksimale stresset (0.3Mpa) som kan bli lastet på en menneskelig muskel (G. M. Spinks m.fl. (2002) Pneumatic Carbon Nanotube Actuators").

Ved bruk av aerogel plater av *flerlags karbon nanorør*<sup>13</sup> kunne forskere ved Univeristetet i Texas fabrikere aktuatorer med en gigantisk slaglengde. Til- nærmet 180% aktivering langs bredden, med 5ms forsinkelsestid mellom til- ført potensial og observert maksimalt utslag (A. E. Aliev m.fl. (2009) GG- iant-Stroke, Superelastic Carbon Nanotube Aerogel Muscles"). Av den grunn er aktueringsraten litt bedre enn den til den menneskelige muskel. Dette er

---

<sup>12</sup>Nanotube sheet electrodes

<sup>13</sup>Multi-Walled Carbon Nanotubes (MWNT)



en veldig viktig ferdighet sett opp mot aktueringsraten for kunstige muskler brukt i roboter er ofte typisk mye tregere. Videre er bruken av nanorør som byggeblokker i en kunstige muskler til stor hjelp for å tilføre styrke og robusthet ved å gjøre de kunstige musklene sterkere enn stål i en retning og mer fleksibel enn gummi i de to andre retningene (D. W. Madden (2009) "MATERIALS SCIENCE: Stiffer Than Steel"). Mangelen på elektrolytt løsning og temperatur robustheten til aerogel bladet i stabil omgivende gjør operasjoner under høy temperatur mulig. Aktueringsslaget avtar med bare 50% fra dets romtemperatur verdi til 1344°C.

Dette er et materiale med stort potensiale innen proteseutvikling. Men løsningene vil ligge noe frem i tid. Min anbefaling til videre studier er allikevel at en ser på hvordan denne unike aktuatoren kan passe inn og bidra til et vektredusert, hurtig og sterkt hjelpemiddel. For å belyse armprotese fra en kanskje litt uvanlig vinkel, er det en rekke sterke personer som har store fysiske mål de ønsker å nå tross en amputering. Dette kan være å klatre fjell, eller å bevege seg i landskap preget av store temperaturendringer. En stor begrensning er i dag til stede siden aktuatorer og ulike nødvendige materialer ikke klarer å opprettholde sin styrke eller form under slike klima. Store krav til løsninger vil med tiden komme, og jeg tror personlig dette er veien å gå.



(a) Aerogel bærer vekten av en murstein



(b) Aerogel er tilsvarende ikke varmeledende p.g.a. sin lave vekt.

**Figur 2.26:** (a) beviser aerogel sin styrke ved å bære mange ganger sin egen vekt. (b) illustrerer aerogel sin evne til å isolere grunnet dets lave vekt.

*Aerogel* er utrolig spennende. Det er et konstruert materiale (figur 2.26) ofte kalt *frossen røyk* eller *blå røyk*, og er det stoffet i verden som har lavest massetetthet. Tettheten varierer etter type, men de mest ekstreme formene består av rundt 99,9% luft og har en massetetthet helt nede i  $1\text{g/dm}^3$  (liter). Aerogel er et stivt skum, med en konsistens lik polystyren. Det er ekstremt sterkt, og kan bære 2000 ganger sin egen vekt (enkelte oppgir og 4000) uten å kollapse, men det er meget sprøtt og lite resistent for støt. Aerogel har mange interessante egenskaper, inkludert en utpreget dendrittisk struktur og ekstremt lav termisk konduktivitet (ca.  $0,017\text{ W/mK}$ ) som gir det imponerende isolasjonsegenskaper og et smeltepunkt på  $1200^\circ\text{C}$ . Aerogel er laget ved å trekke væsken ut av en Gel gjennom superkritisk tørking.

Hvis vi ser bort fra den egenskapen at det kan kombineres til en svært kraftfull aktuator, kan materialet og benyttes som fyll/avstivningsmateriale i en protese som da og vil kunne isolere for kulde/varme mot residualarmen, være sterk og lett.

### 2.2.6 Motoriserte Lineære Aktuatorer

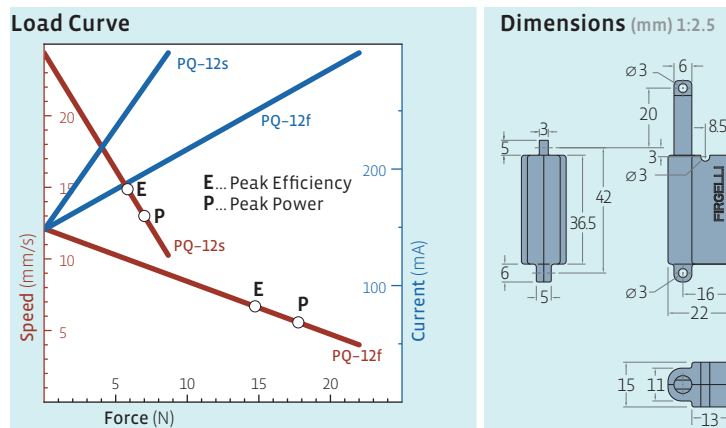
Det kanadiske firmaet *Firgelli Technologies Inc.* produserer ulike unike varianter og størrelser av lineære aktuatorer. Til denne oppgaven kan den aktuelle varianten være PQ-12. Dette er aktuatorer som kan tjene som servoer, og være mer gunstig i bruk grunnet lavt energiforbruk, mulighet til å låse posisjon uten bruk av energi og tilbakemelding av utslagslengde via et innebygd lineært presisjonspotensiometer. Sylinderaktuatoren (figur 2.44) produseres i form av en høyhastighetsutgave *PQ12-30-6-P/PQ-12s* og en utgave med stor kraft, *PQ12-63-6-P/PQ-12f*.

Ulempen er her at gjentatt overbelastning som fører til tap av moment vil forkorte livet til aktuatoren. Dette kan fort bli et problem ved proteseforskning hvor en må påberegne at unøyaktig kontroll vil forekomme og at aktuatoren opptil flere ganger vil møte sin begrensning.





(a) Firgelli PQ-12



(b) Dimensjoner og ytelse

**Figur 2.27:** (a) viser Firgellis avanserte lineære mikro aktuator PQ-12 og (b) illustrerer grafisk tilhørende ytelse og dimensjoner.

## 2.2.7 Pneumatiske Lineære Aktuatorer

Det finnes i dag flere firmaer som utvikler pneumatiske lineære muskler. En bedrift som har fått mye oppmerksomhet rundt deres innovative løsning er Shadow Robot Company. Deres pneumatiske muskler er hovedsakelig mynnet for oppgaver hvor en trenger presis og stor tilgjengelig kraft. Shadow Robot Company benytter selv disse aktuatorene i en egenutviklet multifunksjonell hånd, ref.kap.2.1.1. Teknologien er veldig interessant for vårt formål, men krever med dagens design noe mer plass en hva som er tilgjengelig på en underarmsprotese, samt at en trenger en trykkluft kilde med noe størrelse.



(a) Avslappet tilstand uten luft



(b) Sammentrukket tilstand fylt med luft

**Figur 2.28:** (a) og (b) viser en pneumatisk lineær aktuator fra Shadow Robot Company Ltd. og hvilke presise krefter den kan utvikle.

Til eksempel er Shadow C5 Dextrous Hand med sensorer, 40 pneumatiske muskler og ventilrør ikke tyngre enn 3.9kg. Med denne type aktuatorer kan hånden utføre bevegelser med en gjennomsnittlig hastighet tilsvarende halve hastigheten mennesket opererer med. Løsningen gir en relativt sterk hånd, men krever både elektrisk strøm og en trykkluftkilde. Lik menneskets arm knyttes de pneumatiske musklene til ledd via sener. Integrert elektronikk styrer aktivering av ventiler, samt håndterer de tilhørende muskel-trykk sensorene.

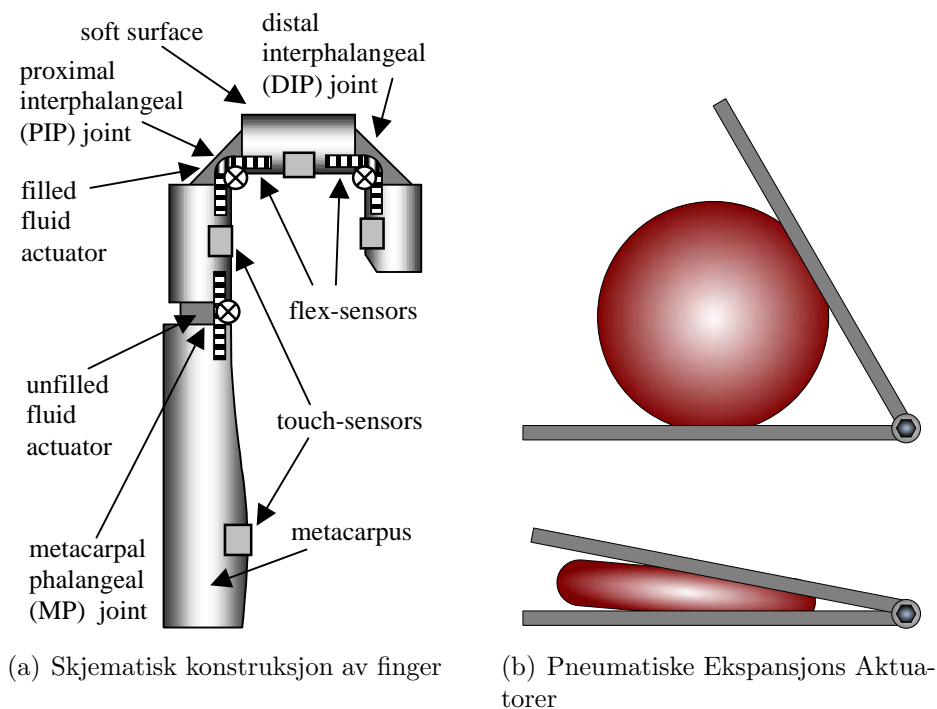
Muskeltypen er i seg selv ganske grovmotorisk, men måten Shadow Robot Company bruker musklene gir leddfunksjonene nøyaktig og varsomme bevegelser. Tre ulike oppsett er benyttet. Enkel muskel med retur-fjær, to motstridende muskler som driver samme ledd, eller koblede par av muskler som driver to ledd. Alle ledd unntatt de distale finger leddene er kontrollerbare til  $+/- 1^\circ$  over hele arbeidsområdet.

Ventilene trekker 1A maks ved 28V, og musklene krever trykkluft på 3,5bar. Hver muskel har et omtrentlig volum på 0,015liter. Dette gir et “worst-case” forbruk på 24 liter/min (Kilde: Shadow Robot Ltd.).

## 2.2.8 Fluidtekniske Ekspansjons Aktuatorer

Institute of Applied Computer Science Research Center of Karlsruhe, Tyskland dokumenterte i 2001 en ny ultralett antropomorfisk hånd, drevet av en ny type effektfulle, men små fleksible fluidtekniske aktuatorer. Aktuatorene lar seg fullstendig integrere i fingrene, noe som gjør konstruksjonen veldig kompakt og hånden veldig lett [SPB01] (*Åpne PDF*).

Siden 1950-årene har mange forskere utviklet kunstige hender med fluidtekniske aktuatorer som kalles *McKibben artificial muscle* ([SPB01]), tilsvarende som omtalt i kap. 2.2.7, men med kontroll via fluid og ikke luft. Her har underarmen huset de kunstige musklene som videre har drevet leddfunksjoner via sener. Den gjenværende plassen til amputasjonsstumpen i hylsen blir da liten eller ingen. Dette er grunnlaget for ny forskning og den nye oppfinnelsen utviklet ved Forschungszentrum Karlsruhe (FZK).

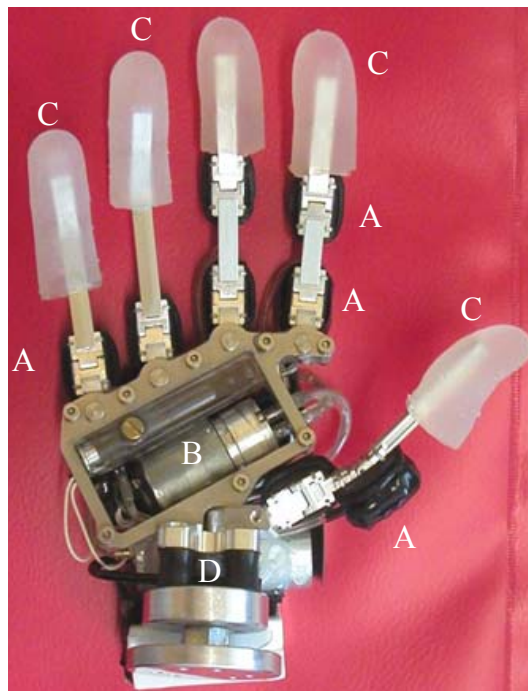


**Figur 2.29:** (a) og (b) viser hvordan disse kunstige musklene er bygget opp og hvordan de kan utnyttes. (a) er hentet fra [SPB01].

S. Schulz og forskerteamet oppgir at den nye utgaven har fordeler som høy

grad av fleksibilitet designet inn i deres mekaniske konstruksjon. Muligheter for særs komplekse bevegelser, liten vekt og lave produksjonskostnader. Ekspansjonsaktuatorene er bestående av to plater med en ekspansjonspute med ventiler, figur 2.29(b), og ekspansjonskraften på platene kalkuleres som produktet av platearealet som er i kontakt med fluidaktuatoren og det indre trykket.

Tester utført viser god evne til å oppnå realistiske data med den matematiske modellen. Hånden som tilsvarer av størrelse en normal mannlig hånd har fått plass til hele 18 stk av denne type aktuatorer. Mulighetene med denne type aktuatorer bør sees nærmere på. Dette prosjektet er og omtalt i kapittel 2.1.1.



**Figur 2.30:** FZK Fluid Hand. Illustrasjonen viser konstruksjonen av hele hånden med de fluidtekniske aktuatorene, samt mellomhånden (Metacarpus) som har fått plass til å huse en mikrokontroller, mikroventiler, energikilde og en mikropumpe! [SPB01][SPK+01]

### 2.2.9 Servo aktuatorer

Det finnes en rekke servomotorer som er utviklet for å levere et stort moment sett i forhold til fysisk størrelse. Flere av disse opererer optimalt ved en lav spenning og gir hurtige og nøyaktige rotasjoner, ofte med posisjonell tilbakemelding i form av et potensiometer. Jeg vil i dette kapittelet derfor se på om det er aktuelt med kontroll av ledd ved bruk av servoer.

Hitec er en produsent av servoer som har vært på markedet siden 1983. De produserer pålitelige servoer ofte med innovativ teknologi som også benyttes av forsvarsindustrien i flere land. Deres spesialiteter er mange, og de leverer høyspente (i RC-sammenheng<sup>14</sup> 7.4V) digitale utaver for overlegen kraft. G2<sup>15</sup> serien deres er en ny rekke servoer med dobbel presisjon sammenliknet med de originale digitale servoene, og inkluderer muligheten for å programmere en sperre for overbelastning. Enkelte utgaver kommer og med kjøleribber, men mest interessant i denne sammenheng er kanskje at Hitec var de første til å erstatte det konvensjonelle mekaniske potensiometeret med en full digital magnetisk posisjonssensor. Enkelte utgaver kommer med titan tannhjul til girsystemet, noe som benyttes mye i militære produkter som Hitec leverer til. Karbonite gir en firedoblet styrke sammenliknet med hvit harpiks utgave.

Hovedforskjellen mellom en digital og analog servo er at en *standars servo* har en tilpasset logisk databrikke og en klokke med standard 30 kordeller ledning [Fut]([Åpne PDF](#)). Den *digitale servo* har en kvarts krystall kontrollert mikroprosessor, FET<sup>16</sup> forsterker og en 50 kordeller føring for stor last [Fut].

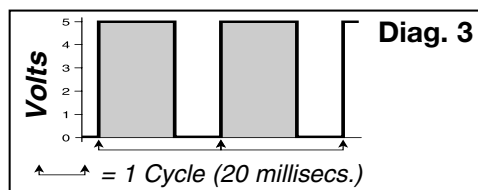
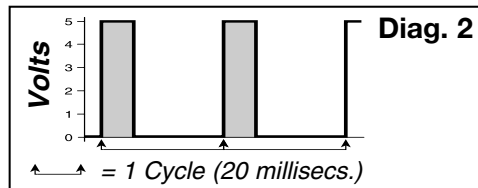
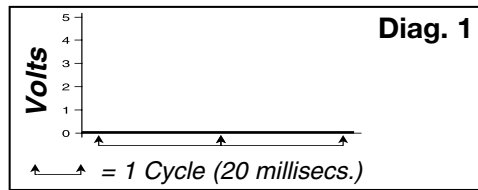
De to hovedtypene servoer som er nevnt over benytter seg av de samme typer motorer, gir, hus og ofte tilbakemeldingspotensiometer, men har altså ulik elektronisk oppbygning. En digital servo prosesserer den innkommende informasjonen og kontrollerer den innledende spenningen til servomotoren slik at dødbåndet reduseres, nøyaktigheten øker, aksellerasjonen forbedres. Den får et mer konstant moment gjennom hele rotasjonen og økt stasjonær holdekraft. Figuren (2.31) under er hentet fra produsenten Futuba og demonstrerer måten motorene styres på.

---

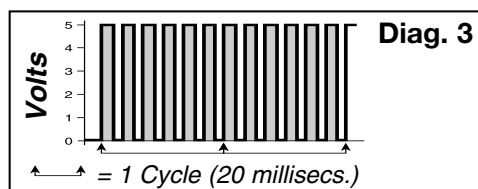
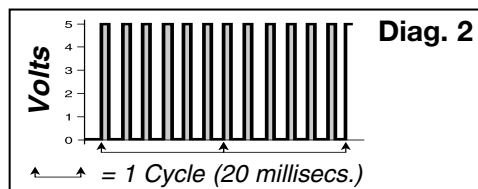
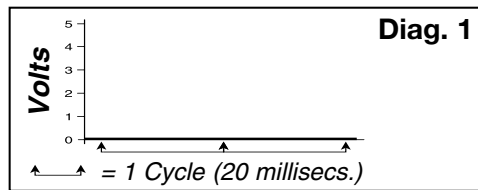
<sup>14</sup>Radio Control

<sup>15</sup>2. generasjon

<sup>16</sup>Felt-Effekt Transistor



(a) Hastighetskontroll Analog Servo



(b) Hastighetskontroll Digital Servo

**Figur 2.31:** (a) og (b) er delt inn i 3 diagrammer. Diagram 1 viser ingen kjøring av motor. Diagram 2 viser en lavenergi kommando til motoren i form av korte pulser. Diagram 3 viser mer effekt med en lenger puls på.

Når en servo mottar et signal for bevegelse, responderer den ved å sette spenning på servomotoren. Dette er en maksspenning som er pulsert (av/på) inn i en rate på 50 sykler per sekund. Vi får da små staver (visuelt sett) av energi som tilføres motoren og får den til å aksellere mot dets nye posisjon. Hastigheten kontrolleres ved å endre lengden av hver puls. Etersom servoen når sin nye posisjon mottar elektronikken tilbakemeldinger om dette fra potensiometeret og pulsene reduseres i lengde slik at motoren sakker ned inntil den stopper.

Fordelen med den digitale utgaven er at den via sin mikroprosessor kan er i stand til å motta det innkommende signalet og tilføre forhåndssette parametre til signalet før det sender videre pulser av energi til servomotoren. Forskjellen blir da at lengden av energipulsene og derfor mengde energi sendt ut til å aktivere motoren kan justeres via mikroprosessorens program for å svare til dets funksjonskrav og på den måten optimalisere servoens ytelse.

Figur 31(b) illustrerer en annen viktig fordel. Den digitale servoen sender pulser til motoren med en signifikant høyere frekvens. Dette betyr at i motsetning til motoren som mottar 50 pulser/sekund, så mottar den nå 300. Lengden av pulsene reduseres som en direkte effekt av at energien tilført motoren skrues hurtigere av og på med en høyere frekvens. Men dette gir flere impulser å dreie på som og gir mer konstant moment under dreining. Servomotoren responderer hurtigere på kommandoer som en følge av at signalene for akselerasjon/deakselerasjon kan overføres raskere. Det er nettopp dette som reduserer dødbåndet, gir en hurtigere respons, glattere og kjappere akselerasjon/deakselerasjon, bedre oppløsning og holdestyrke.

Men med fordelene kommer det og en ulempe. Mer frekvente og tidligere overføringer av signaler gir og et noe større energiforbruk. Til min oppgave vil ikke de aktuelle servoene utgjøre noen stor forskjell i strømforbruk, og jeg ser helt klart en fordel ved å benytte denne type servo i flere ledd.

Nytt av tiden er og børsteløse servoer, de fleste digitale. Et eksempel på dette er Futaba RS403PR. Dette er en digital høy-hastighets, høy-moment servo til robot applikasjoner.

En konvensjonell servo motor har en ankerkjerne av stål kledd med kabel som spinner på innsiden av magneten. I et kjerneløst design bruker ankeret



en tynn trådduk som former en kopp som spinner rundt på utsiden av magneten og eliminerer den tunge stålkjernen. Dette designet er mye lettere og resulterer i en glattere virkemåte og med hurtigere respons tid.

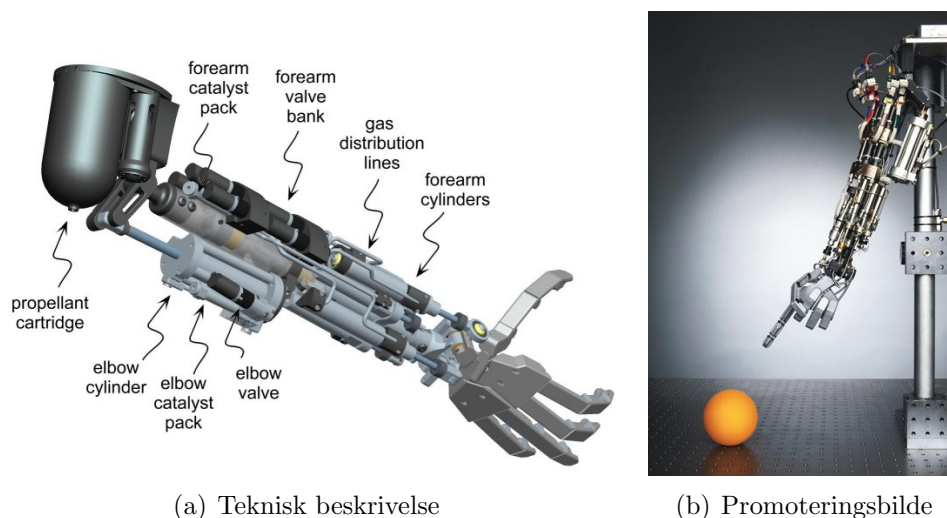
Men enkelte av disse variantene, som Futuba S403PR digital robot servo kan bli så varm under bruk at en kan brenne seg på den etterlengte bruk grunnet varme fra den elektriske kretsen invendig og motoren. Servohornet skal heller ikke dreies for mye eller legges betydelig press på. Dette er viktige ting å kontrollere ved evt. bruk.

Håndleddets frihetsgrader vil helt klart løses best ved bruk av servoer. Grunnen til dette er at det kan være gunstig med aktuatorer i håndleddet som kan levere et høyt moment. Aktuatoren som skal sørge for pronasjon og supinasjon kan monteres ved bruk av gir slik at aktuatoren belastes adskillig mindre enn en aktuator som skal stå for håndleddsflexjon/-ekstensjon. Selve håndleddet gir rom for større servoer,

### 2.2.10 Enkomponentdrivstoff rakett-motor

Ingeniører ved Vanderbilt University, ledet av Professor Michael Goldfarb har skapt en prototype av en protesearm som veier omtrent det tilsvarende som en naturlig arm (figur 2.32(b)). Denne prototypen kan løfte i overkant av 11kg, og har håndledd, fingre og tommel som kan beveges naturlig uavhengig av hverandre. Særegent for prosjektet er de noe uvanlige aktuatorene. De fleste motoriserte protesene i dag bruker batterier og en kapasitetsøkning i batterier er vanskelig uten å gi en vektøkning til armen.

Forskerene ved Vanderbilt har evnet å lage et enkomponentdrivstoff rakett-motor system (figur 2.32(a)) som blir brukt til å manøvrere romferger som går i bane. Systemet er adaptert til en størrelse av en blyant som inneholder en katalysator som sørger for at vannstoffperoksyd<sup>17</sup> brenner. Forbrenningen av forbindelsen lager en ren damp som brukes til å åpne og lukke ventiler som er knyttet til ledd i protesen. Katalysatorpakken har en kledning av spesialisert plastikk for å beskytte bæreren av anordningen.



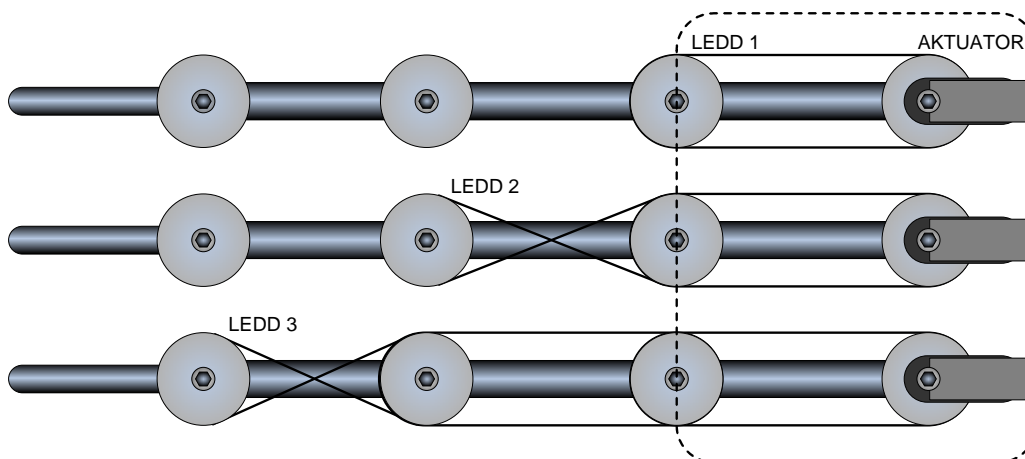
**Figur 2.32:** (a) og (b) viser protesearmen utviklet ved Vanderbilt University under ledelse av Professor Michael Goldfarb.

Aktuatormetoden som er nærmest science-fiction i praksis har allerede blitt lisenssert for kommersiell produksjon og kan bli tilgjengelig så tidlig som

<sup>17</sup>hydrogen peroxide

i 2011. Teknikken er svært interessant for hvordan en kan løse kraft/vekt utfordringen.

## 2.3 Kunstruksjon av ledd for flerfunksjonelle hender

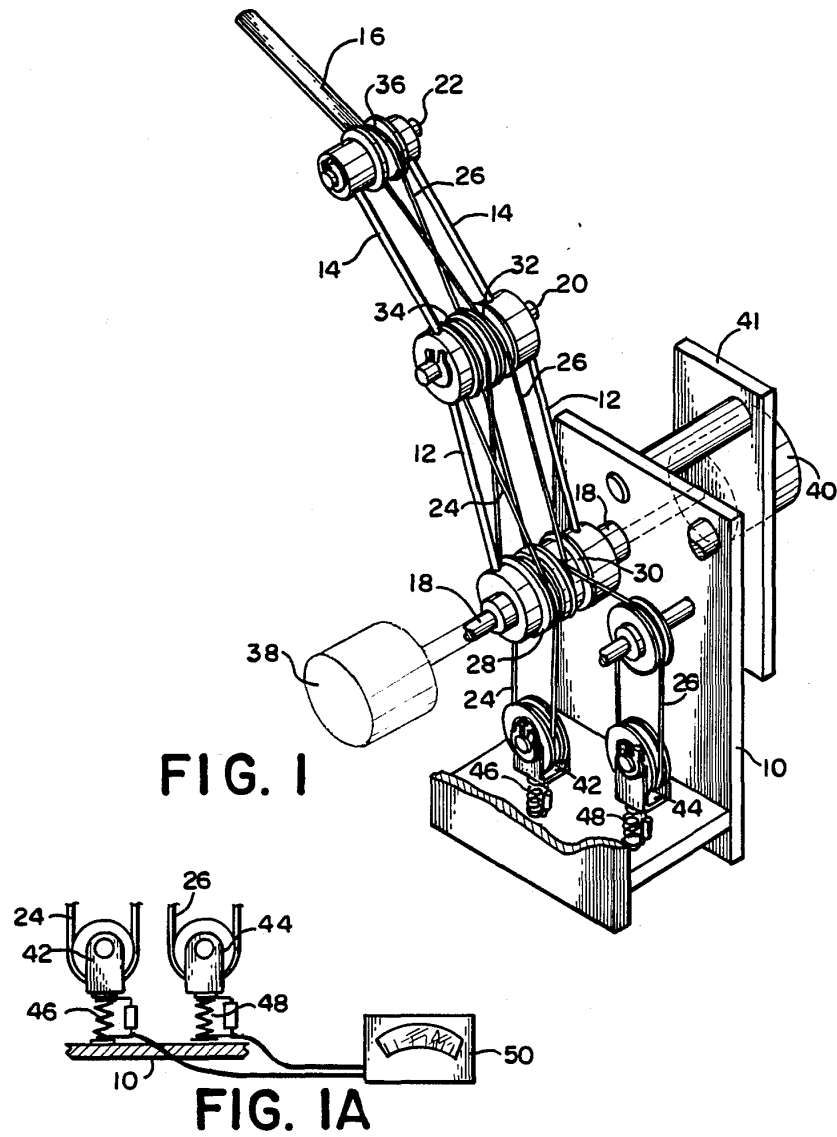


**Figur 2.33:** Illustrasjonen viser kraftoverføring mellom ulike fingerledd med sene/kabel via trinser. De tre stengene er en og samme finger, men er delt i tre rader for å vise eksempel på kabeloverføring til de ulike leddene.

Figuren 2.3 viser hvordan det er mulig å utføre kraftoverføring over flere ledd, som ved fingerledd. Mye av denne kunnskapen og enkle fysikken som demonstreres er flere steder patentert og er å finne i patentregistre. Figur 2.34 er hentet fra en amerikansk patent [oLM89](*Åpne PDF*). Tilsvarende som på en virkelig finger er konstruksjonen utstyrt med tre ledd, her styrt ved bruk av to aktuatorer. Kraftoverføringer gjøres ved bruk av remtrinser/taljer og sener. Denne utførelsen gjør fingeren lettere og krever mindre matematiske beregninger enn design hvor hvert ledd er utstyrt med hver sin uavhengige aktuator. Dragene gjengir allikevel en naturlig fingerbevegelse og grep.

Ved bruk av en til to snorer/sener til kontroll av en hel finger med tre ledd vil vi og enkelt kunne legge inn en fjærbelastning som kan bidra til å gi et mer jevnt grep fra alle fingre og enklere kunne tilpasse grepet til gjenstanden som skal gripes.

Konstruksjon av ledd med drift via sener eller trekk/skyv mekanismer kan gjøres på mange måter. Jeg velger å ta utgangspunkt i fingerkonstruksjon når jeg beskriver og diskuterer metodene videre. Et eksempel er som på figur hvor hvert ledd drives av hver sin sene, enten koblet til den samme aktuatorakslingen, eller til hver sin aktuator. Her kan evt. senen krysses før akselhjulet til det leddet den skal drive med den fordel at senen får en lengre kontakt

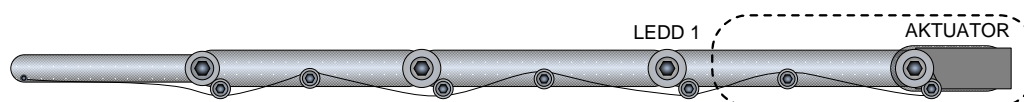


Figur 2.34: Illustrasjonen viser en patentert kraftoverføring på de ulike fingerledene

med hjulet og sitter bedre. Flere runder om hjulet gir bedre feste, men resulterer og i mer stress på selve senen. Ved å bruke gummirem med tenner løses mange drivproblemer, men plassbruken vil da normalt være for stor.

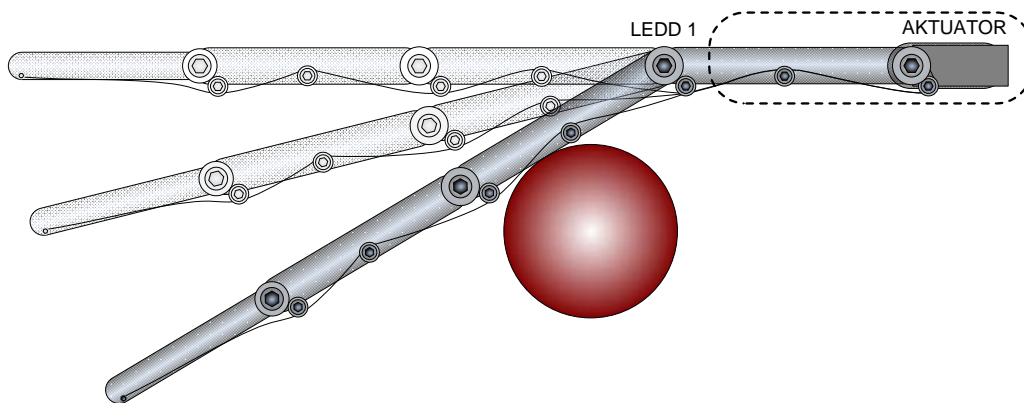
Det innerste leddhjul kan og drive neste leddhjul passivt via en aktuator som driver det første. Leddhjul nummer to kan da og drive leddhjul nummer tre passivt. Dette sørger for en finger som krummer seg proporsjonalt i alle ledd med pådraget fra aktuatoren. Ulempen med dette er at vi alltid oppnår kun en fingerbevegelse, og kan ikke tilpasse fingeren optimalt til objektet som skal gripes/berøres.

En annen metode som løser dette problemet kan studeres av figur 2.35. Her drives hele fingeren av en sene. Senen er festet til det ytterste leddet og går innom hver falang på fingeren enten via et hjul eller gjennom en kanal. På denne måten vil fingeren krummes når aktuatoren trekker i senen, som vist på figur 2.36, 2.37 og 2.38. Den store fordelen med denne metoden er at leddene vil fortsette å krumme seg inntil hver falang har møtt fysisk kontakt. Dette søger for et godt og jamt grep. Hvert ledd vil da gjerne være forkynt med retur fjærer som retter ut igjen leddene. Hvis styrken på fjærene blir tilpasset riktig, og med svakeste fjær ytterst, litt sterkere på nest-innerste ledd og mest motstand på inneste ledd, kan vi oppnå en naturlig jevn krumning av fingrene før fingrene møter objektet.

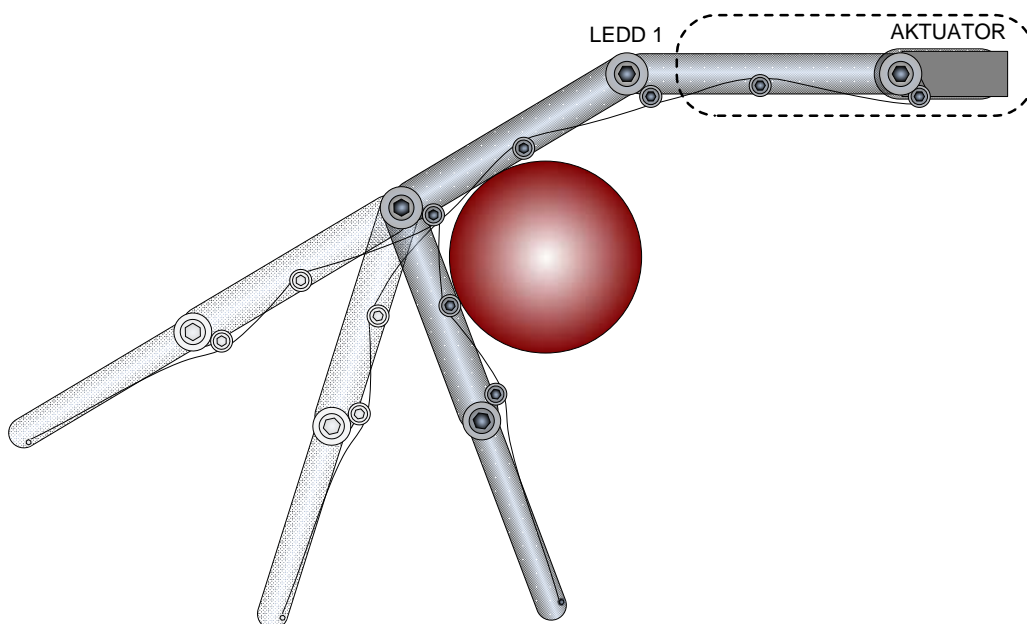


**Figur 2.35:** Illustrasjonen viser kraftoverføring over flere fingerledd ved bruk av sene.

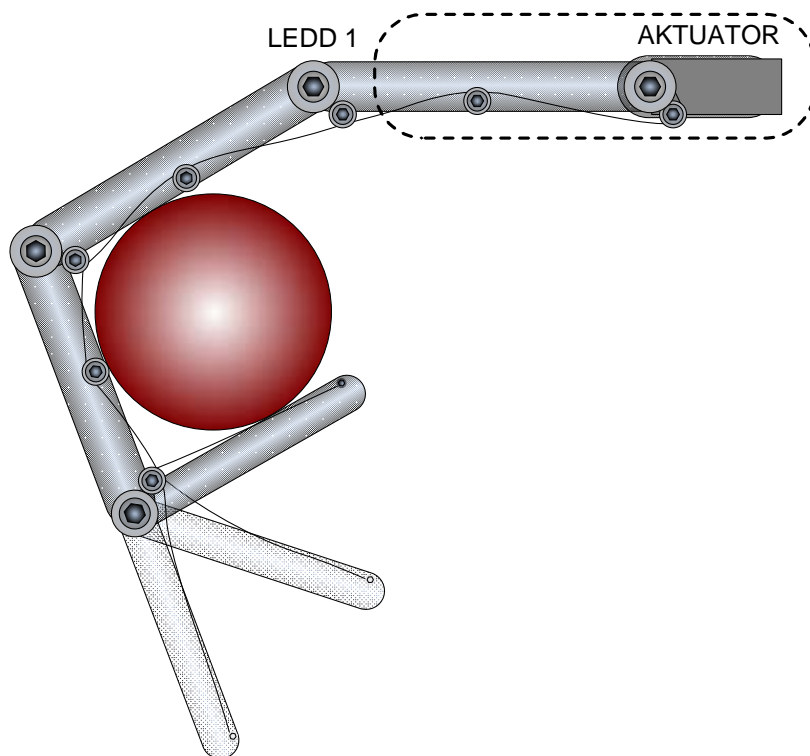
Figur 2.39 demonstrerer en tredje metode. I likhet med den første metoden jeg omtaler overføres dreiemomentet via sene og hjul. Her er to-og-to leddhjul koblet sammen, og senen går en hel runde over hvert hjul. Det nye ved denne metoden er at det er to hjul på hvert ledd slik at en sene går kun til to leddhjul. Alle hjulene er festet til sitt ledd via en egen spiralfjær (som illustrert øverst på figur 2.39). Denne spiralfjæren bør være relativt tung å trekke. På denne måten oppnår vi at fingrene ikke kan presse mot objektet med mer kraft enn hva vi setter fjæren til å gi etter for. Når en falang møter objektet men aktuatoren fortsetter å drive vil falangen stoppe bevegelsen,



**Figur 2.36:** Illustrasjonen viser en kraftoverføring på første fingerledd ved bruk av sene. Første ledd stopper opp ved berøring av ballen og neste ledd overtar.



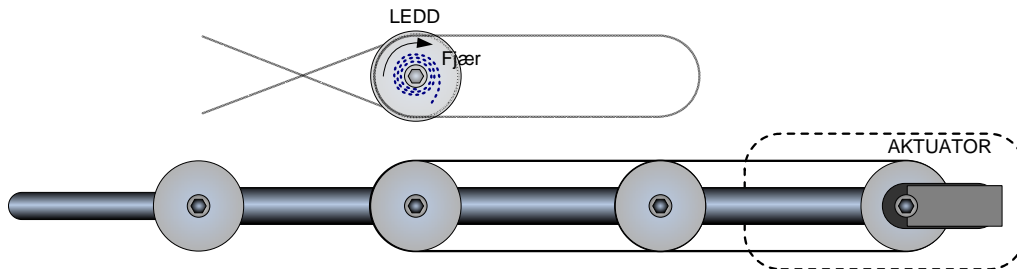
**Figur 2.37:** Illustrasjonen viser en kraftoverføring på andre fingerledd ved bruk av sene. Andre ledd stopper opp ved berøring av ballen og neste ledd overtar.



**Figur 2.38:** Illustrasjonen viser en kraftoverføring på tredje fingerledd ved bruk av sene. Fullstendig grep om ballen er oppnådd.

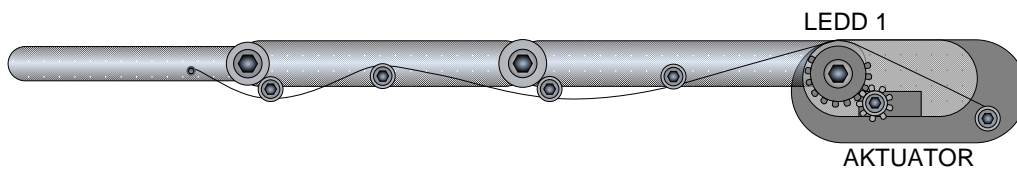


men leddhjulet vil fortsette dreiningen.



**Figur 2.39:** Kraftoverføring med sene via hjul med fjærbelastning. Kun illustrert drift av de to innerste leddene.

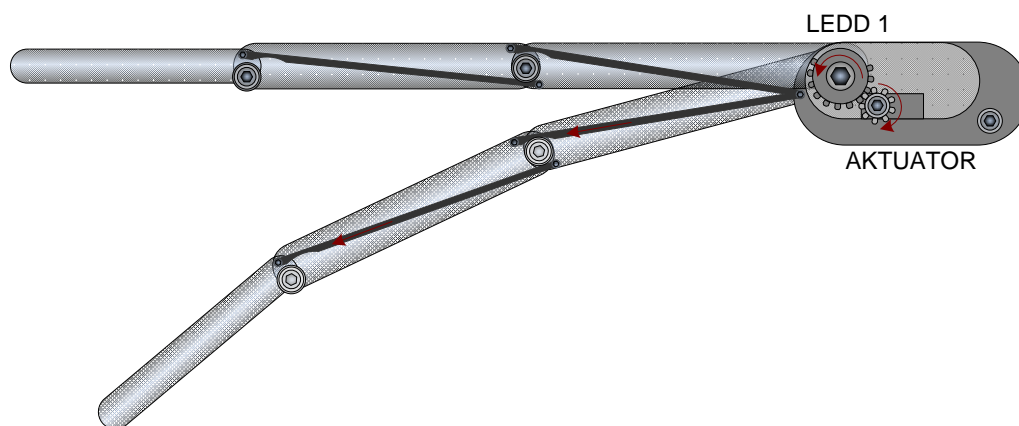
Jeg vil omtale en metode til som benytter sene før jeg går videre. Mye er likt med fingeren som trekkes av en sene, men her er senen festet til basen, gjerne metacarpus. En aktuator driver det innerste leddet via tannhjul som vist på figur 2.40. Strekket i senen som oppstår ved vinkelutslag på det innerste leddet, driver de neste leddene passivt. Effekten vil være noe av den samme som om aktuatoren kun trekker i senen, men med tannhjulet må alltid det innerste leddet rotere for at de ytterste og skal det. Den store fordelen med dette designet er at konstruksjonen kan gjøres kompakt. Dette er nesten tilsvarende hva Touch Bionics gjør med sin *iLimb*.



**Figur 2.40:** Kraftoverføring med en passiv sene via hjul på de to ytterste leddene og en direktevirkende servo på det innerste leddet.

Kraftoverføring i fingerledd kan og utføres via stag. Figur 2.41(a) gir bilde av en aktuator som gir et dreiemoment til det innerste leddet. Et stag festet i underkant av aktuatoren og i overkant av neste ledd, får et større utslag når det innerste leddet dreier og presser passivt neste ledd til å dreie. Det samme skjer via et nytt stag til leddet mer distalt. Her kan vi ikke kontrollere hvert ledd i fingeren individuelt, men fordelen ligger i at staget ofte tåler mer belastning, samt gir er mer slitesterkt over mange repetisjoner. Figur 2.41(b) gir samme resultat, men her er staget festet i overkant av aktuatoren og i underkant av neste ledd. I dette tilfellet kan vi oppnå litt større leddmoment

da stagene hele tiden vil overføre kraften i lengderetningen, mens ved press kan tape noe energi i deformasjon perpendikulært på stagets lengde.



(a) Leddoverføring via stag som presser



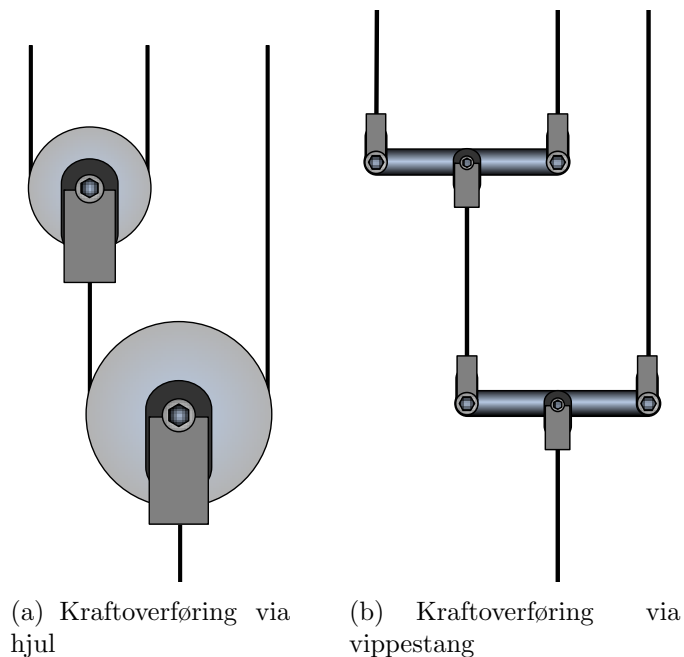
(b) Leddoverføring via stag som trekker

**Figur 2.41:** (a) viser en servo på første ledd og stag som overfører moment til de neste to leddene via press. (b) viser en servo på første ledd og stag som overfører moment til de neste to leddene via trekk.

Flere fysiske sidestilte leddfunksjoner ved en og samme hånd kan og drives av en aktuator. Ved å bruke kraftoverføring via et vippetre eller vippestang<sup>18</sup>, som vist i figur 2.42, kan vi f.eks. trekke flere fingre på en hånd samtidig. Mekanismen er designet for å distribuere kraft jevnt over leddene. Illustrasjon 2.42(b) gir den opprinnelige oppfinnelsen som vi gjerne finner igjen fra trekkmekanismer i større trekkdyrfølger. Systemet kan også settes opp med

<sup>18</sup>whippetree/whiffletree

taljer som i illustrasjon 2.42(a). På denne måten kan vi f.eks. i en trefingerløsning trekke i finger tre, selv om finger en og to skulle presse mot et objekt.



**Figur 2.42:** (a) viser en mekanisme for å overføre kraft likt over flere ledd med trekk av kun en aktuator, og bruk av hjul. (b) viser det samme, men med bruk av stang og ikke hjul.

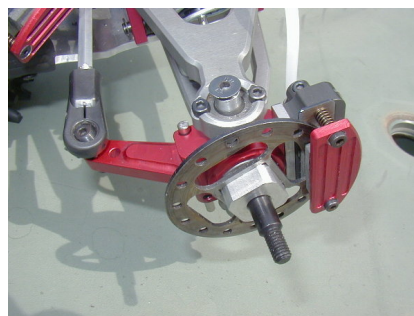
En vippetreløsning krever noe plass, men ikke nødvendigvis mer enn om vippetreet erstattes av et tilsvarende nødvendig antall aktuatorer. Det er ingen kjente håndproteser i dag som benytter seg av denne løsningen, kanskje NTNU blir den første.

### 2.3.1 Ledd med låsegrep

Til daglig har mennesket et stort behov for å bære ting. Det kan være at en har vært på butikken og behøver å bære en pose. Protoser som *iLimb* er designet for å kunne utføre et låsegrep med hånden (ref. bilde 3 i kap. 3.1) for nettopp denne type oppgaver. “Låsingen” av leddfunksjonen kan utføres ved å låse aktuatoren direkte, f.eks. ved å tilføre en viss holdespenning til en servo, eller ved bruk av eksterne fysiske bremsemekanismer. Det er mulig å legge inn en mekanisk brems eller lås i et eller flere ledd slik at protesen vil kunne opprettholde et kontrollert og sterkt grep eller hånleddsvinkling uten konstant forbruk av energi. Denne mekaniske mekanismen kan være iform av en skivebrems ofte brukt på RC-modeller kontrollert via vaier eller fluidtekniske anordninger. Da vil selve skiven kunne bygges inn leddet og bremseklossen monteres fast på det leddet som gir størst rom for dette.



(a) Vaier basert skivebrems

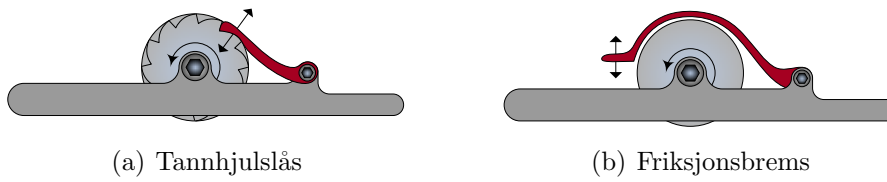


(b) Fluidteknisk skivebrems

**Figur 2.43:** Til å utføre låsegrep med hånden kan vi benytte en form for leddbrems. (a) viser en vaierbasert utgave og (b) illustrerer en skivebrems med aktivering via hydraulikk. Illustrasjonene viser kun prinsippet, og må evt. tilpasses i størrelse til formålet.

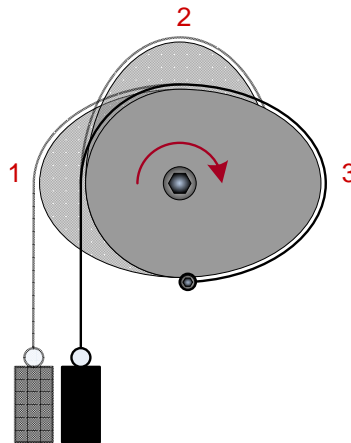
Det finnes og enklere prinsipper, men som ikke har den helt store finjusteringen (figur 44(a)), og/eller bremser like kraftig (figur 44(b)) som alternativene gitt over.

En tredje variasjon som er den mest naturlige å benytte er et momenthjul, da ofte formet triangulært som et egg, figur 2.45. Dette er ingen brems eller sperremekanisme, men et hjul som varierer kraften fra lasten etter dreiningen på hjulet. Av figuren ser vi at når momenthjulet er i posisjon 1, blir det størst



**Figur 2.44:** (a) viser en enkel tagglås som låser passivt, men må deaktiveres aktivt og (b) illustrerer en friksjonsbrems som må låses aktivt, men som via fjærbelastning står selv for deaktivering når vi ikke låser aktivt.

belastning fra lasten. Belastningen på aktuatoren blir mindre i posisjon 2 til 3 ettersom “armen” blir kortere. I posisjon 3 kan aktuatoren enklere holde et konstant dreiemoment, og løsningen kan fungere som en form for “lås”. Metoden er svært aktuell ved bruk av servoer som trekker inn sener til en leddfunksjon.



**Figur 2.45:** Figuren viser prinsippet med et triangulært momenthjul. Fysikken som ligger bak er *kraft ganger arm*.

## 2.4 Alternativ Mekanisk Design

Underarmsproteser er enten utformet som en krok eller en hånd, drevet av kroppen eller ekstern energi. Hvis vi kun ser på kommersielt tilgjengelige protesehender og utelater de som det forskes på i dag, tilbyr dagens håndproteser mindre funksjonalitet og holdbarhet, samt både veier og koster mer sammenliknet med krok-varianten. På tross av dette velger flere hender til fordel for krok, hovedsakelig p.g.a. kosmetiske grunner [YPAM+04].

Hans Aleksander Huseklepp har i den sammenheng lagt frem et stykke imponerende designarbeide. Masterstudenten ved Industridesign, AHO<sup>19</sup> (2009) har fått internasjonal positiv omtale for sin *Immaculate* (se figur 2.46).



(a) Immaculate



(b) Et identitetsskapende design

**Figur 2.46:** Illustrasjonene (a) og (b) viser designarbeid av Hans Aleksander Huseklepp. *Immaculate* - Målet med forskningen min er at proteser skal gå fra å være noe rent funksjonelt til å bli noe brukeren er stolt av å vise frem. På denne måten håper jeg å redusere de stigmatiserende aspektene ved å være protesebruker. *Immaculate* betyr feilfri, og spiller på at brukeren ikke skal føle seg annerledes, sier Huseklepp.

Huseklepp ønsker med sitt uttrykk å bevege seg vekk fra det å skulle imitere det tapte lemmedet med en protese. En identisk kopi kan skape sjokk når folk oppdager at det ikke er en ekte legemsdel. Målet er at armen skal bli en identitetsbærer og et estetisk tiltalende produkt. Et annet fokus er og at produktet skal ha ubegrensede bevegelsesmuligheter. Huseklepp mener at med

<sup>19</sup>Arkitektur og Designhøgskolen i Oslo

utvidede bevegelsesmuligheter toner man ned de stigmatiserende aspektene, samt at en protese som imiterer en vanlig kroppsdel, vil og understreke begrensningene. Men han er tydelig på at denne type protese ikke vil appellere til alle [yBE09]. Dette eksempelet viser en trend som kan åpne flere muligheter for konstruksjon. I Italia kom designeren Francesca Lanzavelchia i 2008 med tilsvarende idéer gjennom *Proaesthetics Supports*.

## 2.5 Grepspositurer og flerfunksjonelle Hender

For å kunne regulere en underarmsprotese må vi ta i bruk en del robotteknikk. Fingernem manipulering skiller seg fra tradisjonell robotteknikk hovedsaklig ved at manipuleringen er objekt-sentrert. Med det menes at utfordringen formuleres etter hvordan objektet skal manipuleres, hvordan det skal oppføre seg og hvordan krefter skal påvirke det. Fingerferdig manipulering kan kun oppnås med spesialiserte robothender.

Selv om mennesker ikke er de eneste skapningene som evner manipulasjon av objekter, er det en vesentlig egenskap for den menneskelige aktivitet. Brøken av den menneskelige motoriske hjernebark som er dedikert til manipulering, og antallet og sensitiviteten til de mekaniske reseptorene i våre håndflater og fingertupper er klare indikasjoner hos mennesket på betydningen av å kunne styre og kontrollere objekter.

Innen et år etter fødsel er et menneskebarn klart mer fingernem enn flere av dagens roboter, selv om de har klart mindre evner i griping og behandling av objekter [[OSC00](#)](*Åpne PDF*).

Et viktig moment ved denne masteroppgaven er å gjøre et begrunnet valg av løsninger for en ny hånd egnet for proteserelatert forskning. Denne løsningen skal spesifisere hvilke leddfunksjoner som skal inngå. Et endelig valg med spesifisering av dette vil bli gitt i kapittel 3.1.



# 3

## Valg av konstruksjon for flerfunksjonell hånd

---

### 3.1 Leddfunksjoner og base

I dette kapitlet spesifiserer jeg hvilke leddfunksjoner som inngår i den realiserte hånden for proteserelatert forskning. Tanken bak den endelige konstruksjonen er å lage en hånd med så omfattende leddkonstruksjoner at flere forskningsoppgaver fremover skal kunne benytte seg av hånden, men samtidig så modulmessig enkel at også de grunnleggende forskningsforsøk kan utføres. Grunnlaget for hvilke leddfunksjoner som skulle inngå ble lagt i den innledende prosjektoppgaven ([Håk09]). Der beskrev jeg på et overordnet nivå hvordan en i prinsippet kan styre vinkelen i pronasjon/supinasjon, finger fleksjon/-ekstensjon og også håndleddsleksjon/-ekstensjon som kontinuerlige funksjoner av EMG-signalparametre. Jeg har naturlig nok valgt disse nødvendige leddfunksjonene videre, men og lagt til noen flere. De endelig valgte leddfunksjonene går frem av illustrasjonen i slutten av kapitlet, bilde 1 til 9 (se og tabell 3.1).

En hånd egnet for proteserelatert forskning vil ha stor fordel av å være flerfunksjonell antropomorfisk utformet og med flest mulig leddfunksjoner tilsvarende de mennesket har. Begrunnelsene for dette er flere.

Som jeg innledet oppgaven med, er de fleste manipuleringsoppgaver vi utfører i dagliglivet med våre hender, opp mot gjenstander som er formet for menneskelig håndtering. Brukeren som skal bære protesen vil og levere myoelektriske signaler fra de muskelgrupper til protesen, som en tilsvarende frisk arm ville ha gjort for de samme oppgavene. Dermed vil forskningen bli enklere ved at forsøkspersonen kan utføre de samme bevegelser med både fantom armen/hånden og den friske, og sammenlikne dette opp mot forsøkshåndens

Bilde	Ønsket øvelse	Ønsket Leddfunksjon
1	Fingerferdighetsgrep hånd	Felles for 1, 2 og 3;
2	Holdegrep hånd	<i>-Individuell Fleksjon/Ekstensjon</i>
3	Låsegrep hånd	<i>Pekefinger</i> <i>-Samlet Fleksjon/Ekstensjon</i> <i>Lange-, Ring- og Lillefinger*</i> <i>-Fleksjon/Ekstensjon Tommel</i> <i>-Abduksjon/Adduksjon Tommel</i>
4	Supinasjon Underarm	<i>Supinasjon Underarm</i>
5	Pronasjon Underarm	<i>Pronasjon Underarm</i>
6	Radial Deviasjon Håndledd	<i>Radial Deviasjon Håndledd</i>
7	Fleksjon Håndledd	<i>Fleksjon Håndledd</i>
8	Ekstensjon Håndledd	<i>Ekstensjon Håndledd</i>
9	Ulnar Deviasjon Håndledd	<i>Ulnar Deviasjon Håndledd</i>

**Tabell 3.1:** Leddfunksjoner MyoPossibility NTNU. \* -leddfunksjon tillater at de individuelle fingre forsetter bevegelse til alle omslutter objektet.

bevegelser som da skal være de eksakt samme.

De mest nødvendige leddfunksjonene for forskning og daglig bruk av en protese er supinasjon/pronasjon av underarm (ref. 4, 5, tab.3.1), fleksjon/ekstensjon av håndledd (ref. 7, 8, tab.3.1) og en form for gripemulighet. Dette ser vi og på de kommersielt tilgjengelige protesene som er å få idag. Jeg har valgt ved siden av disse å legge inn muligheten for radial/ulnar deviasjon med håndleddet. Dette er en funksjon som vi bruker mye når vi skal hente opp gjenstander lavere ned, gjerne stående sylindereformede gjenstander som et glass. Dette er et ledd jeg har lagt inn for videre kontrolloppgaver og er ikke ment for styring i første omgang.

Jeg har valgt å konstruere en hånd som og er multifunksjonell ved at den kan utføre flere forskjellige fingergrep (ref. 1, 2, 3 tab.3.1). Jeg mener det er viktig at en fremtidig bruker skal kunne gjøre fingernemme oppgaver. Mye av muskulaturen som sørger for at vi kan gjøre finmotoriske fingerferdige manipuleringer av objekter sitter nettopp i menneskets hånd. Når vi da ikke har mulighet til å kunne lese av denne muskulaturen på grunn av en amputasjon,

vil det være viktig under videre forskning å finne ut hvordan ulike grep kan styres. Av den grunn vil vi og behøve funksjonene tilgjengelig på forskningsanordningen.

Den flerfunksjonelle hånden er konstruert med utgangspunkt i flere liknende løsninger som omtalt i kapittel 2, og med en rekke egne oppfinnelser. Pekefingeren har fått en uavhengig leddfunksjon og aktuator fra de andre fingrene, og kan på den måten tillate et såkalt to-finger “pinch grip” med tommelen<sup>20</sup>. Videre har jeg valgt å legge langfinger, ringfinger og lillefinger til en og samme aktuator. Disse fingrene gjør sjelden egne individuelle oppgaver, og det er en av grunnene til at jeg har valgt denne begrensningen. Men på en annen side tillater jeg med min løsning at når en finger møter objektet kan de andre fortsette til de og gjør det. På denne måten sikres et fast og godt grep.

Tommelen har jeg konstruert for fleksjon/ekstensjon og abduksjon/adduksjon parallellt med neglen. På denne måten kan en forske på å oppnå flere typer grep (ref. 1, 2, 3 tab.3.1).

Jeg har konstruert forskningsprotesen til å bære aktuatorene for fingerbevegelser inne i selve hånden. I resten av konstruksjonen har jeg forsøkt så langt det lar seg gjøre å legge aktuatorene så nært leddet som mulig. På denne måten ønsker jeg å bevise at det lar seg gjøre å konstruere en tilnærmet antropomorfisk multifunksjonell underarmsprotese med naturlig vekt, og med plass til den gjenværende arm-stumpen i hylsen ved siden av batteri og prosesseringsenhet.

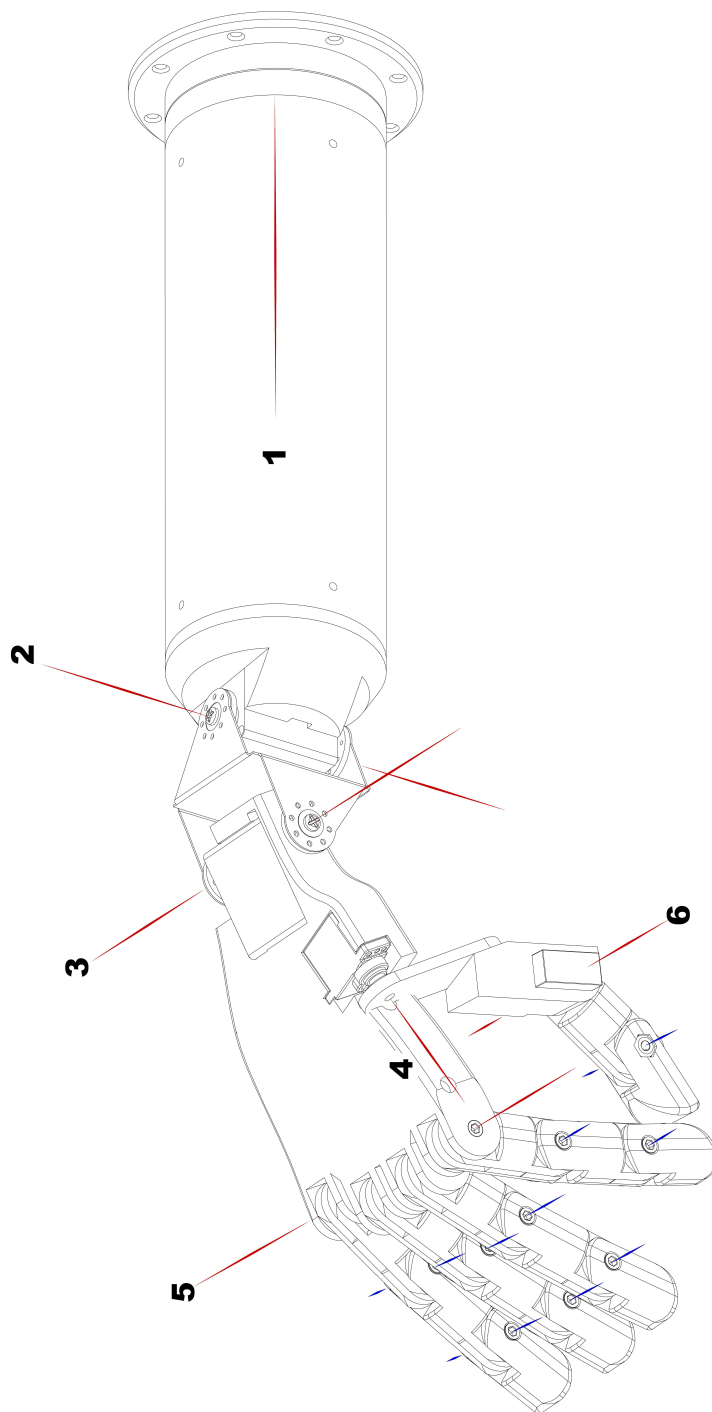
Det endelige produktet bærer preg av at jeg har forsøkt å legge mest mulig av maskinvare, sener og ledninger inne i “rammen” og på den måten gjøre produktet mindre sensitivt for ytre påvirkning. Jeg har også valgt å legge til rette i fingre og håndflate for den plass fremtidige sensorer vil kreve.

Størrelsen på den endelige konstruksjonen er valgt med utgangspunkt i egen hånd, og utvidet en anelse for å lette maskinarbeid.

Arbeidet med konstruksjonen har gjennomgått flere faser og endringer underveis. Dette dokumenteres videre i oppgaven i mer detalj.

---

<sup>20</sup>-fingertupp mot tommel



**Figur 3.1:** Akser MyoPossibility. 1; Supinasjon/Pronasjon Underarm, 2; Radial/Ulnar Deviasjon Håndledd, 3; Fleksjon/Ekstensjon Håndledd, 4; Abduksjon/Adduksjon Tommel, 5; Fleksjon/Ekstensjon Fingre og 6; Fleksjon/Ekstensjon Tommel. De blå aksene er “passive” leddfunksjoner som gir utslag som følge av hovedaksens dreining.

1.



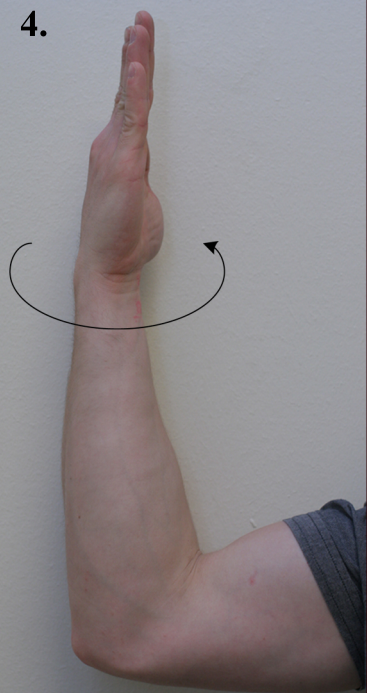
2.



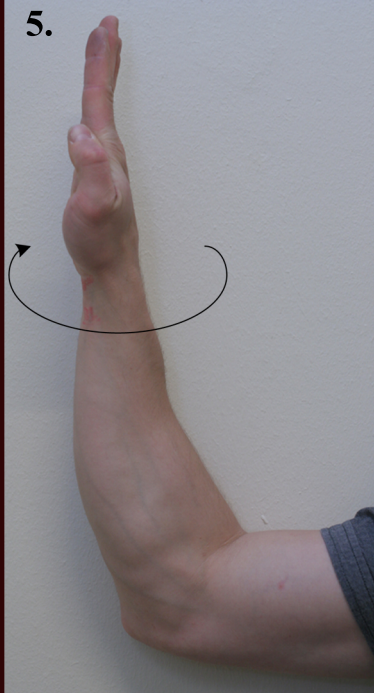
3.



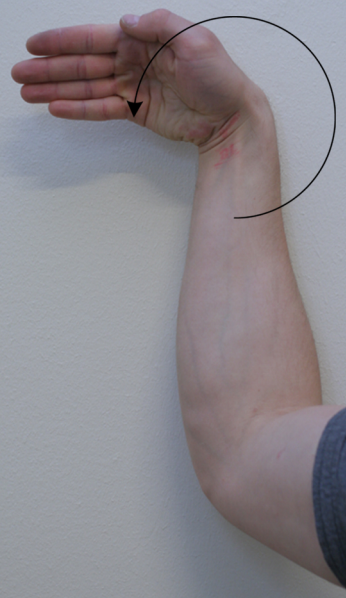
4.



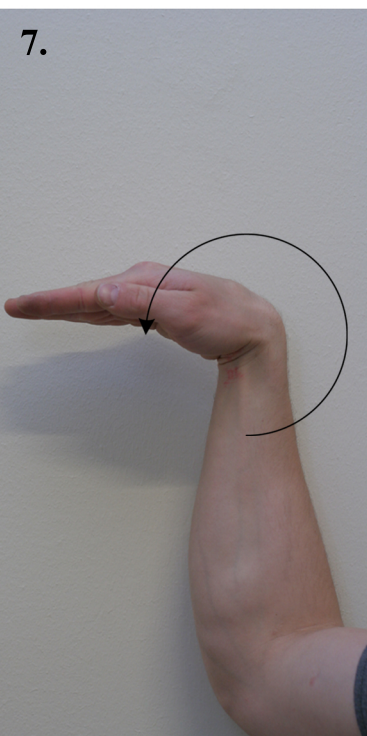
5.



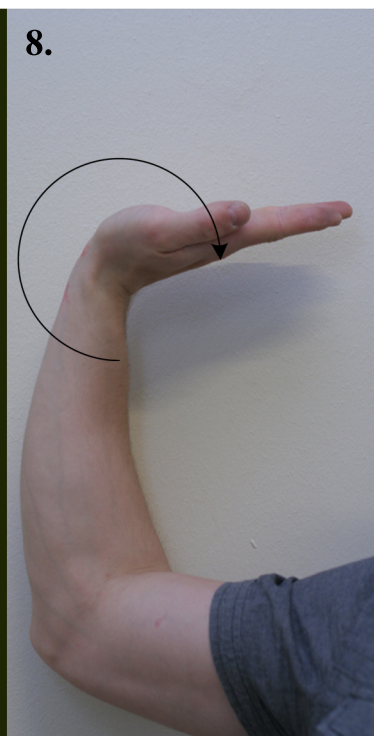
6.



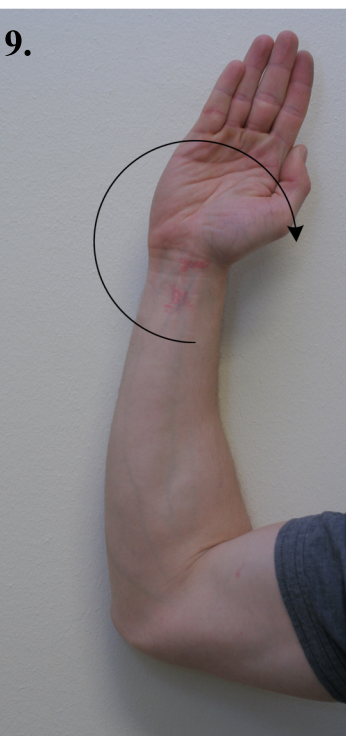
7.



8.



9.





## 3.2 Konstruksjon med CAD verktøy

Hånden for proteserelatert forskning er tegnet og dokumentert i SolidWorks v.2008. Hånden er realisert i samarbeid med det Mekaniske verkstedet ved Institutt for Teknisk Kybernetikk. Verkstedet er utstyrt med maskiner som er nøyaktige på en tidels millimeter, og det er derfor viktig å ha nøyaktige og gode tegninger for å oppnå det ønskede resultatet.

SolidWorks er et 3D mekanisk CAD<sup>21</sup> program som kjører på Microsoft Windows baserte arbeidsstasjoner. Tegning i et 3D program gjør at det er enklere å se for seg konstruksjon med den arbeidsflaten en har tilgjengelig. Ved hjelp av programmet har jeg tegnet hver enkelt del og detalj ved hånden og satt disse sammen til en helhetlig modell hvor jeg har lagt inn bevegelsesbegrensinger og sett på ulike håndøvelser. På denne måten har jeg kunnet kontrollere at konstruksjonen er liv-laga før jeg har begynt den tidkrevende oppgaven med selve produksjonen. Dette har spart inn tid på feilkonstruksjoner.

En stor fordel ved å benytte dette verktøyet er at tegninger av enkeltkonstruksjoner kan endres på *part*-nivå. Disse endringene vil da automatisk oppdateres i en *assembly*. Større konstruksjonsendringer underveis som har ført til nye løsninger har blitt merket med en ny revisjon. Grunnet god planlegging i forkant med fysisk prototypemodell og skisser har ikke dette vært endringer som har gått på helhetsdesign, men stort sett endring av størrelse på aktuator og innfesting. Jeg ser det derfor ikke som hensiktsmessig å legge ved tegninger av tidligere revisjoner, men har heller valgt å ha fokus på god diskusjon og forklaring til løsninger under teorikapitlet. Tegningene som ligger ved er siste utkast og har revisjonsbokstav *D*. Dimensjoner og mål er plassert slik verkstedet ønsker det illustrert.

Forklaring til SolidWorks vedlegg kapittel A.2 og tegninger vedlagt på DVD som forklart i kapittel A.1:

På DVDen ligger alle tegninger av produktet vedlagt. Hver enkelt komponent er lagret som en *Part*-fil; \*.prt eller \*.sldprt. Alle komponentene er satt sammen i system via *mate* definisjoner<sup>22</sup>, til filer lagret som *Assembly*-filer; \*.asm eller \*.sldasm. Videre er arbeidstegningene for produksjon laget enten

---

<sup>21</sup>Computer-Aided Design

<sup>22</sup>-regler en setter om at to objekter skal ha flate-mot-flate, kolineære kurver, parallelle linjer, etc.

ut ifra en *part*-fil eller en *assembly*-fil, og lagret som en *Drawing*-fil; \*.drw eller \*.slddrw. Sistnevnte er konvertert til \*.pdf dokumenter, og ligger ved under appendiks A.2.

Tegningene illustrerer fingerledd montert med M4 maskinskruer og ikke presstang. Prinsippet med kulelager som senere beskrevet er det samme, og jeg har valgt å ikke bruke legge tid i å tegne dette på nytt da dette er en fullverdig løsning. Ved en evt. kommende duplikatproduksjon legger dette ingen hindringer for verkstedet med tanke på mål og dimensjoner. Til slutt vil jeg nevne at det finnes en nyttig speilingsfunksjon i CAD programmet, som gjør det enkelt med visualisering og utskrift av tegninger for en tilsvarende venstre-hånds versjon om dette skulle bli aktuelt.

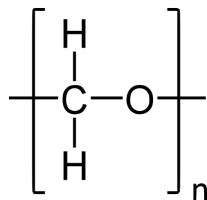
### 3.3 Materielle løsninger

De materielle løsningene har helt klart vært påvirket av tilgjengeligheten på materialer ved Instituttets Mekaniske verksted og anbefalinger fra verkstedpersonellet. Andre viktige faktorer som har spillt inn er vekt, friksjon, holdbarhet, størrelse, stivhet og mulighet for relativ enkel utforming av materialer.

#### 3.3.1 Utformingsmateriale

Etter samtaler med ingeniørene ansatt ved mekanisk verksted tilhørende Institutt for teknisk kybernetikk har jeg valgt å utforme mitt forsøk på en antropomorfisk protesehånd i materialet Polyoxymethylene. Dette er en form for plastikk som ofte refereres til som POM, også ved NTNU. Materialet går og under navnet Polyacetal eller Polyformaldehyde. Materialet er ofte brukt av ingeniører til termoplastiske deler som krever presisjon, en høy grad av stivhet, lav friksjon og svært god dimensjonell stabilitet.

Materialet er enkelt å jobbe med og betydelig lettere å frese og kutt i enn aluminium. POM er og vesentlig lettere i vekt enn aluminium. Den kjemiske strukturen kan sees i figur 3.2.



**Figur 3.2:** Kjemisk struktur Polyoxymethylene

Polyoxymethylene (POM) benyttes vanligvis som en direkte erstatning for metall grunnet dets stivhet, dimensjonelle stabilitet og motstandsdyktighet mot korrosjon. Kopolymerer som inkluderer etylen oksider er ganske vanlig, hovedsakelig fordi de reduserer tilbøyeligheten for depolymerisasjon ved prosesseringstemperaturer.

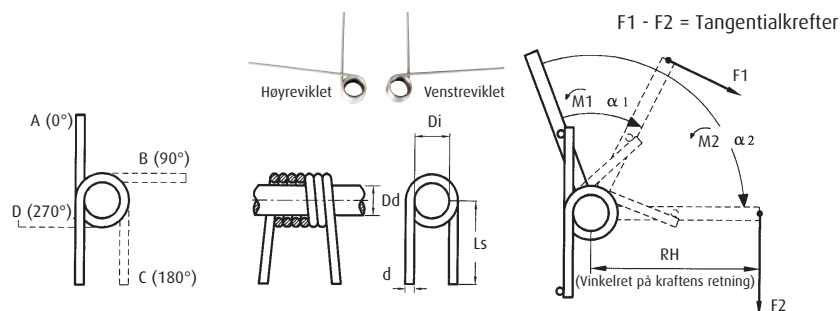
Polyoxymethylene produseres og leveres på verdensbasis av *DuPont* (som innehar patentet) og *Plasco*.



DATA Polyoxymethylene	
Glassovergangstemperatur:	-30°C
Smeltetemperatur:	183°C
Ikke-krystallisk tetthet ved 25°C:	1.25g/cm <sup>3</sup>
Krystallisk tetthet ved 25°C:	1.54g/cm <sup>3</sup>
Molekylær vekt av gjentakende enhet:	30.03g/mol

Tabell 3.2: DATA Polyoxymethylene

### 3.3.2 Fjærbelastning -fingre



Figur 3.3: Fjærberegningsfigur fra Sodemann Industrifjedre A/S. Se likning 3.1 og 3.2

Fjærbelastning på hvert ledd:

$$RH(mm) \cdot F1(N) = M1(Nmm) \quad (3.1)$$

$$RH(mm) \cdot F2(N) = M2(Nmm) \quad (3.2)$$

For å oppnå den riktige fjærbelastningen har jeg benyttet meg av egenproduserte fjærer. *Dentarium* er et tysk firma som lager tannpleieprodukter. Et produkt de leverer er Remanium metalltråd, utskåret ved bruk av diamanter (figur 3.4). Produktet karakteriseres som absolutt motstandsdyktig mot korrosjon, samt har høy styrke og ypperlig formbarhet. Metallet er CrNi rustfritt stål (DIN 1.4310) og styrken måles i strekkstyrke, MPa<sup>23</sup>.

<sup>23</sup>MegaPascal= 1000000Pa

Tråden jeg har benyttet meg av på det ytterste leddet har en dimensjon på 0.60mm og fjærhardhet på  $1900N/mm^2$ . Denne har jeg tvunnet tre runder om en 4mm stang slik at den i en ubelastet tilstand har en indre dimensjon på ca.5mm. Med denne diameteren og riktig innfestning vil de ikke tilføre friksjon til leddstaget de går rundt.

Videre har jeg benyttet meg av den samme fjærtråden til de to innerste leddene, men her med en trådtykkelse på 0.80mm og fjærhardhet denne og på  $1900N/mm^2$ . Siden fingeren i lengde og vekt her vil gi en større belastning behøves det i de to innerste leddene en sterkere fjær. Fjærene her er og tvunnet om en 4mm stang slik at den i en ubelastet tilstand har en indre dimensjon på ca.5mm. Det mellomste leddet har fått to runder, mens det innerste har fått tre runder. Alle fjærer er festet på innsiden av leddet slik at de ikke skal ha innvirkning eller bli påvirket av håndens oppgaver.



**Figur 3.4:** Dentaorium fjær av rustfritt stål, CrNi (DIN 1.4310)

# 4

## Maskinvarebasert styresystem for flerfunksjonell hånd

---

### 4.1 Valg av prosesseringsenhet

Til maskinvareplattform har jeg valgt et kontrollersystem fra LEGO. Dette er en Lego Mindstorm NXT 2.0, som vist i figur 4.1. Dette er en kontroller som er enkel å bruke, enkel å utvide, enkel å implementere med kode, enkel å bruke til servostyring og er portabel. Prosessorkraften er tilstrekkelig og denne løsningen vil spare mye tid på maskinvareproblemer, og heller gi tid til riktig fokus nå i første omgang, som er å utvikle en demonstrasjonsplattform med muligheter for forskning på ulike analysetilnærminger og styresystemer.

#### 4.1.1 LEGO Mindstorm NXT 2.0

Tabell 4.1 gir jeg en oversikt over maskinvarespesifikasjonene. Ytterligere datablader og maskinvarestruktur er lagt ved på DVD, med tilhørende oversikt i appendiks A.1. NXT programvare er distribuert av LEGO som Open Source kode. Det er også tilgjengelig *plug-ins* for programmering i LabVIEW (National Instruments) og MatLab/SimuLink (Mathworks).

Den tilgjengelige programvaren som ligger ute hos Mathworks gir muligheter for å knytte LEGO Mindstorm enheter opp mot MatLab og Simulink. Disse nedlastbare tilleggsapplikasjonene gir noe begrensninger i bruksområde. *Rheinsish-Westfalische Technische Hochschule Aachen* har derfor i det senere videreutviklet en toolbox som tar MatLabutvikling med Mindstorm prosessorer til et høyere nivå. *RWTH - Mindstorms NXT Toolbox* ble designet og utviklet opprinnelig for trådløs kontroll via Blåtann kommunikasjonskanalen. I tillegg gir den mulighet for høy-nivå funksjoner som etter Deres beskrivel-

---

Hoved prosessor: Atmel32-bit ARM® prosessor, AT91SAM7S256  
256 KB FLASH  
64 KB RAM  
48 MHz

---

Koprosessor: Atmel8-bit AVR prosessor, ATmega48  
4 KB FLASH  
512 Byte RAM  
8 MHz

---

Bluetooth trådløs kommunikasjon  
- CSR BlueCore™ 4 v2.0 +EDR System  
Støtter Seriell Port Profil (SPP)  
Intern 47 KByte RAM  
Ekstern 8 MBit FLASH  
26 MHz

---

USB 2.0 kommunikasjon -Full hastighets port (12 Mbit/s)  
4 inngangsporter; 6-lednings grensesnitt som støtter både digitalt  
og analogt grensesnitt  
1 høyhastighets port, IEC 61158 Type 4/EN 50170 kompatibel  
3 utgangsporter 6-lednings grensesnitt som støtter inngangsverdier  
fra omkodere

---

Display 100x64 piksel LCD sort & hvit grafisk skjerm  
Visningsareal: 26x40.6mm

---

Høytalerlyd utgangskanal med 8-bit oppløsning  
Støtter en samplingsrate på 2 – 16 KHz

---

4 knappers brukergrensesnitt (Gummiknapper)  
Energikilde 6 AA batterier (Anbefalt Alkaline batterier)  
Tilkobling 6-lednings industristandard tilknytning  
-RJ12 Høyreside tilpassning

---

**Tabell 4.1:** Tekniske spesifikasjoner LEGO Mindstorm NXT 2.0.



**Figur 4.1:** Figuren viser valgt maskinvareplattform fra LEGO, LEGO Mindstorm NXT 2.0.

se gir en rett-frem interaksjon med LEGO NXT sensorer og motorer, åpen implementert kontroll, samt at system kommandoer fra den dokumenterte Mindstorm NXT kommunikasjons protokollen er og tilgjengelig.

Vektøykassen fra RWTH er lisensert som OpenSource Software som en del av GNU GPL (GNU General Public License) og kan lastes ned fra det offisielle nettstedet; [RWTH Aachen University -Toolbox](http://www.rwth-aachen.de/~toolbox)<sup>24</sup>

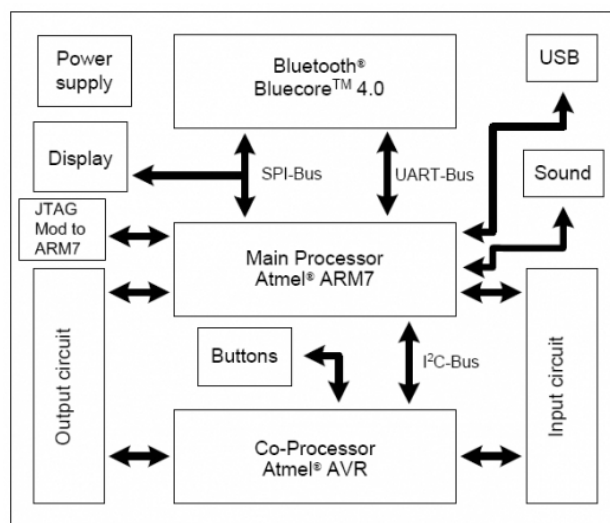
Det opprinnelige kontrollsystemet som kommer installert på modulen er utviklet i et samarbeid med National Instruments og deres programvare; LabVIEW (LEGO Mindstorm Programvare). En kan derfor og om ønskelig laste ned Add-ons for NXT via deres nettsted ([LabVIEW Add-ons for LEGO-MINDSTORMSNXT](http://www.ni.com)) som gir større rom for profesjonell programmering på enheten. Denne tilnærmingen gir fullt utbytte av LabVIEW sin styrke, nemlig sanntidsoppdateringer fra NXT enheten under programoperasjoner med LabVIEW front paneler, samt muligheten for å skape naturlige blokker for LEGO Mindstorm NXT Programvare.

Det finnes ytterligere flere programmer som tilbyr programmeringsapplikasjoner lagt til rette for grensesnittet opp mot NXT enheter. Det er naturlig i denne sammenheng å nevne en til som er aktuell for videre arbeid med resul-

---

<sup>24</sup><http://mindstorms.lfb.rwth-aachen.de/>

tatet av masteroppgaven. IAR Systems<sup>25</sup> er verdensledende på forsyning av programvareverktøy for embedded systemer som muliggjør at underleverandører kan utvikle gode produkter basert på 8-, 16-, og 32-bit mikrokontrollere, hovedsaklig på områder innen industriell automasjon, medisinske apparatur, etc. IAR Embedded Workbench for LEGO MINDSTORMS NXT er et sett av utviklingsverktøy for å bygge og debugge embedded system applikasjoner ved bruk av assembler, C og C++.



**Figur 4.2:** Figuren viser Maskinvarearkitektur LEGO Mindstorm NXT 2.0.

Maskinvarearkitekturen tilhørende enheten er som listet opp bestående av Atmel AT91SAM7S256 (ARM7) og Atmel ATmega48 (AVR). Begge kontrollerene er koblet sammen via en såkalt Two-Wire Interface (TWI), hvor ARM7 MCU er masterenheten på bussen som igjen initierer og mottar data fra AVR MCU (figur 4.2). AVR mikrokontrolleren håndterer lav-nivå funksjonalitet, som kontroll av motor PWM<sup>26</sup> og A/D konvertering.

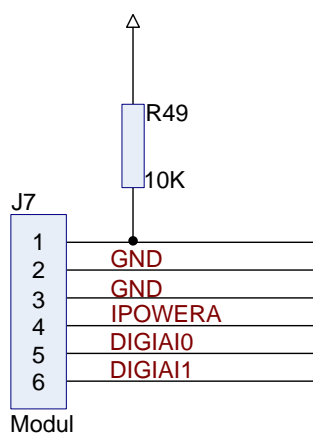
Det skjematiske oppsettet av kretsen levert av LEGO (*Skjematisk oppsett av Maskinvarearkitektur.pdf*, jfr. kap. A.1) viser at både ARM og AVR prosessoren kan aksessereres via JTAG tilkoblinger.

<sup>25</sup>Ingenjørsfirman Anders Rundgren, som betyr Anders Rundgren Engineering Company

<sup>26</sup>PoWer Management

### 4.1.2 Sampling med NXT 2.0

Hovedhensikten med dette underkapittelet er å gi forskeren den nødvendige innsikt i hva som må gjøres for å tilpasse samplingsfrekvensen på inngangene til NXT-enheten til vårt bruk. Inngangspinnen (P1 figur 4.3) er den analoge inngangen som er koblet til en 10-bit A/D omformer<sup>27</sup> inne i AVR prosessoren. A/D inngangssignalet samples med den samme samplingsraten for alle analoge sensorer, 333Hz. I henhold til Nyquist vil dette kun gi oss mulighet til å lese MES med en frekvens på 166.5Hz. Dette er alt for lite i og med at EMG signaler normalt har en båndbredde på 500Hz [Bac09]. Vi behøver minimum en EMG sampling på 1kHz, men helst 1500Hz for å være sikker på å kunne lese av alt av relevante signaler. Dette kan vi ordne med litt programmering.



**Figur 4.3:** Figuren gir en tilkoblingsoversikt for de tilgjengelige inngangsportene på LEGO Mindform NXT 2.0. Pinne (P) 1; analog inngang og mulighet for utgang strøm signal, P2; jord, P3; jord, P4; 4.3Volt utgangsforskyning, P5; Digital I/O pinne tilknyttet ARM7 prosessoren og P6; Digital I/O pinne tilknyttet ARM7 prosessoren.

6-lednings digitalt brukergrensesnittet på inngangsportene gir mulighet for både analog og digital tilknytning. Figur 4.3 viser de skjematiske detaljene bak port 1 på brikken. Port 1 til 3 er skjematisk identiske. Verdt å merke seg for fremtidige løsninger er at bak port 4, er de digitale pinnene (DIGID0 og DIGID1) tilknyttet en RS485 kontroller som håndterer høy-hastighets kommunikasjon.

<sup>27</sup>ADC -Analog to Digital Converter

I/O pinnene på ARM7 prosessoren som er tilkoblet DIGI-A1, B1, C1 og D1 (*Skjematisk oppsett av Maskinvarearkitektur.pdf*, jfr. kap. A.1) kan settes opp til å fungere som en analoge inngangspinner. Denne løsningen gir oppsjo-  
nen med implementering av analoge innganger med en høyere samplingsrate. Dette støttes ikke direkte av standard programvare, og vi må foreta noen modifikasjoner [Gro06], *LEGO MINDSTORMS NXT Hardware Developer Kit.pdf*.

Modifikasjonen som må utføres settes i ADCen til T91SAM7S256. Spesifikasjoner for ADC kan studeres i tabell 4.2. Viser til [ATM09], (*AT91SAM7S256 Series Preliminary.pdf*) hvor en og finner blokkdiagram av ADC med tilhørende forklaringer. Pinne AD0 til AD7 gir analoge inngangskanaler og kan multiplekseres med Parallell Inngang/Utgang Kontrolleren. I dette tilfellet gjøres tilegning av ADC inngangsverdi automatisk så fort samsvarende kanal er aktivert ved å skrive registeret *ADC\_CHER*<sup>28</sup>.

---

ADC (AT91SAM7S256)
8 kanaler ADC.
10-bit 384K sampler/sek. eller 8-bit 583K sampler/sek. Suksessiv tilnærmingsregister ADC <sup>29</sup> .
$\pm 2$ LSB Integral Ulinearitet, $\pm 1$ LSB Differensial Ulinearitet.
Integrert 8-til-1 multiplekser, som tilbyr 8 uavhengige 3.3V analoge innganger.
Ekstern spenningsreferanse for bedret nøyaktighet på inngangsverdier av lav spenning.
Individuell inn- og utkobling av hver kanal.
Multippel utløsningskilde.
Maskinvare og programvare utløser.
Ekstern utløserpinne.
Tidsmåler telleverk 0 til 2 gir ut TIOA0 til TIOA2 utløser.
<i>Sleep Mode</i> og konvertering sekvenser.
Automatisk oppvåkning på utløsning og tilbake til søvn modus etter konvertering av alle aktive kanaler.
Fire av åtte analoge innganger delt med digitale signaler.

---

**Tabell 4.2:** Tekniske spesifikasjoner til ADCen tilhørende T91SAM7S256, LEGO Mindstorm NXT 2.0.

<sup>28</sup>ADC Channel Enable Register



ADCen bruker ADC klokken til å kjøre konverteringer. Konvertering fra en analog verdi til 10-bit digital data krever *Sample and Hold* klokke sykler som definert i SHTIM<sup>30</sup> av *ADC Mode Register* og 10 ADC klokke sykler. ADC klokkefrekvensen velges i PRESCAL<sup>31</sup> feltet av Mode Registeret (ADC\_MR). ADC klokkebredden er mellom  $\frac{MCK}{2}$ , hvis PRESCAL er 0, og  $\frac{MCK}{128}$ , hvis PRESCAL settes til 63 (0x3F<sup>32</sup>). PRESCAL må programmeres slik at den kan levere en ADC klokkefrekvens i henhold til gitte parametre. Mer om Konverteringsreferanse, konverteringsoppløsning, konverteringstrigging, konverteringsresultat, sekvenser, registre og timing kan studeres i [ATM09].

$$\begin{aligned} \text{PRESCAL} & : \text{ Prescaler Rate Selection} \\ \text{ADCClock} & = \frac{MCK}{((\text{PRESCAL} + 1) \cdot 2)} \end{aligned} \quad (4.1)$$

$$\begin{aligned} \text{STARTUP} & : \text{ Start Up Time} \\ \text{StartupTime} & = (\text{STARTUP} + 1) \cdot \frac{8}{\text{ADCClock}} \end{aligned} \quad (4.2)$$

$$\begin{aligned} \text{SHTIM} & : \text{ Sample \& Hold Time} \\ \text{Sample\&HoldTime} & = \frac{\text{SHTIM}}{\text{ADCClock}} \end{aligned} \quad (4.3)$$

LEGO har lagt til rette for direkte kommunikasjon med ARM7 prosessoren slik at vi kan programmere inn vårt behov. Alle nødvendige JTAG tilkoblinger er samlet gjennom pinnehull slik at en kan lodde på et grensesnitt for bruk av en J-link emulator. Jeg har på den medfølgende DVDen lagt ved brukerveiledningen hvor IAR demonstrerer fremgangsmåten [Gro10], samt skjematisk kretsarkitektur fra LEGO (jfr. kap. A.1). På det helhetlige systemet jeg leverer i min masteroppgave har jeg montert denne tilkoblingen til ARM7 JTAG grensesnittet. J17 JTAG pinnene for ARM tilkobles med en 1.27mm rad tilkobling. Firkantet hull er pinne 1 på PCB. Tabell 4.3 gir en oversikt over fargekodeegenskaper for det monterte grensesnittet.

---

<sup>30</sup>Sample and Hold TIME

<sup>31</sup>Prescaler Rate Selection

<sup>32</sup>Heksadesimal

Pinne	Farge	Egenskap
1	Lilla	TCK
2	Grå	TMS
3	Hvit	TDO
4	Sort	NRST
5	Brun	TDI
6	Rød	GND
7	Orange	PU10K
8	Gul	VCC3V

**Tabell 4.3:** Tekniske spesifikasjoner T91SAM7S256 J-Link tilkobling [Gro06].

### 4.1.3 SEGGER J-Link og IAR EWARM

For å kunne programmere ARM7 brikken er den enkleste og beste metoden å bruke en JTAG emulator. Emulatoren kobles til prosessoren som beskrevet i forrige kapittel. Instituttet for Teknisk Kybernetikk sitter kun på JTAG emulatorer tilpasset AVR prosessorer, og jeg har derfor gått til innkjøp en. Etter anbefalinger fra Atmel Technical Support Team har jeg ervervet en studentversjon fra SEGGER.

Særskilt for denne studentversjonen, SEGGER J-Link EDU, er at den kommer med full lisens for egenskapen Flash Breakpoints. Med dette menes at en i programvaren for J-Link kan brukeren sette et ubegrenset antall avbruddspunkter, såkalte “breakpoints”, innenfor en enhets interne flash minne. Debugging begrensninger nedarvet av antallet av maskinvare avbruddspunkter blir dermed fullstendig fjernet. For ARM7 er dette antallet 2.

J-Link EDU er støttet av IAR EWARM. Dette er IAR Systems Embedded Workbench for ARM prosessorer, et utviklingsverktøy for kompilering og debugging av embedded (integrerte) applikasjoner ved bruk av assembler, C og C++. Fordelen er tilgangen på et fullstendig integrert utviklingsmiljø som inkluderer prosjektutvikler, editor, bygge verktøy og debugger. C/C++ kompilatoren inneholder både generisk global optimalisering likedan lav-nivå brikke-spesifikk optimalisering som sørger for et minimum av kode samtidig som en får utnyttet alle de spesifikke egenskapene ved den valgte enheten. Programvaren støtter både 32-bit og 64-bit versjonene av Windows. En klar fordel siden alle arbeidsstasjonene ved Instituttets kontorer er satt opp med 64-bit Windows XP som standard. Ytterligere dokumentasjon kan studeres



**Figur 4.4:** SEGGER J-Link Emulator for programmering og debugging av ARM7.

på vedlagt DVD (ref. appendiks A.1) og produsentens hjemmeside.

Jeg har inngått en avtale med IAR Systems hvor neste forskningsansvarlig for oppgaven får tildelt en full ett-årig lisens på EWARM når ønskelig. I gjengjeld har jeg skrevet og overlevert en artikkel om Instituttets proteseforskning og hvordan vi kan dra nytte av deres produkt EWRAM. Artikkelen skal publiseres på IAR sine hjemmesider i løpet av 2010 på en kommende studentseksjon. Denne artikkelen er og å finne på vedlagt DVD, jfr. appendiks A.1. Prodedyre for å erverve lisensnøkkelen er beskrevet i punkt 3, kapittel 9.1.

## 4.2 Valg av aktuatorer

Jeg har tidligere i rapporten sett på en rekke ulike varianter av aktuatorer (kap. 2.2). Enkelte er fortsatt på forskningsstadiet og noen krever større økonomiske midler for anskaffelse. Konstruksjon og implementering av avanserte motorer krever og mer tid enn den som er tildelt ved en masteroppgave (20 uker + 1 uke for Påske). Av den grunn valgte jeg å se nærmere på motoriserte lineære aktuatorer (kap. 2.2.6) og servo aktuatorer (2.2.9), som derfor var de mest aktuelle. Firgelli sin lineær aktuator er veldig interessante til dette bruksområdet, men det er dokumentert at gjentatt overbelastning vil redusere enhetens levetid. På dette området er servoaktuatorer mer robuste, og nettopp dette er hovedgrunnen til at jeg har valgt å gå for servoaktuatorer fra HiTec. HiTec er kjent for å levere servoer med den ytelsen de oppgir og lang holdbarhet. De fungerer smertefritt med servokontrolleren jeg har valgt fra Mindsensors som igjen fungerer utmerket med LEGO Mindstorm NXT 2.0 kontrollenheten.

Jeg har utelukkende valgt digitale servoer, og HiTec leverer servoer med den nyeste teknologien. Det er tre vesentlige fordeler med de digitale utgavene, som og gir fordeler til en protesehånd. *Øyeblikkelig respons*. Den digitale mikroprosessen er 10 ganger hurtigere enn en analog servo, som resulterer i en langt raskere respons fra begynnelsen med at servoer leverer hele det takserte momentet allerede ved 1° utslag forbi senterpunktet. *Programmerbarhet*. Ved å bruke en HiTec servoprogrammerer kan en stille inn rotasjonsretning, senter og endepunkter, failsafe valg, hastighet og dødbåndbredde for hver enkelt aktuator. Sist men ikke minst, som HiTec opplyser om, et *enormt holdemoment*. Holdemomentet til en digital servo er 3 ganger mer enn ved en tilsvarende analog variant. Dette har vesentlig betydning for en protese som skal gripe og holde gjenstander. Ulempen er at de er litt mer energikrevende, men ikke mer enn hva vi har råd til.

I tillegg til begrunnelsene over, har jeg valgt servoaktuatorer ut ifra flere kriterier jeg mener er viktig. *Fysisk størrelse* - ved å velge ut i fra fysisk størrelse har jeg klart å realisere en hånd hvor servoene sitter nærmest mulig leddfunksjonen den skal styre. På denne måten har jeg kunnet konstruere en kompakt hånd, med minst mulig av tap av moment. *Robuste gir* - gir lenger levetid, er mer stille under drift og tåler bedre å jobbe opp mot ytegrensen. Jeg har stort sett valgt servoer med karbonite (en type forsterket plastkomositt) gir og metallgir. Førstnevnte er fire til fem ganger sterkere enn nylon,

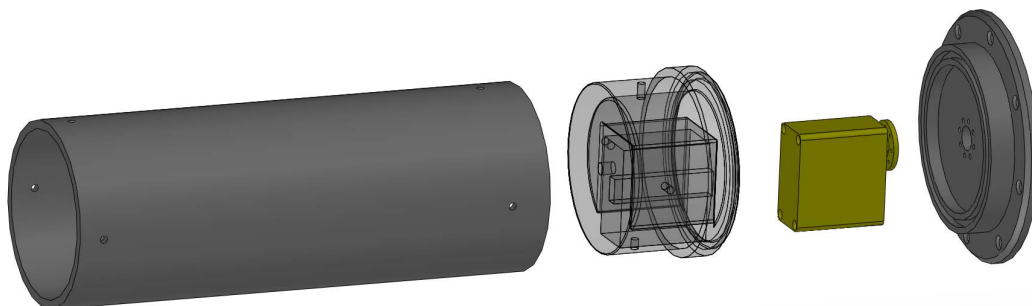
og metall 16 ganger. *Vekt* -står som regel i sammenheng med størrelse. Et viktig kriterie siden jeg har valgt å bygge inn servoer i selve hånden som skal utføre arbeidet. En protese vil og bli til ulempe for brukeren om den er for tung. *Pris* -spiller en viktig faktor for hva en protese vil koste ute på det kommersielle markedet, men også for min oppgave hvor jeg har hatt et begrenset budsjett. *Kompatibel* -i forhold til det resterende kontrollsystemet jeg har valgt, og ikke minst med det antall grader av rotasjon som kreves for å oppfylle ønsket leddfunksjonen.

Alle 7 servoer som er valgt er funksjonstestet i endelig plassering på underarmen med endelig tilhørende konstruksjon, og med tilfredstillende resultater som bekrefter en fungerende løsning. Funksjonstesten er enkelt utført med kontroll via HPP-21 Plus+ servoprogrammerer fra HiTec. Servoprogrammereren er kjøpt inn i denne oppgaven og har den fordel at den kan kobles til PC via USB som gir en enklere og mer presis oversikt over parametervalg som nettopp nevnt. Dokumentasjon på denne ligger ved på DVD.

#### 4.2.1 Underarm -pronasjon/supinasjon



**Figur 4.5:** Hitec HSR-5498SG servo til underarm -supinasjon/pronasjon



**Figur 4.6:** Servoplassering av Hitec HSR-5498SG til underarm supinasjon/pronasjon, med servoholder og baseplate.

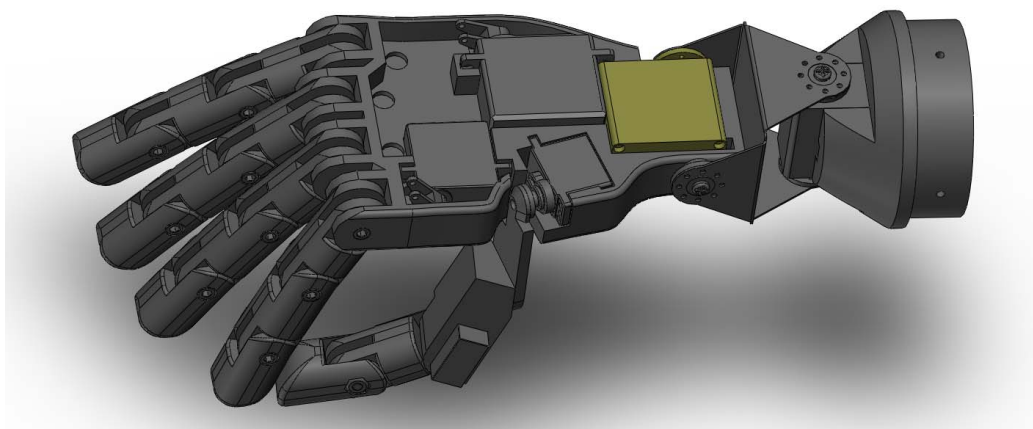
Illustrasjon 4.6 viser underarmshylsen med et endestykke tilpasset en HiTec HSR-5498SG servo (ref. bilde 4.5). Endestykket sørger for at servoens aksel forblir i senter, og har og en glideflate som passer inn i spor på baseplaten som bærer hele armen. Endestykket og baseplaten er utført i POM. Servoen jeg har valgt til å styre leddfunksjonen supinasjon/pronasjon er kraftig, lett, prisgunstig og med hurtig respons. HiTec HSR-5498SG er laget for robotoppgaver og er perfekt til dette formålet. Løsningen er og rimelig for å få til stabil og sterk rotasjon av håndleddet. Valget legger få hindringer for senere utvikling og muligheten til å kunne rotere under større belastninger. En så kraftig servo vil og være mindre varmeutviklende under bruk ved tyngre last. Aktuatoren kommer med en standard operasjonsvinkel på  $180^\circ$  som passer bra med den ønskede leddfunksjonen. Men servoen er modifiserbar for ytterligere utslag, og mer om dette kan evt. studeres i vedlagt dokumentasjon (appendiks A.1). For detaljer om den valgte aktuatoren, se tabell 4.4.

<b>Hitec Servo</b>	<b>HSR-5498SG</b>
Interface:	HMI Protokoll, RS-232C Daisy Chain, PWM
Nødvendig Puls:	3 – 5 Volt Peak to Peak firkant bølge
Pulssyklus:	12-26ms (Normalt: 21ms)
Operasjonsspenning:	6.0 – 7.4 Volt
Operasjonstemperatur spekter:	–20 til +60 grader celsius
Operasjonshastighet (6.0V):	0.22sec/60° ved ingen last
Operasjonshastighet (7.4V):	0.19sec/60° ved ingen last
Tap av moment (Stall) (6.0V):	152.76 oz/in. (11kg.cm)
Tap av moment (Stall) (7.4V):	187.48 oz/in. (13.5kg.cm)
Operasjonsvinkel:	Opp til 180° maks
360 Modifiserbart:	Ja
Strøm tapping (4.8V):	8mA/ute av drift og 230mA ingen last
Strøm tapping (6.0V):	8.7mA/ute av drift og 285mA ingen last
Død båndsbredde:	8usec
Motor Type:	3 Poler Ferrite
Potensiometer drivverk:	Indirekte drivverk
Lager Type:	Doble kulelager
Gir Type:	Stål gir
Tilkoblingsledninglengde:	15.87”(400mm)
Dimensjoner:	1.57”x0.78”x1.85”(40x20x47mm)
Vekt:	2.10oz. (59.8g)

**Tabell 4.4:** Data Hitec Servo HSR-5498SG

## 4.2.2 Håndledd -fleksjon/ekstensjon

Fleksjon og ekstensjon av håndleddet ønsker jeg å utføre på en sterk måte uten en konstruksjon med alt for stor vekt. Leddet må kunne utføre hurtige og presise bevegelser, også under noe last fra gjenstander selve hånden måtte bære. Jeg har derfor valgt at selve servoen er leddet, med aksefeste på begge sider (figur 4.7), montert til neste ledd via en tilbendt tynnplatekonstruksjon med tilstrekkelig stivhet.



**Figur 4.7:** Servoplassering av HSR-5498SG for fleksjon/ekstensjon håndledd

Servoen jeg har valgt å benytte meg er det samme produktet fra Hitec som jeg bruker til supinasjon/pronasjon; HSR-5498SG (figur 4.5). Dette er en kraftig og presis servo som også har en støtteaksling på motsatt side i forhold til momentuttaket. Leddet har da et festepunkt på begge sider og det vil redusere unødvendig deviasjonsbelastning på girsystemet, og skape et sterkere og stivere ledd om rotasjonsaksen.

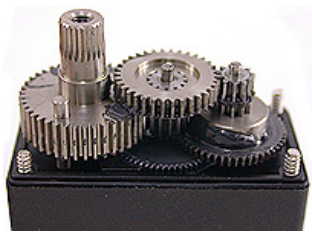
Det nødvendig leddutslaget for denne oppgaven samsvarer med den operasjonsvinkelen som servoen leverer;  $180^\circ$ . Her har jeg og vurdert servoer som HSR-5990TG som har et mye større akselmoment. Men på grunn av mitt design med servoen montert inne i håndflaten har jeg ønsket å spare vekt, samt at jeg mener HSR-5498SG har nok av kraft. Dessuten er HSR-5990TG nesten to ganger prisen av en HSR-5498SG.

Slik servoen kommer i esken kan den operere over  $180^\circ$  ( $360^\circ$  full trim). Det er benyttet doble kulelager og Mos Fet drivere. Mulige data feedback er po-

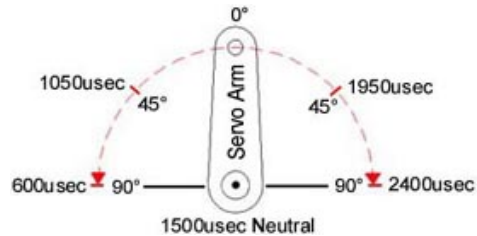


sisjon, strøm og spenning. Dette er en eksklusiv servo som ligger litt høyere i pris (men langt under storebroren), men som til dette bruk er verdt hver krone.

Figur 4.9(a) viser drivaksel med hjul, og 4.9(b) gir et bilde av støtteakslingen slik den kommer ut av esken. Jeg har forlenget støtteakslingen ut gjennom håndflaterammen, i og med at servoen er bygget inn i hånden. Løsningen krever et nytt servohjul som passer overens med tynnplatekonstruksjonen, bindeleddet til neste servo. Mål og detaljer til dette hjulet er å finne i appendiks A.2.



(a) Ekstremt sterke gir av stål tilbyr uslåelig styrke over tusenvis av sykler, samt minimal dødgang.



(b) Valgfri angivelse i  $\mu\text{sek}$  gir nøyaktig vinkelutslag.

**Figur 4.8:** (a) viser ultra sterke gir av stål som gir god stor styrke og et fast drev over flere tusen sykler. (b) viser rotasjonsvinkelen med tilhørende pulssignal som gjør servoen overlegen med sin digitale teknologi.



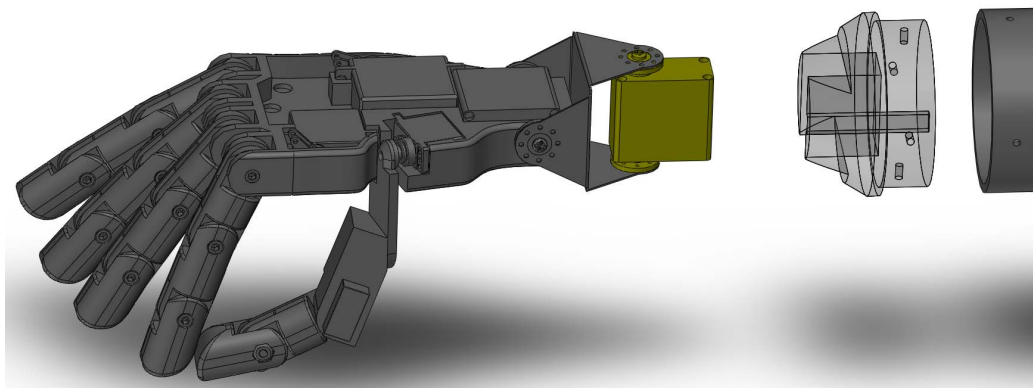
(a) Forside av huset HSR-5498SG



(b) Bakside av huset HSR-5498SG

**Figur 4.9:** (a) gir et bilde av husets drevside. (b) viser muligheten for å ta i bruk et pivot punkt som ligger på linje overens med momentstaget.

### 4.2.3 Håndledd -radial/ulnar deviasjon



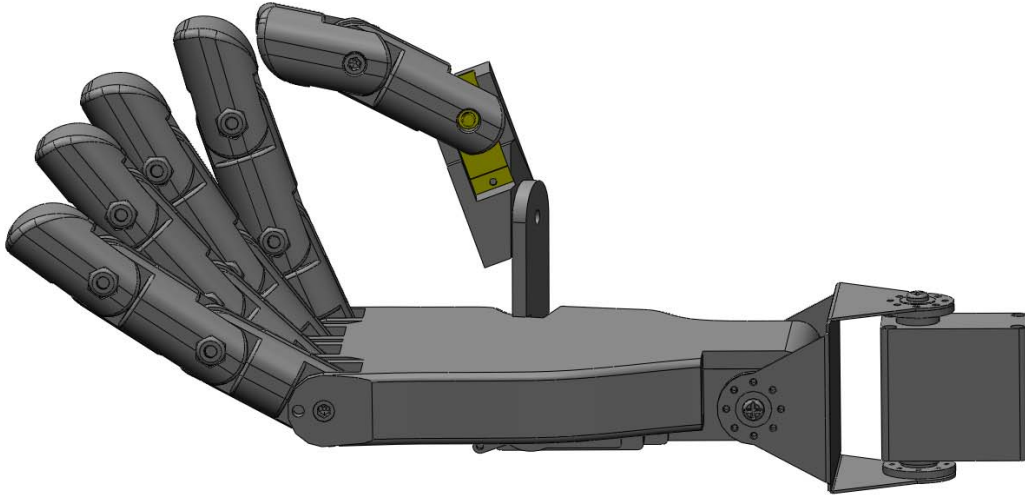
**Figur 4.10:** Servoplassering av HSR-5498SG for radial/ulnar deviasjon av håndledd.

Valg av servo til denne leddfunksjonen stiller mange av de samme kravene som til håndledd fleksjon/ekstensjon. Ved oppgaver hvor hånden skal gripe om og løfte f.eks. sylindriske gjenstander som et glass med væske må leddet være sterkt og kunne utføre presise bevegelser. Jeg har derfor valgt å bruke den samme servoaktuatoren til denne oppgaven; HSR-5498SG (ref. figur 4.5). Operasjonsvinkelen er mer enn tilstrekkelig da det er den fysiske konstruksjonen som naturlig vil legge restriksjonene her (mer om dette i kap. 6.2).

Servovalget passer av fysisk størrelse godt inn i den tilpassede tynnplatekonstruksjonen og endestykket på armhylsen. Servoen skal heller ikke være mer varmeutviklende enn at det går bra å være montert nede i servobrønnen på endestykket til hylsen.

For at servoen skal kunne bli montert best mulig inn i tynnplatebindeleddet behøver vi også her å lage til et servohjul som kan tres inn fra utsiden av bindeleddet, for så å festes til servoen. Dette servohjulet er av samme dimensjoner som det beskrevet i forrige kapittel, og mål og detaljer er å finne i appendiks A.2.

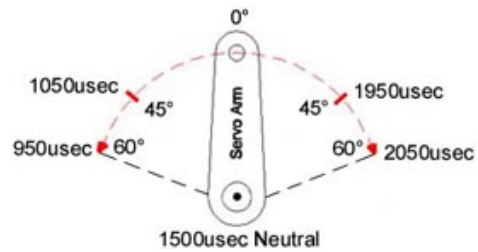
#### 4.2.4 Tommel -fleksjon/ekstensjon i håndflatens plan



**Figur 4.11:** Servoplassering av HS-5055MG for Tommel -fleksjon/ekstensjon.



(a) Hitec HS-5055MG servo til Tommel -fleksjon/ekstensjon i håndflatens plan



(b) Hitec HS-5055MG servo vinkel diagram 120°

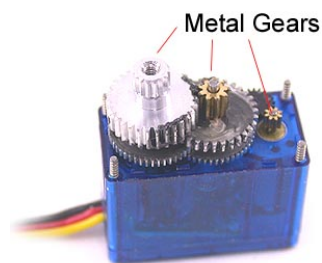
**Figur 4.12:** (a) Hitec HS-5055MG servo til Tommel -fleksjon/ekstensjon i håndflatens plan. (b) illustrerer servo vinkel mønster.

HiTec HS-5055MG kombinerer sterke gir og det nyeste innen digital teknologi. Servoen kan konfigureres til å operere med en maksimal vinkel på 120° ved pulssignaler fra 950usec til 2050usec (ref. fig. 4.12(b)). Jeg ønsket å legge aktuatoren for dette leddet så nært funksjonsområdet som mulig. Etter å ha studert mange løsninger fra ble jeg på dette området mest inspirert av iLimb sin løsning. En *ad hoc* løsning med egenproduksjon av aktuator var

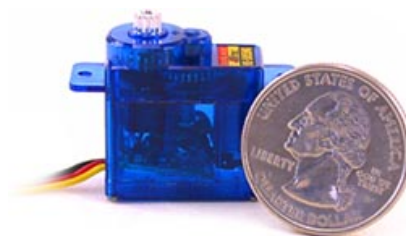
uaktuelt med tiden jeg hadde til rådighet, så mini-servoen fra HiTec var ikke den minste tilgjengelige, men den beste for min oppgave. Hurtig og med en driftspenning på 6V er den ideell i kombinasjon med de andre servoene. Til en forskningshånd har jeg vurdert servokraften til å være god nok siden jeg har konstruert tommelen med et lenger statisk førsteledd som vil holde på det meste av belastningen ved løfting av tyngre større gjenstander når resterende fingre låser med motkraft. De to ytterste tommelleddene vil da behøve en mindre kraft for å utføre et fullstendig grep. Til såkalte “pinch”-grep vil 1.6kg.cm være tilstrekkelig.

Programmerbare funksjoner er; Dødbåndsbredde, Rotasjonsretning, Hastighet på rotasjon, Endepunkter ( $120^\circ$ ), Nøytrale punkter, Feil sikkerhet av/på, Feil sikkerhets punkter, oppløsning (standard høy) og Overbelastningsbeskyttelse (standard til av). Flere detaljer går frem av figur 4.13 og tabell 4.5.

Jeg har valgt å montere servoakslingen til tommelleddet med det medfølgende kryss-servohornet. En kryssforsenkning freses med i tommelleddet og servohornet vil da sitte godt, uten mulighet for å vri seg ut av stilling. Dette kan studeres nærmere på det fysiske produktet.



(a) HS-5055MG gir er av metall, 16 ganger sterkere enn tilsvarende mini-servoer med nylon-gir.



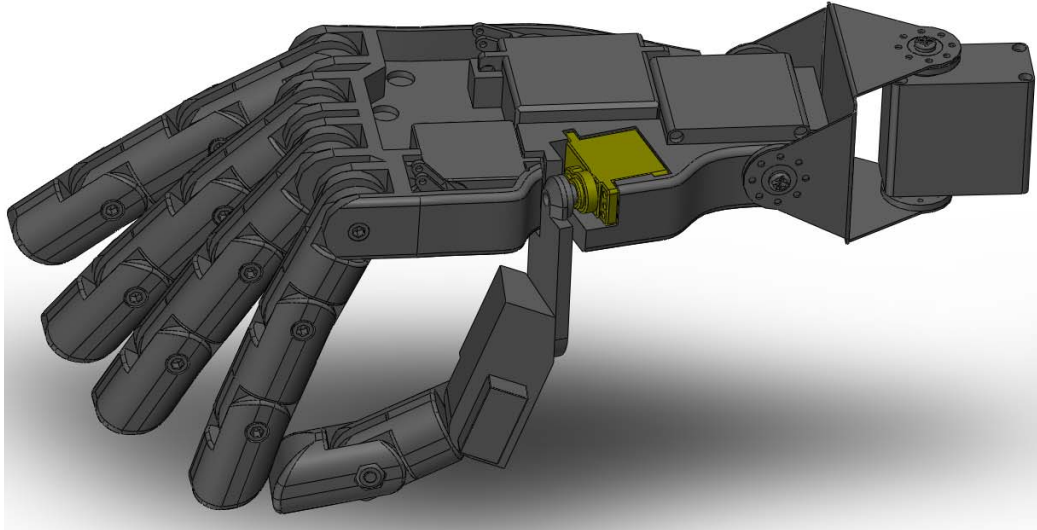
(b) HS-5055MG størrelsesforhold i forhold til en “quarter dollar” med diameter 21,21mm.

**Figur 4.13:** (a) gir et bilde av servoens solide tannhjul. (b) viser at servoen virkelig er liten, men har et stort potensiale.

<b>Hitec Servo</b>	<b>HS-5055MG</b>
Kontroll System:	+Pulse Width Control 1500usec Neutral
Nødvendig Puls:	4.8 – 6.0 Volt Peak to Peak firkant bølge
Operasjonsspenning:	4.8 – 6.0 Volt
Operasjonstemperatur spekter:	–20 til +60 grader celsius
Operasjonshastighet (4.8V):	0.20sec/60° ved ingen last
Operasjonshastighet (6.0V):	0.17sec/60° ved ingen last
Tap av moment (Stall) (4.8V):	18.05 oz/in. (1.3kg.cm)
Tap av moment (Stall) (6.0V):	22.20 oz/in. (1.6kg.cm)
Operasjonsvinkel:	45° en side puls vandring 400usec
360 Modifiserbart:	Ja
Retning:	Med urviseren/Puls vandring 1500 til 1900usec
Blindstrøm tapping (4.8V):	3mA ved stopp
Blindstrøm tapping (6.0V):	3mA ved stopp
Død båndsbredde:	2usec
Motor Type:	Karbon børste
Potensiometer drivverk:	6 glidebrytere indirekte drivverk
Lager Type:	Plastikk
Gir Type:	Metall Gir
Tilkoblingsledningslengde:	7”(178mm)
Dimensjoner:	0.89”x0.451”x0.94”(22.8x11.6x24mm)
Vekt:	0.33oz. (9.5g)

**Tabell 4.5:** Data Hitec Servo HS-5055MG

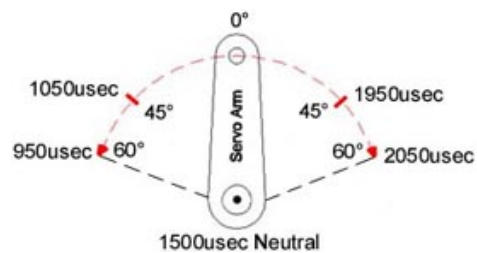
#### 4.2.5 Tommel -abduksjon/adduksjon i planet $90^\circ$ på håndflatens plan



**Figur 4.14:** Servoplassering av HS-5065MG for tommel -abduksjon/adduksjon i planet  $90^\circ$  på håndflatens plan



(a) Hitec HS-5065MG



(b) Hitec HS-5065MG servo vinkel diagram  $120^\circ$

**Figur 4.15:** (a) Hitec HS-5065MG servo til Tommel -abduksjon/adduksjon i planet  $90^\circ$  på håndflatens plan. (b) illustrerer operasjonsvinkel.

Jeg har valgt en håndkonstruksjon med mulighet for abduksjon og adduksjon av tommelen. Denne leddfunksjonen har hovedsakelig til oppgave å bringe tommelen i korrekt posisjon for optimal manipulering med tommelens fleksjon/ekstensjon funksjon. Med andre ord er det ikke her fullt så viktig med

stor kraft, men at det er nok omdringsmoment til at tommelen kan possisjoneres/repossisjoneres hurtig. Her må muligheten for rask korrigerende være til stede så ikke hånden evt. mister et objekt. Med disse kriteriene har jeg funnet en servo som krever begrenset plass i håndflaten, noe som tillater mer plass til andre servoer og leddfunksjoner som krever det. Et annet krav er sterke servogir, i og med at en hurtig dreining av tommelen med en påfølgende bråstopp vil tilføre belastning på tannhjulene.

Valget falt på HiTec HS-5065MG. Dette er den digitale varianten av den populære servoen HS-65. HS-5065MG (figur 4.15) er svært hurtig og har forbedret holdestyrke. Den kommer med metallgir og todelt kulelager. Hitec anbefaler servoen til lettere robotarbeid, som den passer perfekt til her. For å definere lettere arbeid, kan den til opplysning levere 2.23 kg/cm moment på 0.11sec/60°, ved 6V. Servoen lar seg programmere til å kunne rotere 180°. Men standard er den oppgitt til å kunne konfigureres til å operere maksimum 120° ved pulssignaler fra 950usec til 2050usec.

Programmerbare funksjoner er; Dødbåndsbredde, Rotasjonsretning, Hastighet på rotasjon, Endepunkter (120°), Nøytrale punkter, Feil sikkerhet av/på, Feil sikkerhets punkter, oppløsning (standard høy) og Overbelastningsbeskyttelse (standard til av). Flere detaljer går frem av figur 4.15 og tabell 4.6.

I og med at tommelfingeren ved gripeoppgaver skal kunne holde gjenstander vil det som naturlig er, bli en del belastning på fingens "oppheng". I min konstruksjon vil det si direkte belastning på servoakslingen som bærer hele fingeren. Jeg har derfor forlenget momentakslingen og montert en "akselsko" i overkant av hva jeg kaller tommelplaten, direkte til håndflaterammen. Dermed begrenser jeg deviasjon på drivstaget til det minimale. Denne *ad hoc* løsningen går ikke frem av SolidWorks skissene eller figur 4.14, men kan studeres i kapittel 6.2, figur 6.8, eller på det fysiske produktet.

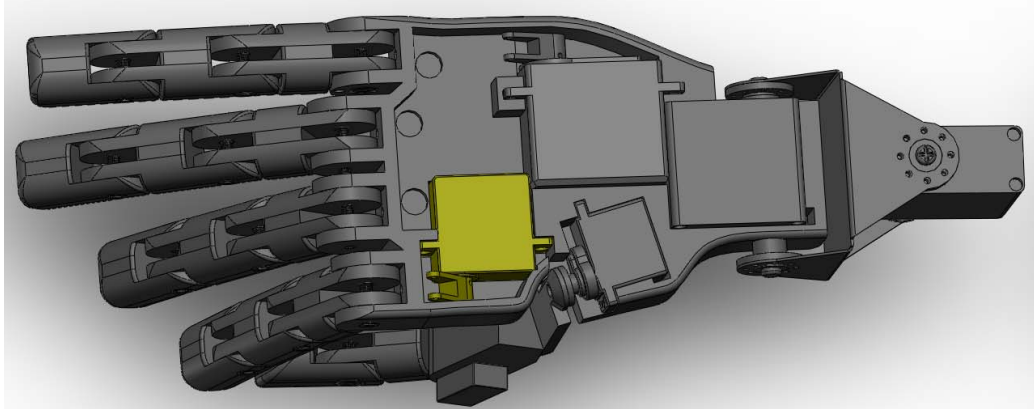
Servoen monteres på beste måte til tommelplaten med et tildreid servohjul som er tykkere og sterkere enn de som følger med. Mål og detaljer for dette hjulet er å finne i appendiks A.2.

<b>Hitec Servo</b>	<b>HS-5065MG</b>
Kontroll System:	+Pulse Width Control 1500usec Neutral
Nødvendig Puls:	4.8 – 6.0 Volt Peak to Peak firkant bølge
Operasjonsspenning:	4.8 – 6.0 Volt
Operasjonstemperatur spekter:	–20 til +60 grader celsius
Operasjonshastighet (4.8V):	0.14sec/60° ved ingen last
Operasjonshastighet (6.0V):	0.11sec/60° ved ingen last
Tap av moment (Stall) (4.8V):	24.99 oz/in. (1.8kg.cm)
Tap av moment (Stall) (6.0V):	30.55 oz/in. (2.2kg.cm)
Operasjonsvinkel:	45° en side puls vandring 400usec
360 Modifiserbart:	Nei
Retning:	Med urviseren/Puls vandring 1500 til 1900usec
Blindstrøm tapping (4.8V):	3mA ved stopp
Blindstrøm tapping (6.0V):	3mA ved stopp
Strøm tapping (4.8V):	200mA/ute av drift og 2000mA operert ved lås/stall
Strøm tapping (6.0V):	240mA/ute av drift og 3000mA operert ved lås/stall
Død båndsbredde:	2usec
Motor Type:	Karbon børste
Potensiometer drivverk:	6 glidebrytere indirekte drivverk
Lager Type:	Doble kulelager MR106
Gir Type:	Metall Gir
Tilkoblingsledninglengde:	7”(178mm)
Dimensjoner:	0.935”x0.460”x1.030”(23.74x11.68x26.16mm)
Vekt:	0.42oz. (11.9g)

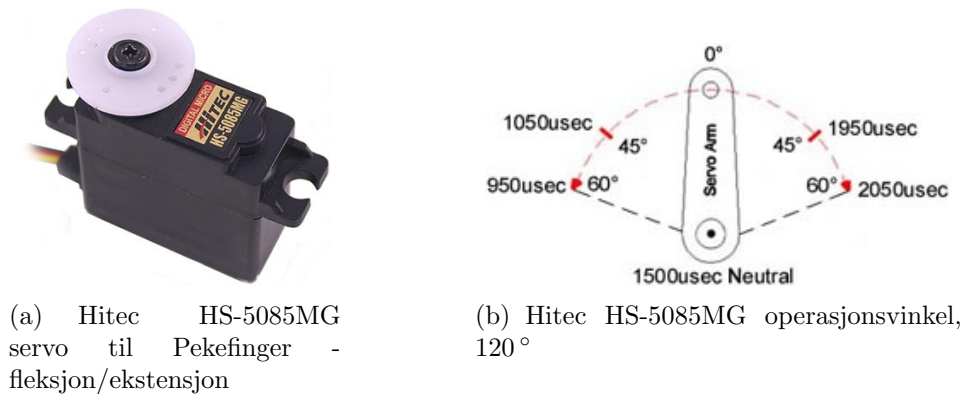
**Tabell 4.6:** Data Hitec Servo HS-5065MG



#### 4.2.6 Pekefinger -fleksjon/ekstensjon



**Figur 4.16:** Servoplassering av HS-5085MG for pekefinger -fleksjon/ekstensjon



(a) Hitec HS-5085MG servo til Pekefinger -fleksjon/ekstensjon

(b) Hitec HS-5085MG operasjonsvinkel, 120°

**Figur 4.17:** (b) viser Hitec HS-5085MG servo 120° moment gange. (a) gir et bilde av servoen.

Pekefingeren er nøkkelen til de finmotoriske manipuleringer vi ønsker å gjøre. Jeg har derfor sett på det som viktig i denne oppgaven at pekefingeren kan opereres uavhengig av de andre fingrene. Pekefingeren har av den grunn behov for en egen aktuator. Jeg har valgt å løse fingerfleksjon ved bruk av sener som aktuatoren trekker i, og fingerekstensjon ved hjelp av retur fjærer. Servoen til pekefingeren må derfor ha kraft nok til å trekke inn senen via en servoarm med den samlede kraften til de tre fjærene, samt ytterligere noe kraft for å kunne presse mot et objekt.

Til denne oppgaven har jeg valgt HS-5085MG. Dette er en sterk og robust servo, som er liten og veldig presis. Hitec oppgir denne servoen som et godt

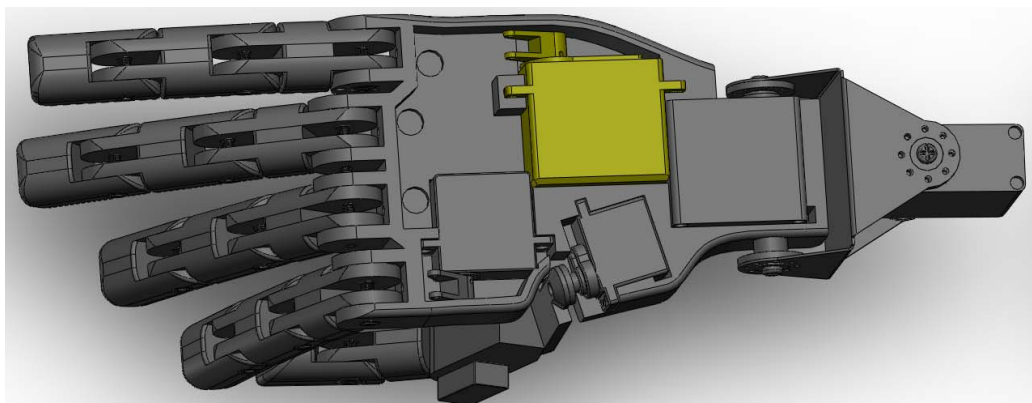
valg til robot oppgaver. Servoen lar seg programmere til å kunne rotere  $180^\circ$ . Men standard er den oppgitt til å kunne konfigureres til å operere maksimum  $120^\circ$  ved pulssignaler fra 950usec til 2050usec eller modifiseres med programmerer. Til mitt bruk behøver jeg kun standard operasjonsvinkel.

Programmerbare funksjoner er; Dødbåndsbredde, Rotasjonsretning, Hastighet på rotasjon (saktere), Endepunkter (opp til  $120^\circ$ , men modifiserbart til  $180^\circ$ ), Nøytrale punkter, Feil sikkerhet av/på, Feil sikkerhets punkter, oppløsning (standard høy) og Overbelastningsbeskyttelse (standard til av). Flere detaljer går frem av figur 4.17 og tabell 4.7.

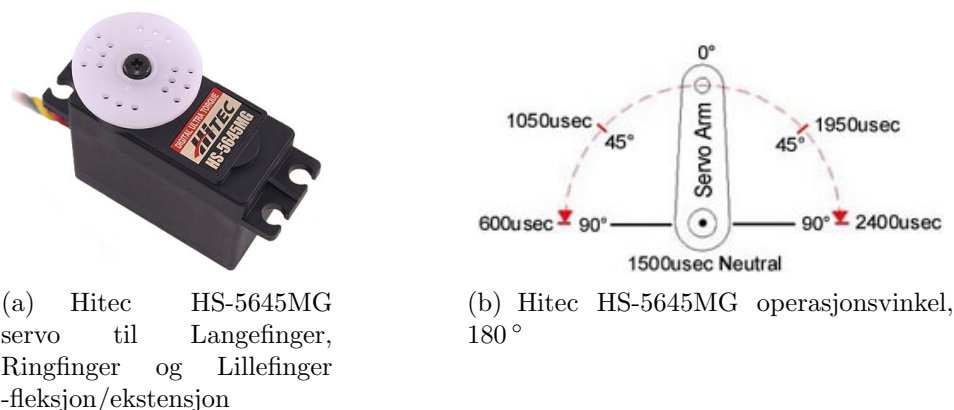
<b>Hitec Servo</b>	<b>HS-5085MG</b>
Kontroll System:	+Pulse Width Control 1500usec Neutral
Nødvendig Puls:	4.8 – 6.0 Volt Peak to Peak firkant bølge
Operasjonsspenning:	4.8 – 6.0 Volt
Operasjonstemperatur spekter:	–20 til +60 grader celsius
Operasjonshastighet (4.8V):	0.17sec/60° ved ingen last
Operasjonshastighet (6.0V):	0.13sec/60° ved ingen last
Tap av moment (Stall) (4.8V):	50.0 oz/in. (3.6kg.cm)
Tap av moment (Stall) (6.0V):	59.7 oz/in. (4.3kg.cm)
Operasjonsvinkel:	45° en side puls vandring 400usec
360 Modifiserbart:	Ja
Retning:	Med urviseren/Puls vandring 1500 til 1900usec
Blindstrøm tapping (4.8V):	3mA ved stopp
Blindstrøm tapping (6.0V):	3mA ved stopp
Strøm tapping (4.8V):	200mA/ute av drift og 2000mA operert ved lås/stall
Strøm tapping (6.0V):	240mA/ute av drift og 3000mA operert ved lås/stall
Død båndsbredde:	2usec
Motor Type:	Karbon børste
Potensiometer drivverk:	6 glidebrytere indirekte drivverk
Lager Type:	Doble kulelager MR106
Gir Type:	Metall Gir
Tilkoblingsledninglengde:	7”(178mm)
Dimensjoner:	1.14”x0.51”x1.18”(29x13x30mm)
Vekt:	0.77oz. (21.9g)

**Tabell 4.7:** Data Hitec Servo HS-5085MG

#### 4.2.7 Langefinger, Ringfinger og Lillefinger -fleksjon/ekstensjon



**Figur 4.18:** Servoplassering av HS-5085MG for langefinger -fleksjon/ekstensjon



(a) Hitec HS-5645MG servo til Langefinger, Ringfinger og Lillefinger -fleksjon/ekstensjon

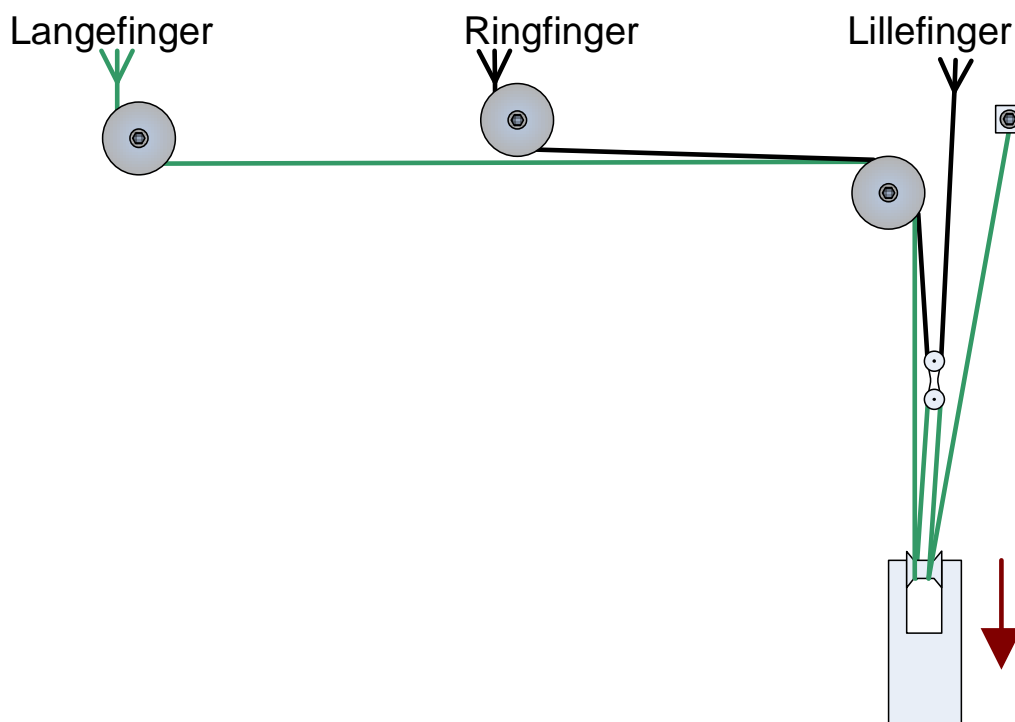
(b) Hitec HS-5645MG operasjonsvinkel, 180°

**Figur 4.19:** (b) viser Hitec HS-5645MG servo 180° moment gange. (a) gir et bilde av servoen.

Med konstruksjonen jeg har valgt for MyoPossibility og de servovalg jeg har gått gjennom til nå er det begrenset med plass igjen til drift av de resterende fingrene. Mitt ønske med kontroll av disse er at de kal alle kunne ha en form for individuell kontroll. Ved å legge en aktuator til hver enkelt finger øker jeg både kompleksitet og vekt. Samtidig ønsket jeg at valget skulle installeres i selve håndflaten og beholde rommet i underarmshylsen slik at armen faktisk kan realiseres som en protese. Løsningen ble et taljesystem som trekker de tre siste fingrene. Aktuatoren for oppgaven trenger derfor å være sterk, robust og ikke alt for tung. HiTec skilte seg tidlig ut som et aktuelt merke også her.

HiTec HS-5645MG er som ServoCity (en annerkjent leverandør av servoer) beskriver den “the best bang for the buck”. Servoen kombinerer moment, hastighet, pris og en ekstrem holdekraft, og er en favoritt blandt robotutviklere på toppnivå. Den kommer med spesialgir i en legering kalt *alumite*, som er veldig sterkt og lett. Jeg valgte denne servoen til oppgaven. Standard kommer den med en operasjonsvinkel på  $90^\circ$ , noe som dekker funksjonen den har fått. Men den kan programmeres til å dreie  $180^\circ$  (ref. fig. 4.19(b)).

Til oppgaven har servoen fått et spesialdesignet servohorn tilvirket ved Instituttets verksted. Mål og detaljer for dette servohornet er å finne i appendiks A.2. Det samme servohornet brukes forøvrig og på servoen til pekefingeren (jfr. kap. 4.2.6).



**Figur 4.20:** Taljeoverføring fra HS-5645MG for Langefinger, Ringfinger og Lillefinger -fleksjon/ekstensjon

Figur 4.20 gir en illustrasjon av servohornet som trekker inn senen til fingrene. Alle de tre følgehjulene, samt trekkhjulet på enden av servohornet har festeanordning via et kulelager, og tilfører derfor minimalt med friksjon. Ved at servohornet trekker i dobbelt i alle senene henter den inn to ganger lengden

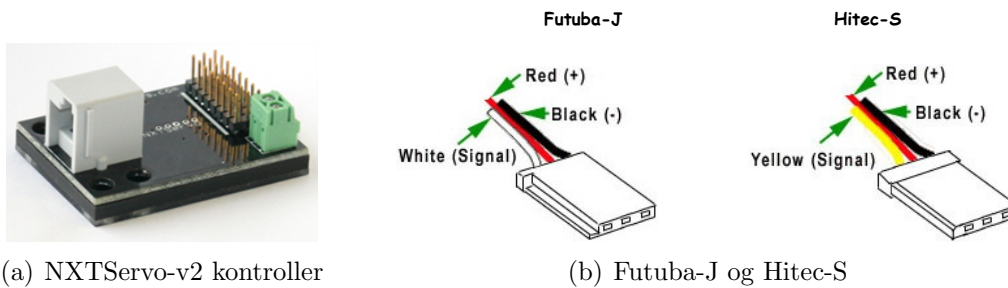
og behøver derfor ikke mer enn 90° utslagsvinkel. Mer om denne løsningen er å finne i kapittel 6.2.

<b>Hitec Servo</b>	<b>HS-5645MG</b>
Kontroll System:	+Pulse Width Control 1500usec Neutral
Nødvendig Puls:	3 – 5 Volt Peak to Peak firkant bølge
Operasjonsspenning:	4.8 – 6.0 Volt
Operasjonstemperatur spekter:	–20 til +60 grader celsius
Operasjonshastighet (4.8V):	0.23sec/60° ved ingen last
Operasjonshastighet (6.0V):	0.18sec/60° ved ingen last
Tap av moment (Stall) (4.8V):	143 oz/in. (10.3kg.cm)
Tap av moment (Stall) (6.0V):	168 oz/in. (12.1kg.cm)
Operasjonsvinkel:	45° en side puls vandring 400usec
360 Modifiserbart:	Ja
Retning:	Med urviseren/Puls vandring 1500 til 1900usec
Strøm tapping (4.8V):	8.8mA/ute av drift og 400mA operert ved lås/stall
Strøm tapping (6.0V):	9.1mA/ute av drift og 500mA operert ved lås/stall
Død båndsbredde:	8usec
Motor Type:	3 poler feritt
Potensiometer drivverk:	Indirekte drivverk
Lager Type:	Todelt kulelager
Gir Type:	3 metall og 1 harpiksmetall
Tilkoblingsledninglengde:	11.81”(300mm)
Dimensjoner:	1.59”x0.77”x1.48”(40.6x19.8x37.8mm)
Vekt:	2.1oz. (60g)

**Tabell 4.8:** Data Hitec Servo HS-5645MG

### 4.3 Valg av Servokontroller

Jeg har valgt en servo kontroller fra firmaet [mindsensors](#). Mindsensors jobber fullt og helt med profesjonelle sensorer og aktuatorer tilpasset Lego sin NXT plattform. Kontrolleren kommer med navnet NXTServo-v2 (figur 21(a)), og består av 8 kanaler. Med modulen kan du regulere hastighet og posisjon på alle kanaler ved bruk av I2C kommandoer sendt fra NXT. Alle RC servoer med 1500  $\mu S$  *nøytral* spesifikasjoner støttes. De vanlige merkene som er tilgjengelige med disse dataene er Hitec og Futaba. En kan bruke 90° eller 180° eller kontinuerlig roterende servoer. Støttede tilkoblinger er: Futaba-J og Hitec-S kompatible kontakter (figur 21(b)).



**Figur 4.21:** (a) viser servokontrolleren fra mindstorm og (b) viser de kompatible kontaktene for tilkobling av servoer.

NXTServo enheten trenger to ulike strømforskyninger. Spenningen som den logiske delen behøver er 5V. Denne forskyntes fra NXT modulen. Spenningen til motorene hentes fra en ekstern kilde. Kildens størrelse avhenger av kapasiteten og merkedata til de servoer som skal benyttes, samt lasten de skal trekke.

Produsenten oppgir noen begrensinger, som at NXTServo er laget for å kunne håndtere maksimalt 16V. Dette vil ikke bli et problem i denne sammenhengen i og med at RC servoene er ratet for langt lavere spenning. Den aller viktigste opplysningen er at den skal ikke kobles til en motorport på NXT, men til en sensor port. Det motsatte vil skade NXTServo kretsen. Tilkoblingen gjøres med en standard NXT kabel. Tabell 4.9 er produsentens retningslinje for valg av ekstern strømkilde. Mer om valg av batteripakke til NXT og ekstern kilde til servoer er å finne i kapittel 4.4.

NXTServo-v2 er designet slik at ved tilkobling av ekstern strømkilde vil ikke en reversert polaritet kunne operere RC servoen før dette er rettet. Reversert

Funksjon	Anbefalt batteri
Opptil 8 mini/mikro servoer, enhver last	6V - 4AA batterier
Opptil 6 mini/mikro RC servoer, moderat last	6V - 4AA batterier
Opptil 4 standard RC servoer, stor last	7.2V - RC Lithium Polymer batteri pakke
8 RC servoer, stor last	7.5V - RC NiMH batteri pakke

**Tabell 4.9:** Produsentens Batterianbefaling NXTServo-v2

polaritet over lenger tid vil kunne føre til skade på modulen. Det er og anbefalt å koble fra den eksterne strømkilden etter at NXT er slått av. Dette er fordi servoene vil trekke litt strøm. Servoene kobles direkte til NXTServo-v2 med signalpinnen pekende mot den tykke hvite linjen tilstøtende tilkoblingen.

Valget av denne kontrolleren er på grunnlag av de gunstige spesifikasjonene sett i denne sammenheng, samtidig som det er en enkel og god løsning som sparer tid og er kompatibel med valgt plattform og ønskede aktuatorer. Den tiden som er spart inn på hardware er i mine øyne mer verdt å benytte til å forske på selve styresystemet. Mer om tilhørende registre og programmering er gitt i kapittel 5 og i følgende artikler; *NXTServo-v2.pdf* og *NXTServo-v2 Macro.pdf*

Servotilkobling	Servotilhørighet
SV1	Pronasjon/Supinasjon, Arm
SV2	Radial/Ulnar deviasjon, Håndledd
SV3	Fleksjon/Ekstensjon, Håndledd
SV4	Fleksjon/Ekstensjon, Lille-, Ring- og Langefinger
SV5	Fleksjon/Ekstensjon, Pekefinger
SV6	Abduksjon/adduksjon, Tommel
SV7	Fleksjon/Ekstensjon, Tommel
SV8	Ingen

**Tabell 4.10:** Servotilkobling NXTServo-v2 kontroller



## 4.4 Energikilde

Jeg har tidligere tatt opp at energikilder kan påvirke de myoelektriske målingene av betydelig grad. Dette begrunner og den gode løsningen med å velge en Lego Mindstorm NXT 2.0 som prosesseringsenhet. Denne er klargjort for bruk av batteri, 6stk. AA (seriekoblet og tilsvarer 9V). På denne måten unngår vi og unødvendig påvirkning av støy. Som det taes opp i [WR04] bør både EMG forsterker og enhet for registrering forsiknes fra batterier i den hensikt å minimalisere 60Hz støy fra eksterne effektkilder.

Jeg har lagt til rette for å kunne koble til en strømilde via bananplugger ved programmering o.l. slik at en i disse oppgavene ikke er avhengig av batterier. Her er rød kabel/plugg +9V og sort kabel/plugg -0V. LEGO Mindstorm NXT 2.0 har og et oppladbart batteri som ekstrautstyr, merket som 9798 *Rechargeable Battery* på LEGO sine hjemmesider. Dette er en god løsning siden det kan ventes mye bruk av forskningshånden.

HiTec servoene i systemet er og valgt ut ifra de kan alle kjøre på 6V. Spenningskilden kobles til servokontrolleren NXTServo-v2 via ledningene på baksiden av arbeidsstasjonen som holder armen, som fordeler energien videre ut til servoene. Merk at digitale servoer ofte yter dårlig ved bruk av alkaliske batterier siden digitale servoer krever en høyere ampere enn hva disse klarer å levere. Ved batterikilde bør det derfor være en NiMH<sup>33</sup> eller NiCad<sup>34</sup> pakke i henhold til HiTec sine egne anbefalinger. Digitale servoer vil og virke med Lithium batterier, så lenge de leverer riktig ampere. For standard størrelse på digitale servoer er en tommelfingerregel 2A ved maks moment (Kilde: HiTec).

---

<sup>33</sup>Nikkel-Metall Hydrid celle

<sup>34</sup>Nikkel-Kadmium batteri

## 4.5 Sensorer -tilbakemelding

Sensorer for tilbakemelding er en viktig del av en myoelektrisk protese, og derfor og en proteseforskningshånd. Jeg har valgt å begrense oppgaven til å ikke inkludere andre sensorer enn de som allerede kommer med aktuatorene. Grunnen til det er at jeg så tidlig at oppgaven er av en dimensjon som er ideelt sett krever mer tid enn hva som er tildelt ved en masteroppgave. Jeg har derfor valgt å legge tilrette i mitt design for inkludering av flere sensorer i en neste oppgave, men har beholdt mitt fokus på realisering av en forskningshånd med god konstruksjon og gode leddfunksjoner. Jeg velger allikevel å ta med et kapittel som belyser hva jeg mener er en veldig aktuell sensorkandidat.

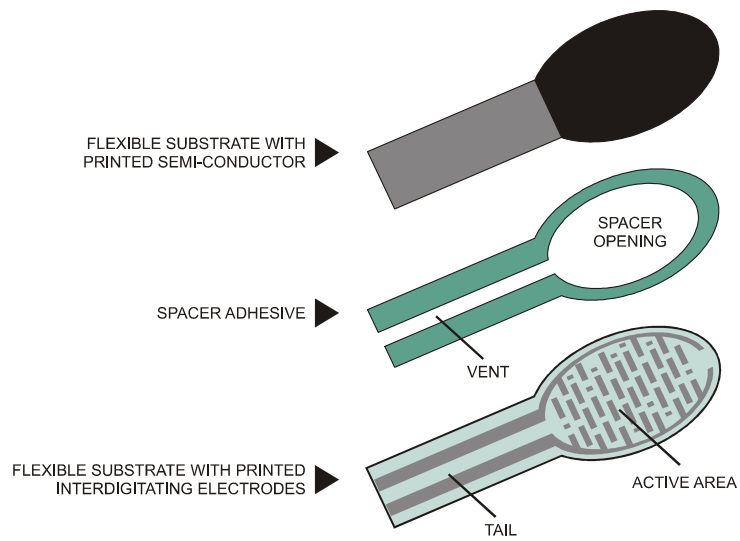
### 4.5.1 Berøring



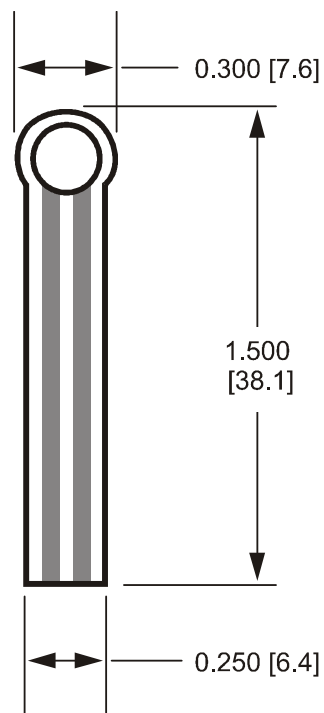
**Figur 4.22:** (a) og (b) gir et bilde av Interlink Electronics sin kraftfølende sensor (FSR).

En god og nødvendig sensor for tilbakemelding som jeg legger opp plass til på håndprotesen er Interlink Electronics sin Kraft Følende Sensor del nr.400, figur 4.22. Dette er en veldokumentert sensor [Ele10] (*Interlink FSR Sensor*), med gode egenskaper og har en overkommelig størrelse til dette bruk. Den er fleksibel og enkel å integrere, samt at den er kommersielt enkel å anskaffe.

Dette er en Polymer Tykk Film (PTF) enhet som gir en avtakende motstand tilnærmet proporsjonalt med økningen i kraft tilført den aktive overflaten. Produsenten oppgir at kraft sensitiviteten er optimalisert for bruk i menneskelig berøringskontroll av elektriske enheter. Den er ikke en belastningscelle eller en strekkspenningsmåler, men har tilsvarende egenskaper. Ytterligere egenskaper kan leses i databladet.



(a) Splittegning



(b) Dimensjoner. Aktivt område  $\varnothing = 5\text{mm}$

**Figur 4.23:** (a) og (b) viser utforming av Interlink Electronics sin kraftfølede sensor (FSR).

For videreutvikling med mer avanserte sensorer anbefaler jeg at forskeren leser og setter seg inn i dokumentet til Cranny m.fl. [CCC<sup>+</sup>05]. (*Thick-film force and slip sensors for a prosthetic hand*)

Tilbakemelding til brukeren på hvor mye kraft han eller hun klemmer med kan gjøres på en enkel måte tilsvarende løsningen som sitter i Dean Kamen sin *Luke* arm. Kraftsensorene som er plassert i fingrene gir pådrag til en vibrerende motor (tilsvarende en mobiltelefon vibrator) som øker i styrke proporsjonalt med kraften på berøringen. Motoren kan enkelt plasseres på innsiden av beltet eller liknende. Motoren kan velges til å vibrere kun under endring av kraften slik at et vedvarende fast grep ikke ender med å være plagsomt for brukeren.

### 4.5.2 Posisjon

Tilbakemelding på aktuatorposisjon og bevegelse gjøres via innebygd potensiometer. Dette gjelder alle servoer jeg har valgt. Servokontrolleren (NXTServo-v2) i systemet er kompatibel med denne funksjonen og vil levere posisjoner tilbake til LEGO Mindstorm NXT enheten.

På de de to digitale servoene jeg benytter til fingrene (eks. tommel) forsøkte jeg i første omgang med tilsvarende servoer for kontinuerlig rotasjon. Potensiometeret er da plassert på utsiden av selve servohuset, og på den måten er det mulig med kontinuerlig rotasjon. Det første prinsippet var da å hente inn senen som på en vinsj. Med potensiometeret på utsiden ble servoen veldig følsom for utslag og det var vanskelig å styre den nøyaktig. Jeg gikk av den grunn over til å beholde potensiometeret inne i servoen og benytte løsningen med servohorn.

Potensiometeret som sitter i servoene er av den indirekte drivverktypen med to glidere (figur 4.24).



**Figur 4.24:** Potensiometer til Hitec HS-5085MG servo

## 4.6 Sensorer -pådrag

Tilkoblingen til personen vil være gjennom en differensiell EMG-elektrode med innebygget forforsterker. Elektroden festes til huden på underarmen (helst et barbert område). I tillegg til de to differensielle inngangene kobler vi alltid en referanseelektrode (signaljord) til personen, typisk på et sted der vi har liten eller ingen muskelaktivitet.

Uten referanseelektroden ville personen hatt et vilkårlig elektrisk potensial [yS09]. Potensialet ville ligge langt utenfor spenningsområdet til forskerens differensielle innganger. Dette potensialet vil opptre som en common mode-komponent på forsterkerens innganger. Forsterkeren vil da gå i metning eller få en respons som er helt uforutsigbar. Signalet vil da bli helt borte eller ubrukelig.

Ved siden av dette har referanseelektroden i oppgave å bedre common mode-undertrykkelsen til systemet ved å sørge for at forsterkerens signaljord til enhver tid ligger på common mode potensialet og dermed minimalisere den common mode spenningen som forsterkeren ser”.

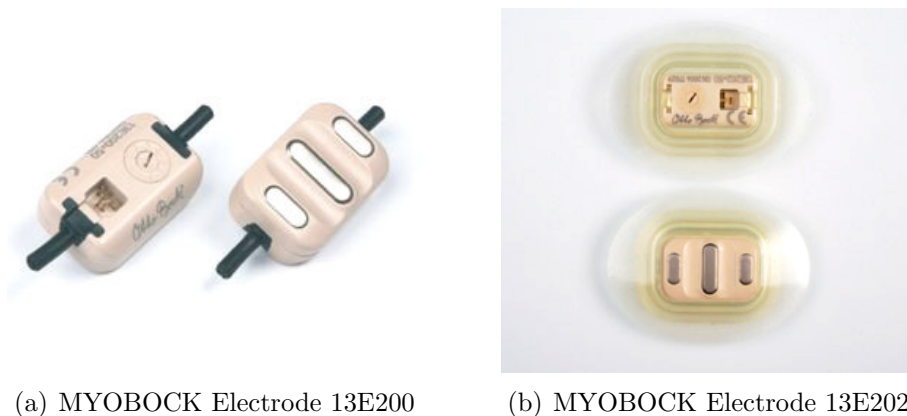
Som nevnt tidligere legger vi referanseelektroden til et sted med minst mulig muskelaktivitet. Dersom denne elektroden plasseres på eller i nærheten av en muskel, vil muskelens EMG-signal forskyve elektrodens potensial (forsterkerens signaljord) i forhold til det vi kan kalle kroppspotensialet” ( $E_{cm}$ ). Som [yS09] forteller vil dette EMG-signalet utgjøre et common mode signal sett fra forsterkeren, og vil forårsake en forurensning” av nyttesignalet vårt.

SMES er følsom for også andre typer forstyrrelser, som ”Motion Artifacts”, forårsaket av relativ bevegelse mellom elektrode og vev. Jeg omtaler dette i [Håk09] med mekanske løsninger, men senere forskning viser og at dette kan kompenseres for i programvare hvis vi måler bevegelsen i tillegg til SMES spenning. Forskning utført av José Francisco Mainou Gómez i 2009 ved NTNU ledet til design av en elektrode som tilrettelegger for denne tilleggsmålingen.

Muskel aksjonspotensialet sprer seg 3 til 5 m/sek, og varer i 2 til 15ms, avhengig av muskelen. Potensialet svinger fra ca.  $-85\text{mV}$  til en topp på  $+30\text{mV}$  tilbake til ca.  $-85\text{mV}$  [Góm09]. Amplituden til det observerte signalet er mye

lavere enn det potensialet vi finner over overføringsmembranen. Typisk vil vi finne en spenning i området som strekker seg fra  $10\mu\text{V}$  til  $10\text{mV}$  [Håk09]. Vevet som ligger mellom muskelen og huden svekker og sverter signalet gjennom en vevsfiltreringseffekt. Signalet vi sitter igjen med likner svært mye på hvit støy.

Ideelt i proteser benyttes myoelektroder liknende eller tilsvarende de Otto Bock produserer (figur 4.25) som har innebygd en operasjonsforsterkerkrets med common-mode ekskludering. Instituttet for Teknisk Kybernetikk ved Øyvind Stavdahl<sup>35</sup> har tidligere utviklet en forsterkerkrets for myoelektrisk avlesning, med tilhørende enkle elektroder med ekstern referanse node. Denne anbefales derfor å benyttes som en del av systemet for forskningshånden til opptak av signaler og videresending av disse til de analoge inngangene på Mindstorm NXT 2.0.



(a) MYOBOCK Electrode 13E200

(b) MYOBOCK Electrode 13E202

**Figur 4.25:** (a) og (b) viser det nyeste innen myoelektroder med MYOBOCK Electrode; 13E200 serien.

---

<sup>35</sup>MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics

### 4.6.1 Elektrodeplassering

Plasseringen av elektrodene på underarmen vil være kritisk for gode myoelektriske avlesninger. Kontaktflaten for avlesning bør sitte nærmest mulig den muskel som utfører handlingen, og i langs lengderetningen på muskelfibrene. Figur A.1 og figur A.2 (appendiks A.3) [Håk09] viser en ideell plassering av elektrodene. Elektrodene vil da være plassert over musklene som styrer vinkelen i pronasjon/supinasjon, fingerfleksjon/-ekstensjon og håndleddsflexjon/-ekstensjon. Musklene dette omfatter er gitt i tabellen (4.11) under med nummerert elektrode plassering. Plasseringen er å finne igjen på de nevnte figurene i kap. A.3. I figurene har jeg nyansert de aktuelle musklene i ulike farger så det skal bli lettere å skille på hvilke som gjør hva.

Elektrode nummer	Øvelse	Navn på muskel (Latin)
1	Finger fleksjon	Flexor Digitorum Sublimis/Superficialis
2	Finger strekk	Extensor Digitorum Communis
3		Flexor Carpi Radialis
4		Flexor Carpi Ulnaris
5	Pronasjon	Pronator Teres
6	Supinasjon	Supinator
4	Håndledd fleksjon	Flexor Carpi Ulnaris
3		Flexor Carpi Radialis
7	Håndledd strekk	Extensor Carpi Radialis Brevis/Longus
8		Extensor Carpi Ulnaris
2		Extensor Digitorum Communis

**Tabell 4.11:** Elektrodeplassering underarm og tilhørende muskler navngitt i kronologisk rekkefølge ut ifra bidrag til øvelse.

Plasseringen av elektrodene som vises er gjort ut ifra egenstudie [Håk09] og tidligere masteroppgave av Fougner [Fou07] med videre henvisninger. Som det kan sees av figurene her jeg endret noe på plasseringen som (i teorien) vil gi en bedre avlesning. Merk at venstre illustrasjon i figur A.2 er gjengitt med lag nummer to av muskler sett utenfra.

Merk, som beskrevet av Fougner ([Fou07]), at musklene *Opponens Pollicis*, *Flexor Pollicis Brevis* og *Abductor Pollicis Brevis*, bidrar til fingerfleksjon men kan ikke regnes med siden de alle er å finne i selve hånden. Muskelen *Pronator Quadratus* som bidrar til pronasjon sitter og muligens for dypt til



deteksjon av signal. Merk og at elektrode 4 og 8 med tilhørende muskler kan nyttes til måling av MES for kontroll av *Ulnar Devisjon* og 3 og 7 for kontroll av *Radial Devisjon*.

Men som nevnt er dette en ideell plassering av elektroder som vil kreve hele 8 sensorer og en betydelig mengde med databehandling. Med mitt system for en proteserelatert forskningshånd har jeg sett for meg at videre arbeid begynner med avlesning fra et mindre antall elektroder og får enkeltfunksjoner til å operere optimalt før en samler data fra så mange som 8 elektroder for multifunksjonell styring. Multifunksjonell styring med et mindre antall elektroder ville være det beste.

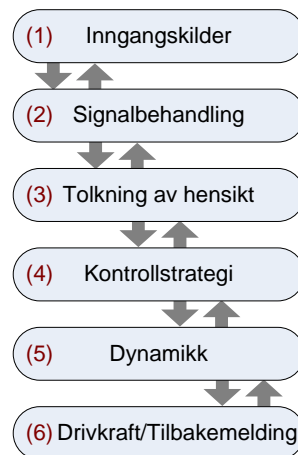


# 5

## Programvarebasert styresystem for flerfunksjonell hånd

---

Løsningen av det overordnede kontrollsystemet er valgt med grunnlag i et inngående litteraturstudie og forskning utført i mitt forprosjekt til masteroppgaven. Jeg ønsker derfor å ta med et kapittel som oppsummerer det programvarebaserte styresystemet jeg ser for meg implementert på det maskinvarebaserte styresystemet jeg har valgt. Dersom leseren i etterfølgende kapitler finner det av interesse å lese mer om teorien bak løsningsmetodene kan dette studeres i [Håk09].



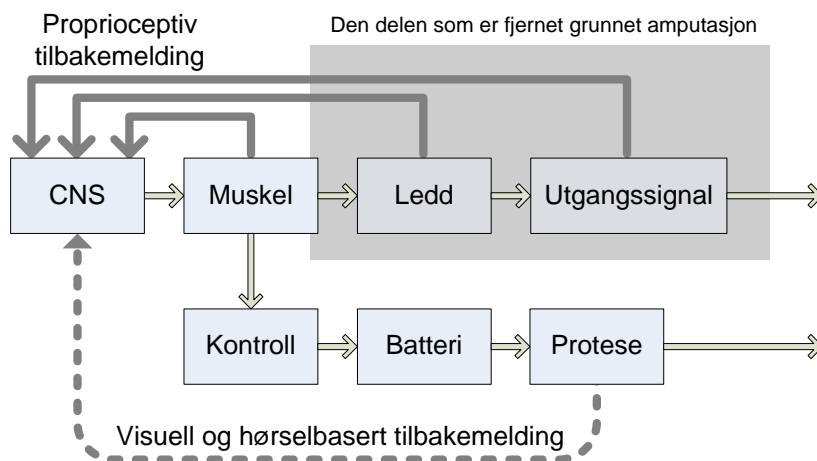
**Figur 5.1:** Figuren viser en lagvis oppdeling av kontrollsystemet som moduler.

Kontrollsystemet kan med fordel deles opp lagvis som vist i figur 5.1. I prosjektoppgaven hadde jeg fokus på lagene; (2), (3) og (4). Masteroppgaven har hatt fokus på løsninger, maskinvare og konstruksjon for lagene; (1), (5) og (6). I dette kapitlet ønsker jeg å oppsummere prosjektoppgaven for å gi leseren og videre studenter innen proteserelatert forskning et helhetlig bilde

av løsningen, (1)-(6).

Løsninger fra prosjektoppgaven støttes av ulike forskningsorganisasjoner og institutter i deres publikasjoner og medieinformasjon. Grunnlaget for konklusjoner er henvist med referanser. Der det kun referes til kapittel nummer, er dette kapittel i [Håk09].

## 5.1 Myoelektrisk signal som inngangsverdi



**Figur 5.2:** Blokkdiagram som illustrerer sammenhengen mellom normale og myoelektriske kontroll systemer. Nyansert felt viser område fjernet ved amputasjon. Figuren er hentet fra [Håk09], gjengitt etter Parker&Scott.

I prosjektoppgaven min viste jeg denne figuren som gjengir de essensielle elementene til et myoelektrisk kontrollsystem. De nyanserte feltene viser hvilke elementer som faller bort ved en amputasjon, og hvor myoelektrisk kontroll og protese tar over.

Det innledende studiet jeg utførte i prosjektoppgaven førte til avgjørelsen å styre en håndprotese med detekterte myoelektriske signaler. Historien av forskning innen temaet forteller at p.g.a. de instrumentelle problemene rundt mange kanaler av MES, og det at det fort oppstår dårlig kontakt, begynte man å løse myoelektrisk kontroll ved å maksimere informasjonsinnholdet i hver enkelt kanal. Først med rene statistiske metoder som; *gjennomsnittsverdi*, *varians*, *størrelse av tredje moment*, *null overgang/zero crossing*, *autokorrelasjon funksjon*, og *effekt spektral tetthet*. Senere med *short-time Fourier transform*, *wavelet*, *wavelet packet transforms* og *høyere ordens spektralanalyse*.

Forskning fra 1990 frem til i dag viser at den myoelektriske kontrollen av en flerfunksjonell protese står og faller på gode målinger og gode egenskapssett frem til klassifikatoren.

### 5.1.1 Elektronisk Signalbehandling

Elektrodesignalet er svakt, typisk 0.1 til 5mV, og med en høy impedans, 20–1 000kohm [Góm09]. Gómez skriver i sin rapport at dette krever en stor forsterkning med høy impedanse inngang ( $> 108\text{ohm}$ ) og lav støy. Forsterkere for bipolare og tripolare elektrode oppsett bør gi en common-mode avvisning (CMRR) på  $> 80\text{dB}$ .

Hvis vi har en signalforsterkning på 10 000 og en CMRR på 80dB vil disse kansellere hverandre (80dB tilsvarer en faktor på  $10^4$ ). En forsterker på 80dB er en god forsterker, og det er og viktig å vite at koblingsimpedansen i praksis varierer sterkt, ved at f.eks. personen flytter seg nærmere en nettleiding, og/eller distanserer seg fra jordplanet. Ved uheldige forhold kan common mode-signalet fullstendig dominere utgangssignalet på forsterkeren [yS09].

Som nevnt i kapittel 4.6 kan man unngå migrering av støy og brumm inn i lav-nivå elektrodekablene ved bruk av aktive elektroder med innebygde forsterkere.

Den store variasjonen av signalintensitet krever en individuell forsterkningsjustering. Det må gjennomføres signalfiltrering slik at en kan fjerne høyfrekvent støy, lavfrekvent bevegelses artefakt og brumm fra kraftledninger.

**Lav-Pass filtrering.** EMG råsignalet ligger stort sett mellom 20 og 200Hz, med mindre komponenter opp til 1000Hz og ned til 2 til 3Hz. Dette er avhengig størrelse på elektrode og plassering. På grunn av at de høyfrekvente delene i økende grad inneholder støy og ikke bidrar med signifikant informasjon, brukes det ofte et lav-pass filter satt til 500 til 600 Hz.

**Høy-Pass filtrering.** Ladningsgradienten til elektrode-elektrolytt kontaktflaten altererer i kapasitans under bevegelse. Lav-frekvent interferens, bevegelsesartefakter, bør derfor kuttes med et 10 til 20Hz høy-pass filter.

**Smal-bånd filter**<sup>36</sup>. Brumm fra kraftledninger, særlig forårsaket av knapp elektrode kontakt, kan undertrykkes ved bruk av et 50/60Hz smal-bånd filter.

---

<sup>36</sup>notch filter

Gómez forteller at det diskuteres stort om korrekt filtersetting, avhengig av elektrodedesign, plassering og subjekt som skal måles. Men siden det ikke finnes spesifikk informasjon innen bestemte frekvens intervaller av det stokastiske råsigalet, forårsaker en sterkere filtrering resultatene kun marginalt [Góm09].

Til manuell signalkontroll kan en bruke et oscilloskop. Testing utføres ved å undersøke signal variasjon under vilkårlig sammentrkning og avslapning. EMG har stokastisk karakter og kan ikke skilles enkelt fra støy og annen interferens. Det bør brukes spektral analytisk bilde til å oppdage endringene.

## 5.2 Matematisk Signalbehandling

Dette kapitlet baserer seg på [Håk09]([Åpne PDF](#)), og kapittelreferanser er hentet fra denne. Før en hver klassifisering i et mønstergjenkjenningssystem utføres en egenskapsuttrekking<sup>37</sup>. Denne initielle oppgaven kan deles inn i to hovedgrener; *Tidsmessig tilnærming*<sup>38</sup> og *Spektral tilnærming*<sup>39</sup>. Tidsmessig tilnærming antar at det myoelektriske signalet er stasjonært, noe det ikke er kap. 2.6.2. Jeg velger derfor en spektral tilnærming, og jeg vil i dette kapitlet kun legge frem min løsning. For ytterligere forklaring på andre løsninger og metoder kan dette studeres i kap. 2.6.

### Egenskap uttrekking, Løsning fra Prosjektoppgave

Det myoelektriske signalet leses av via myoelektroder. Signalene stykkes opp ved bruk av et *Blackman vindu* før en *Wavelet Packet Transform analytator* filtrer signalet inn i pakker via et balansert tre av høypass- og lavpass-filtre. Egenskapene fra energikoeffisientene kjøres gjennom en *Fuzzy C-Means* algoritme hvor egenskaper som maksimerer evnen for klasse separerbarhet blir valgt, egenskaper som ikke spiller en rolle i klassifiseringsresultatet fjernes. *Principal Component Analysis* angriper det nye egenskapssettet i den hensikt å fjerne redundans og redusere dimensjonen uten tap av avgjørende data.

**Blackman vindu -Oppdeling av lest signal.** Ved å kjøre et glidevindu over MES signal opptaket velger jeg ut porsjoner av signalet. Som jeg så på i prosjektoppgaven er de parametrene som er av størst påvirkning på klassifikatoren; *egenskaps settet*, *opptaks lengde* og *inkrementering av vindu*. Opptakslengden settes til  $N=256$  og og utvalget av Blackman type vindu til  $M=32$ .

Som en ser av figur 5.3 har Blackman vinduer litt bredere midtlober og mindre sidebånd lekkasje enn tilsvarende lengde av Hamming og Hann vinduer. Samplingsfrekvens settes til 1kHz.

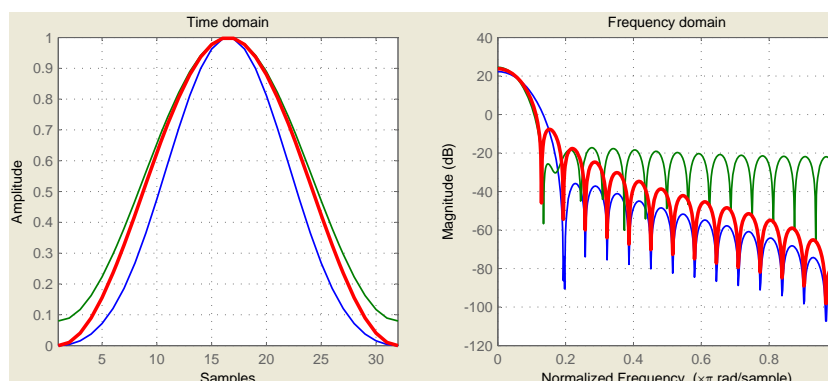
---

<sup>37</sup>Feature Extraction

<sup>38</sup>Temporal Approach

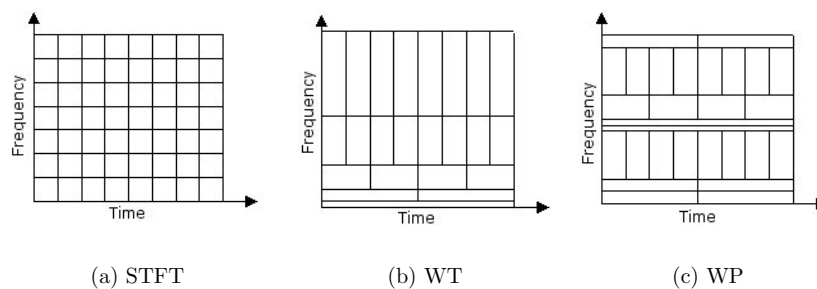
<sup>39</sup>Spectral Approach





**Figur 5.3:** Grafisk fremstilling av de ulike vindu-egenskapene til Blackman, Hamming og Hann. Grafene illustrerer koeffisientene til vinduene. Blackman vinduet er gitt ved  $w[k + 1] = 0.42 - 0.5 \cos\left(2\pi \frac{k}{n-1}\right) + 0.08 \cos\left(4\pi \frac{k}{n-1}\right)$   $k = 0, \dots, n - 1$ , hvor  $n$  er antall punkter i vektoren vi ønsker. Blackman; blå, Hann; rød og Hamming; grønn.

**Wavelet -Egenskap uttrekking.** Innen fagfeltet myoelektriske proteser er det lagt ned et betydelig arbeid innen spektralanalyse. Metoder som er forsøkt er *Fast Fourier Transform* (FFT), *Short-Time Fourier Transform* (STFT), *Wigner-Ville Distribution* (PWVD), *Choi-Williams Distribution* (RWED), *Continuous Wavelet Transform* (CWT) og *Wavelet Packet Transform* (WPT).



**Figur 5.4:** Grafisk fremstilling av frekvens *tiling* med de ulike metodene.

*Wavelet* er en bølgeliknende oscillering med amplitude som starter ved null, øker, for så å avta tilbake til null. En wavelet er en matematisk funksjon brukt til å dele en gitt funksjon eller et tidskontinuerlig signal inn i ulike skala komponenter (figur 5.4). *Wavelet-transform* er representasjonen av en funksjon ved wavelets (med ytterligere forklaring under kap. 2.6.4).

**Fuzzy C-Means -Egenskap utskilling.** I fuzzy clustering har hvert punkt en grad av tilhørighet til ulike klynger, akkurat som i fuzzy logic, og ikke fullstendig tilhørighet til en klynge. Punkter på kanten av klyngen kan være mindre inne i klyngen enn de som ligger nærmere senter. For hvert punkt  $x$  har vi en koeffisient som angir graden av å være i  $k$  klyngen,  $u_k(x)$ . Summen av disse koeffisientene for en gitt  $x$  er definert til å være 1. Med Fuzzy C-Means er sentroiden av klyngen gjennomsnittet av alle punkter, vektet av deres grad av tilhørighet til klyngen. Algoritmen minimaliserer intra-cluster varians, men minima er et lokalt minimum og resultatet avhenger av det initielle valget av vektorer. Oppsummert fjerner metoden de like egenskapene. Se kap. 2.6.5 og 4.5.3 for algoritmer og forklaring.

**Principle Components Analyse -Dimensjon reduksjon.** Den høye dimensjonen av egenskapsvektoren gir en økning av læringsparametre for klassifikatoren, og konvergenen av læringsfeil forringes. Av den grunn er det essensielt å utføre en dimensjonreduksjon før egenskapsvektoren går videre til mønstergjenkjenneren. PCA vil fjerne redundans ved projeksjon av egenskapene over på tilhørende egenvektorer og beholde de som korresponderer til høyest egenverdier. Se kap. 2.6.6 og kap. 4.5.5.

## 5.3 Tolkning av hensikt

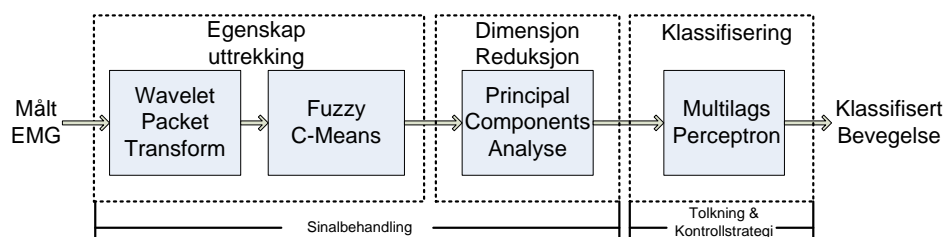
### Klassifisering, Løsning fra Prosjektoppgave

Residualet fra *PCA* er nå linearisert og passer godt inn i en *Lineær Diskriminantfunksjon* eller et *Multilags Perceptron Nevralt Nettverk* klassifikator for mønstergjenkjenning av ønsket handling.

Netverk har to primære former for drift: feedforward og læring. MPNN kan trenes off-line ved bruk av minste kvadraters estimering og backpropagation. Backpropagation er basert på avtagende gradient av feil (Gradient Descent). Den er effektiv og nyttig, og enkel å forstå. Mange andre treningsmetoder kan sees på som en modifikasjon av den. Styrken til backpropagation er at den tillater oss å kalkulere en effektiv feil for hver skjult enhet, samt utlede en læreregel for inngang-til-skjulte vektorer. Valg av treningsdata som inneholder en stor variasjon av bevegelser er viktig. Dette gjør vi slik at nettverket kan kjenne igjen flest mulig ulike bevegelser.

Ved implementering av LDA kan vi bruke likning 2.13 (prosjektoppgaven). Her bruker vi minstekvadraters estimering for å finne den beste verdien av  $W_j$  og  $w_{0j}$  (likn.2.13).

Videre brukes vinkelen vi får fra MPNN eller LDA til å styre en servokontroller ved hjelp av proporsjonalkontroll.



**Figur 5.5:** Blokkdiagrammet illustrerer programvareløsningen av systemet oppsummert. Vi ser her de ulike funksjonene; WPT, FCM, PCA og MPNN, plassert innenfor modulene; Egenskap Uttrekking, Dim.Red. og Klassifisering, satt inn i systemlagene; Sig.behandling, Tolkning og Kontrollstrategi.

## 5.4 Kontrollstrategi

Vi kan kontrollere en gripefunksjon eller en bevegelsesoppgave ved bruk av en enkel muskelgruppe, eller to ulike muskelgrupper. Terminalenheten<sup>40</sup> kan operere ved konstant hastighet eller være hastighetkontrollert. Variasjonene i hvordan PMES blir brukt til kontroll kaller vi for kontrollstrategier. Tenkt kontrollstrategi er å bruke mer enn en muskelgruppe til en funksjon, og hastighet- eller posisjonskontrollere leddfunksjonene med muligheter for kontinuerlig korrigerings.

Vi muligheten for Two-Site system og Single-Site system. Min tanke her er bruk av det første alternativet med flere bipolare kanaler. For å sørge for at protesen ikke utfører bevegelse når brukeren ønsker at den skal forholde seg i ro, selv om han/hun har en liten muskelaktivitet kan vi sette en amplitudeterskel som sørger for dette. Denne terskelen må justeres individuelt til brukeren. Det er også av betydning å vite som logisk er; øker vi forsterkningen til den differensielle forsterkeren senker vi og terskelen for når funksjonen skal være aktiv/inaktiv. Skulle brukeren oppleve å ha en simultan bruk av to motvirkende muskelgrupper samtidig, vil vi enkelt løse dette ved å respondere på signalet som er først ute, og blokke det motstridende.

Som nevnt bruker Single-Site systemer kun en muskelgruppe til å styre en terminalanordning. Disse systemene passer spesielt godt der amputasjonen er relativ fersk, hvor residuallemmets areal og hylseplass er begrenset. Vi bruker da bare et PMES og må derfor styre terminalen ut fra dette.

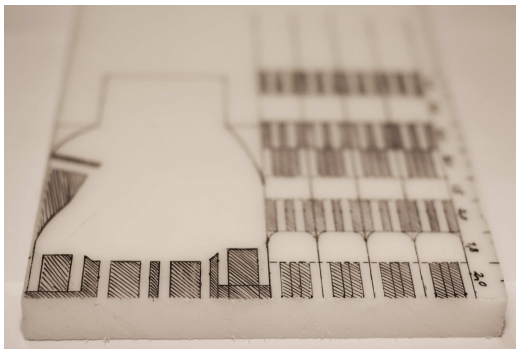
---

<sup>40</sup>Anordning styrt med PMES (Prosessert MyoelEktrisk Signal)

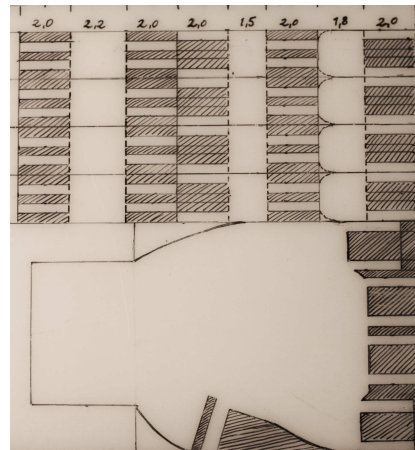
# 6

## Resultat

### 6.1 Produkt Prototype



(a) Plateutforming 1



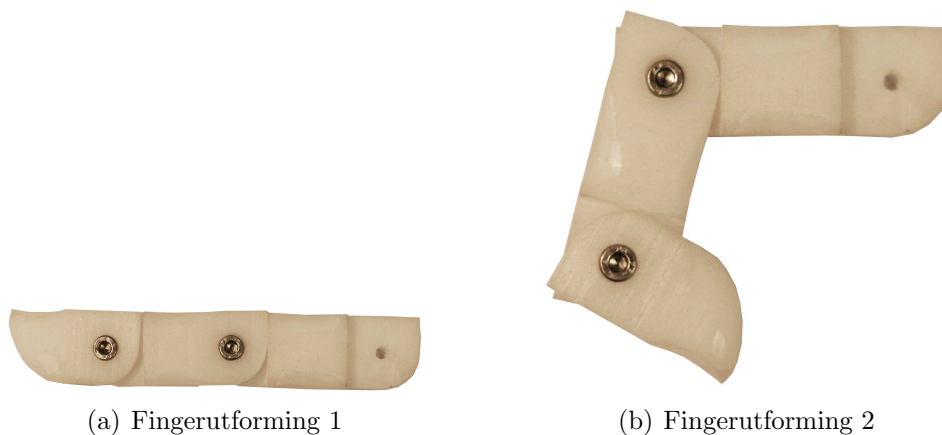
(b) Plateutforming 2

**Figur 6.1:** (a) og (b) illustrerer et tidlig stadiet av prototypeutforming med 20mm akrylplate. Utformingen er på dette stadiet inspirert av i-Limb og WE-4RII

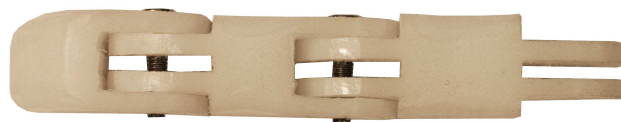
Figur 6.1 til og med figur 6.6 viser en prototypeutforming av en protesehånd i fullskala. Valg av materiale, 20mm akrylplate, for prototype er grunnet muligheter for enkel og hurtig utforming. Materialet ser ut og har egenskaper som en “myk” form for farvet pleksiglass. Det er enkelt å skjære i med for eksempel kniv for utforming av kurvatur. Materialet er likevel tilstrekkelig stivt for å opprettholde form av mindre detaljer under påvirkning av stress.

Ved å benytte meg av en prototype før en utforming i aluminium/metaller/POM har jeg enkelt kunne se utfordringer som ikke kommer frem på ark. Et konkret eksempel på dette er festeanordningene mellom fingre og håndflate. Som det

går frem av både prototype, CAD tegninger og ferdig produkt har det vært viktig for meg å utforme hånden med feste til fingre av ulik dybde i håndens lengderetning. Dette gir et mest mulig naturlig grep, og hjelper f.eks. til med å holde kuleformede gjenstander mer stabilt, ved at lillefinger får mulighet til å støtte opp under gjenstanden. Her var det enkelt under den initielle skisseringen å tenke at en diverse skruer lar seg vinkle på plass for feste av langefinger og ringfinger som blir liggende mellom de ytterste leddfestene. Fullt så enkelt var det ikke, og med en prototype kunne jeg hurtig og uten å være redd for å borre noen hull for mye, prøve flere alternative løsninger. Jeg har derfor hatt stor nytte av å sitte på en slik prototype. Skissering og fremstilling av denne tok i effektiv arbeidstid ca. 1 uke. Dette er arbeidstid jeg mener i høy grad er verdt denne prioriteringen.



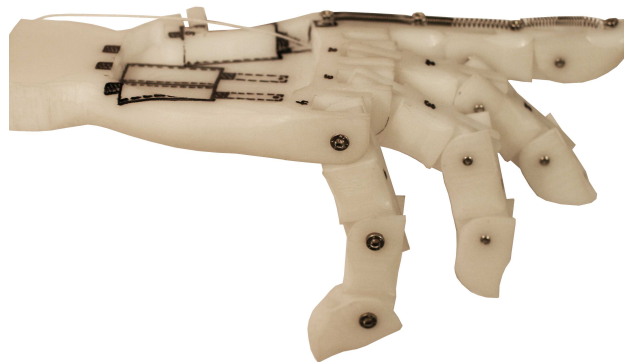
**Figur 6.2:** (a) og (b) illustrerer en prototypeutforming av en finger med 20mm akrylplate. Fingeren har tre ledd som normalt og en naturlig “stopkant” i alle ledd ved full ekstensjon.



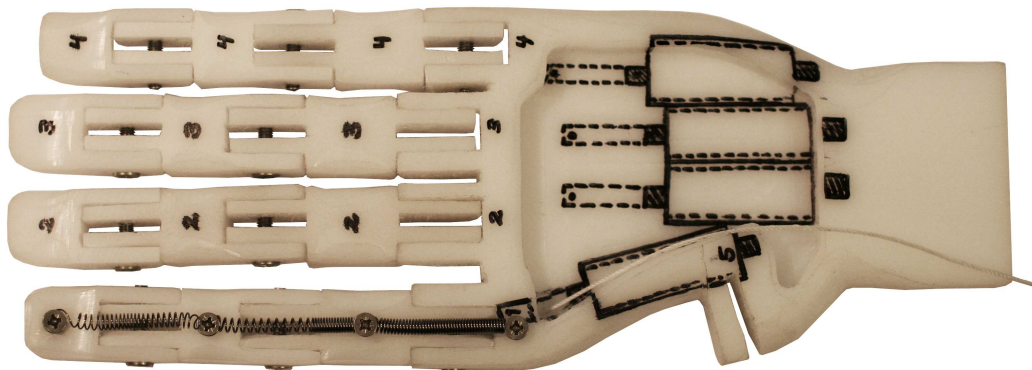
**Figur 6.3:** Prototype protesefinger

Det finnes en rekke løsninger for å få fingre på en håndprotese til å bevege seg mest mulig naturlig. Figur 6.5 og 6.6 illustrerer en tenkt løsning hvor en fjærbelastning på oversiden av fingre sørger for strekk mens en snor eller vaier trekker fingerleddene mot håndflaten. Kraftdraget går innom hvert ledd, men er kun endelig festet i endeledet (fingertupp). Denne løsningen vil gjøre at

hvert fingerledd krummer seg over gjenstanden som skal gripes med mer eller mindre jevn og fordelt belastning avhengig av styrke på overliggende fjærbelastning ved hvert ledd. Bevegelse uten transmisjonslager/hjul viser at vokset taklingsgarn (1mm) glir med mindre friksjon kontra en gir/bremsevaier hentet fra en sykkel fordi denne ikke vinkles like lett og skaper større friksjon mot leddene. Enkle tester som dette på en prototype i forkant av produktfremstilling, har gitt raske praktiske svar på hvordan utfordringer kan løses.



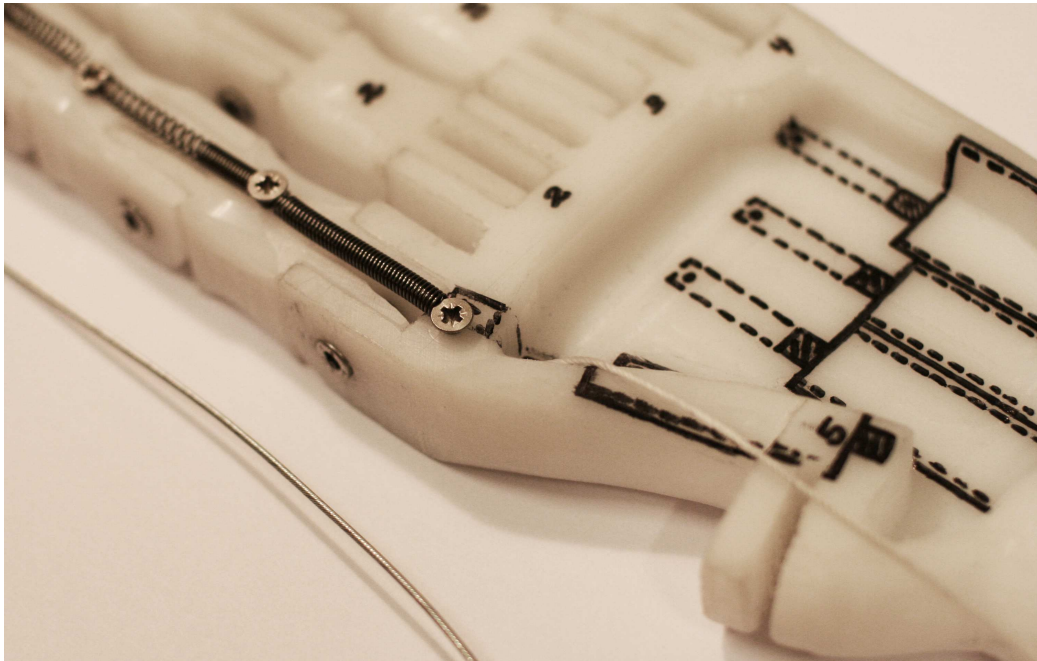
**Figur 6.4:** Utformet sammensatt prototype håndprotese



**Figur 6.5:** Utformet sammensatt prototype håndprotese

Figur 6.5 gir et tydelig bilde av forsøk hvor jeg har tegnet inn PQ-12 aktuatorer fra det kanadiske firmaet *Firgelli Technologies Inc.* (ref. kap. 2.2.6). De stiplede linjene ut mot finger 1 til 4 viser fullt utslag av aktuatorstempelet. Jeg utførte også andre forsøk med hvordan jeg kunne oppnå riktig retur av fingerledd med fjæring. Figur 6.5 viser spiralfjær med ulik strekk montert i overkant av finger, samt bruk av sterk vokset tråd kontra tynn sykkelvaier som trekkseene. Bruk av en prototype gir deg og muligheten til å registrere hvor mye kraft som må til for å trekke inn en finger ved ulik egenprodusert

fjæring, og ikke minst nyttig erfaring om hvor grensen går for når senen ligger for nært leddet og da kun presser leddet sammen og ikke gir den nødvendige “knekken”.



**Figur 6.6:** Utformet sammensatt prototype håndprotese

Sist men ikke minst. Mye av kreativiteten kommer med det å kunne “fikle” med noe fysisk.





**Figur 6.7:** Utformet sammensatt prototype håndprotese med lateks hanske som “hud”. Her demonstreres effekten av fingerkrumming med aktuatortrekk via sene.

## 6.2 Produkt Resultat

I denne oppgaven skulle jeg lage en eksperimentell hånd som kan brukes til demonstrasjon av og forskning innen flerfunksjonell protesestyring. Hånden har blitt realisert i samarbeid med instituttets mekaniske verksted. I praktiske oppgaver hvor en er avhengig av et samarbeid med verksteder er det viktig å komme tidlig i gang med produksjonen, da man ikke kan forvente å alltid stå først i køen. Jeg prioriterte derfor tidlig å sette opp en fremdriftsplan i MS Office Project, deretter utforme en prototype ut ifra et bakgrunnsstudie, for så å tegne et førsteutkast til arbeidstegninger i SolidWorks (CAD). På denne måten fikk instituttets verksted tidlig et bilde av hva jeg ønsket og kunne bestille inn materialer og begynne grovutformingene. Underveis i oppgaven har nye utkast til hånden blitt til, både på grunnlag av egenstudier, tilbakemeldinger fra verkstedet og anbefalinger fra veileder. Det endelige produktet er helt og fullt produsert ut ifra egne tegninger.

Mange av de maskinelle oppgavene ved verkstedet utføres med større maskiner som krever opplæring i henhold til HMS bestemmelser om sikkerhet ved Universitetet. Alle mindre oppgaver som ikke krever opplæring på større verktøy er utført på egenhånd.

Dette har i stor grad vært en praktisk oppgave, og for å demonstrere produktet korrekt for leseren, ser jeg det som en nødvendighet å forklare med en del bilder i dette kapittelet. Jeg vil allikevel anbefale leseren å studere løsningen i virkeligheten siden dette gir et fullstendig helhetsbilde og et korrekt forhold til proporsjoner. Detaljer ved utformingene kan og studeres i arbeidstegningene som ligger ved (ref. kap. A.2), eller i SolidWorks med filene som ligger ved på DVD (ref. kap. A.1; \*.prt/\*.sldprt, \*.asm/\*.sldasm, \*.drw/\*.slddrw).

Hånden er ment for proteserelatert forskning, og er i den hensikt montert på en arbeidsstasjon (to kvadratiske plater montert i L-form, ca.60cm), som og Instituttets verksted har mulighet til å kle inn i pleksiglass for beskyttelse ved skole demonstrasjoner/promotering. Arbeidsstasjonen gjør det og enklere for en forsker å prøve ut bevegelser. Stasjonens størrelse er valgt for å gi hånden fri bevegelse i alle dens frihetsgrader.

Alle servoer som er montert har til felles at de aksepterer en driftspenning på 6V. Noen kan håndtere en høyere spenning, men kraftmessig skal dette

være tilstrekkelig. Det betyr at servokontrolleren NXTServo-v2, som fordeler driftsspenningen ut til servoene kan mates med 6V. Dette er det uttak for på baksiden av arbeidsstasjonen med to bananplugg. Rød ledning er +6V og sort er 0V.

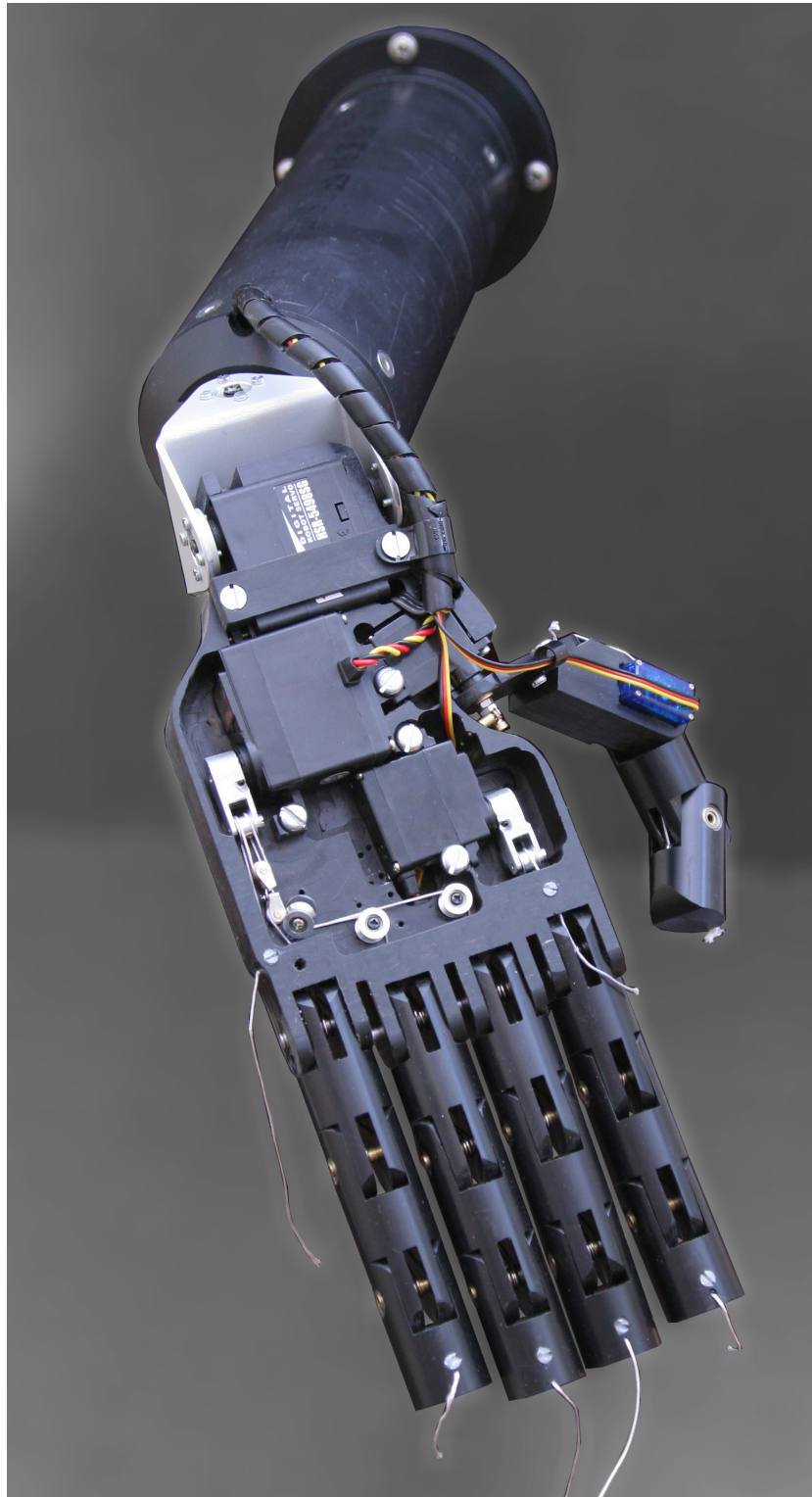
På baksiden av arbeidsstasjonen kommer det og ut en ledning med RJ12 kontakt (høyreside tilpassning). Dette er styretilkoblingen til NXTServo-v2, og skal kobles inn i en av inngangsportene/sensorportene på LEGO Mindstorm NXT 2.0 enheten (ikke inn i en av motorkontrollerportene, som kan ødelegge NXTServo-v2).

På NXT huset (figur 6.9) er inngangsporter merket 1, 2, 3 og 4, og utgangsporter er merket A, B og C. 3stk. RJ12 kontakt ledninger ligger ved og splittes opp for tilkobling mot avleste MES signaler. Jamfør kapittel 4.1.2, port 1 til 4; pinne 1 -samplingsrate 333Hz og pinne 6 -programmerbar til analog sampling 10-bit 384K samplinger/sek eller 8-bit 583K samplinger/sek.

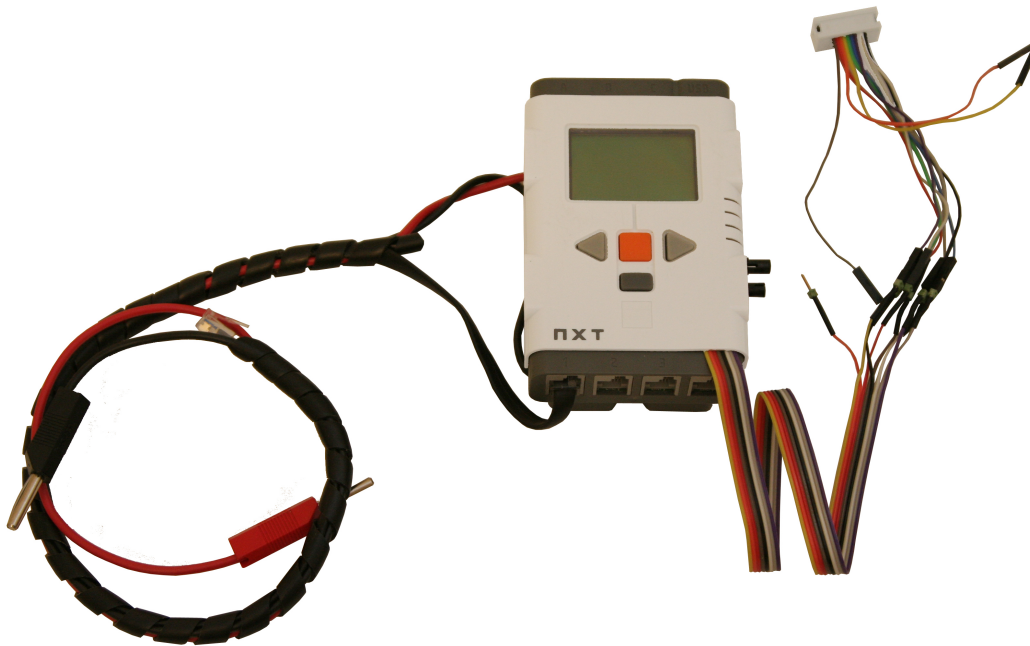
Mindstorm enheten har behov for en energikilde på 9V. Jeg har lagt inn muligheten for å levere denne spenningen via de to ledningene med bananplugg som vises på figur 6.9. Disse er ment for bruk under programmering og generell drift av enheten. Ved forsøk med avlesing av MES direkte til NXT har en mulighet til å drifte enheten med 6 stk. AA batterier eller et oppladbart batteri som kan leveres fra LEGO. Dette vil sørge for å marginalisere interferens og støy fra aktive spenningskilder. Videre på figuren vises en flatkabel med flere farger. Dette er tilkoblingen mot SEGGER J-Link emulatoren for direkte programmering/debugging av ARM7 prosessoren (jfr. kap. 4.1.2).

Forskningshånden tillater komplisert studie av multifunksjonell protesestyring. Ved siden av at prosessoren er kraftig og kan håndtere avanserte algoritmer, er det i løsningen lagt til rette for direkte programmering av enheten og parallell analyse på PC under kjøring. Den fysiske konstruksjonen tillater ulike grep og menneskelige bevegelser. Mange av detaljene ved mitt design er kommentert i tidligere kapitler, men jeg vil fortsette med å demonstrere funksjonen av de endelige fysiske løsningene.

Alle fingerledd på forskningshånden er lagret opp med kulelager for å minske friksjon til det minimale. Finger falangene (tillater meg å se på fingrene som "ben"-strukturer) er frest ut og dreid til H-former som passer inn i hverandre



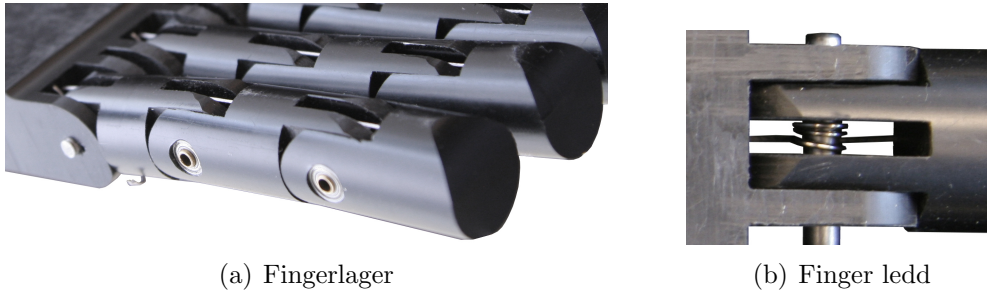
**Figur 6.8:** NTNU MyoPossibility, en multifunksjonell tilnærmet antropomorfisk hånd.



**Figur 6.9:** Mindstorm NXT 2.0 med J-Link tilkobling.

slik at det bli et ledig rom i midten til sene og retur-fjær. Der to H'er møtes er det frest rom til å presse kulelager (8x4x3mm) på plass i den H'en som dekker yttersiden. Et messingrør på 4mm er presset gjennom lagrene, og H-leddet som blir liggende på innsiden har en tidels for lite hull, og sørger derfor for at messingrøret blir sittende på plass. Dreiningen skjer derfor ene og alene inne i lagrene, og dermed blir fingrene og veldig stabile i forhold til deviasjon. Med hånden følger det tildreid spesialverktøy for å presse på plass evt. nye lager, og for å ta ut/sette inn messingrørene ved et enkelt håndgrep. De innerste fingerleddene er festet noe annerledes. Prinsippet med kulelager og presstang er den samme, men for å demontere/montere langefinger og ringfinger til hånden må en først ta bort pekefinger og lillefinger ved å trekke ut leddstengene på hver side. De to midterste fingrene har nemlig et felles festestag som trees gjennom hull i festepunktet til de to andre fingrene. Ellers har fingrene fått retur-fjærer som dokumentert i kapittel 3.3.2. Ved behov for demontering vil jeg anbefale å ta kontakt med Per Inge Snildal ved Instituttets verksted eller undertegnende for en førstegangsdemostrasjon med spesialverktøyet.

Senene er av en sterk vokset tråd etter anbefaling fra Instituttets verksted. Denne er festet inn i fingertuppene med en settskrue som tar tråden med seg ned i en "brønn" slik at den sitter tilstrekkelig godt. Senen er trukket



**Figur 6.10:** Legg merke til i (a) at det innerste leddet er omvendt enn de andre. Dette gjør monteringsløsningen enklere. (b) gir bilde av et av de innerste leddene med fjær.

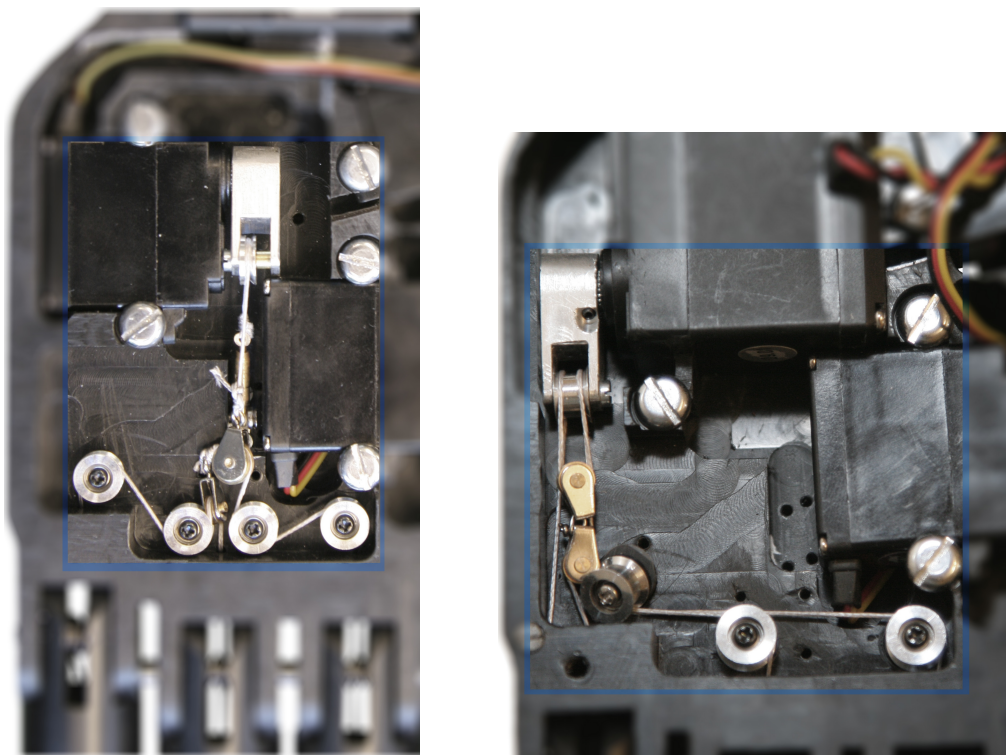
gjennom kanaler ytterst i falangene slik at de ligger så langt ut fra leddaksen som mulig og får derfor stor sammentrekningskraft på leddet.

Pekefingeren kan styres individuelt med en egen servo. Denne aktuatoren trekker senen med en enkel talje som sitter på servohornet. Den ene enden av senen går ut til pekefingeren, den andre er festet med en settskrue i rammeverket. På denne måten vil servohornet kunne trekke inn 2x senens lengde i forhold til armens arbeid. Med servohornets begrensede utslag klarer den da å trekke inn de nødvendige 3,5-4cm for full fingerfleksjon (jfr. kap. 4.2.6).

Lille-, Ring- og Langfinger drives av en felles aktuator. Ved hjelp av taljesystemet som vist på figur 6.11(b) og 6.12, ytterligere beskrevet i kapittel 4.2.7, kan her servohornets utslag trekke inn de nødvendige senene for full fleksjon. Servohornene er og spesiallaget ved verkstedet.

Tommelen er laget med en leddfunksjon for ab/adduksjon. Mange av musklene for denne oppgaven sitter i menneskets hånd. I første omgang har jeg sett for meg at denne "låses" i en grepsstilling, altså i full abduksjon (forutsetter finger i plan med håndflate tilsvarer  $0^\circ$ , da er arbeidsområde godt over det normale; ab./add.,  $90^\circ/-85^\circ$ ). Dette blir altså et ledd med for fremtidens utfordringer med kontroll, men allerede klargjort slik at en kan bruke mer tid på forskning og ikke utvikling. Deretter når en har funnet en kontrolløsning kan håndens fysiske utforming evt. videreutvikles. Se figur 6.13.

Etter nøye studier av egen hånd har jeg forsøkt å utforme tommelens vinkling mest mulig korrekt. I underkant av servobaseleddet kan vinkelen endres



(a) Gammel taljeløsning, her med HiTec HS-5085MG.

(b) Ny taljeløsning, her med HiTec HS-5645MG.

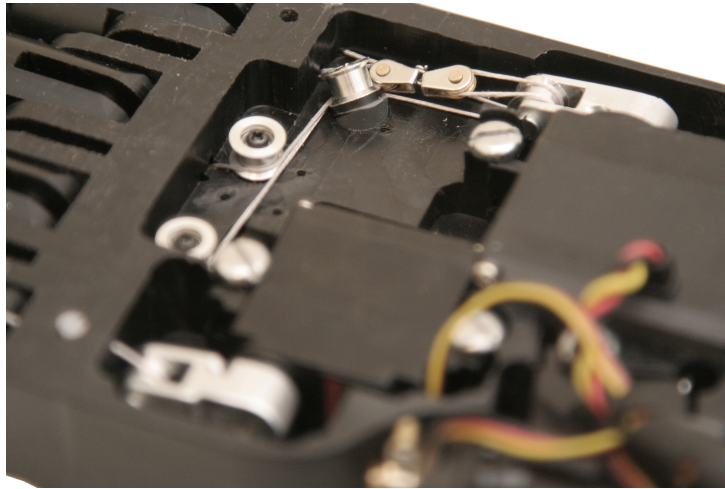
**Figur 6.11:** (a) viser en tidlig løsning med taljesystem. Her ble servomomentet for lite, og draget om hjulene hadde for stor vinkel. (b) viser den endelige løsningen med en kraftigere servo og mindre vinkel på senen om løpehjulene. Alle løpehjulene har kulelager og er i det siste tilfellet forsenket ned i basen for at senen skal løpe korrekt om hjulet. Det siste løpehjulet før servoen er og skråstilt for å kunne holde på senen når servoarmen i sin bevegelse hever denne noe.

etter ønske med en skrue og tilhørende låsepinne etter ferdige hullalternativer.

Tommel fleksjon/ekstensjon prinsippet er inspirert av iLimb. Her er en sene festet i servobasen, og når servoen roterer det første leddet bøyer fingertupp-leddet seg passivt fra drag i senen. Denne løsningen fungerer svært godt. Senen er festet i fingertuppen med en settskrue og er ellers utformet på samme måte som de resterende fingrene, også her med kulelager på begge sider av leddet. Samtlige fingerledd har et  $90^\circ$  bevegelsesområde.

Figur 6.14 viser løsningen av håndleddet. Aktuatorene for styring av håndled-





**Figur 6.12:** Taljeløsning MyoPossibility. Illustrasjonen gir et nærbilde av hvordan kontrollen av Lille-, Ring- og Langefinger er løst med et taljesystem.

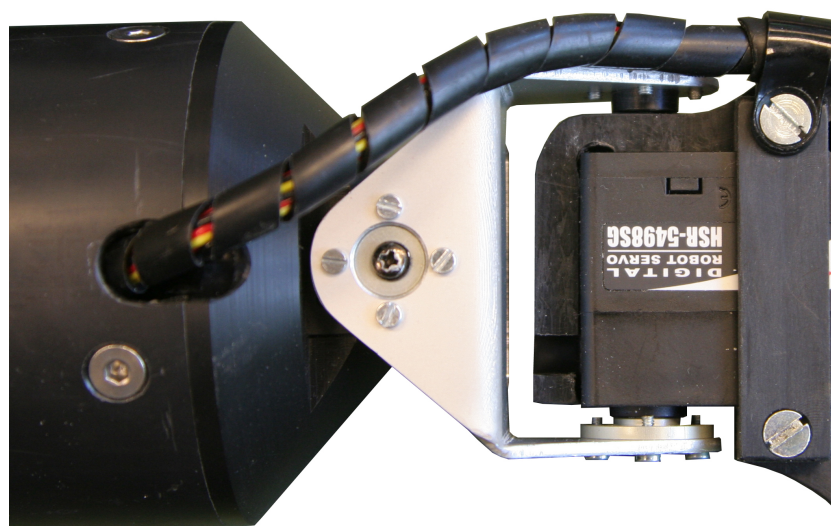
dets fleksjon/ekstensjon og radial/ulnar deviasjon er beskrevet i detalj i kapittel 4.2.2 og 4.2.3. De har begge en kapasitet på trekking av inntil 11Kg.cm ved 6V og er valgt ut ifra egenskaper og pris innenfor tildelte midler. Som det går frem av figuren er begge servoer festet inn både på drivaksel og på det samme aksielle punkt på motsatt side av servoen. På denne måten unngår vi deviasjon av servoakslingen og unødvendig slitasje. Leddet blir og vesentlig sterkere. Ledninger fra servoer er lagt i en beskyttende plastspiral langs håndleddets minste bevegelses vei. Bevegelsesområdet for ab/adduksjon av håndleddet er som vist på figur 6.15,  $52^{\circ}/-52^{\circ}$ . Servoen er her frest inn i et endestykke på underarmen og festet med settskruer for bevegelse i lengderetning. Videre tillater leddet for fleksjon/ekstensjon et arbeidsområde på  $71^{\circ}/-71^{\circ}$ .

Underarmen er av et tilpasset PVC rør med forsenkede umbrako-skruer. Røret huser alle ledninger, og er videre satt sammen med basestasjonen for pronasjon/supinasjon. Figur 6.16 illustrerer sammenkoblingen mellom alle de navngitte servoledningene og servokontrolleren. Videre er basen for pronasjon/supinasjon som illustrert på figur 6.17, med en  $180^{\circ}$  utfresing til videre tilkobling og utløp for ledningene i senter slik at de ikke vil bli belastet under dreining. Som tidligere nevnt sitter en tilsvarende servo i denne komponenten av armen som det gjør i håndleddsfunksjonene. Arbeidsområdet er på  $180^{\circ}$  og premaskinerte skruehull tillater endring av nøytral posisjon om ønskelig.

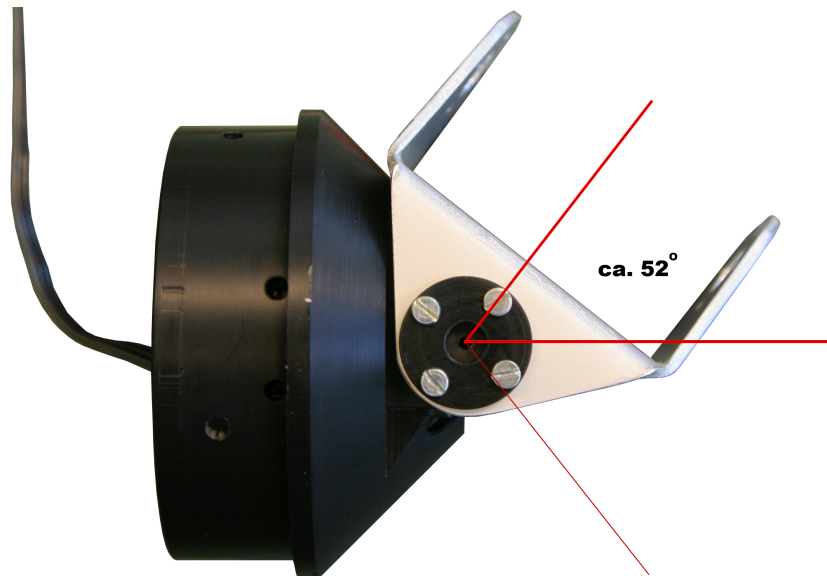




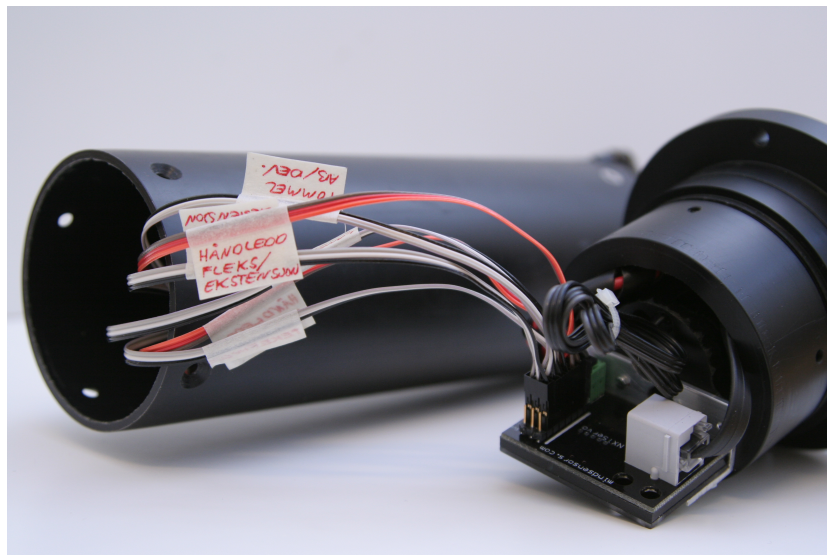
**Figur 6.13:** Tommeldesignet med fleksjon/ekstensjon likner iLimb ved at det ytterste leddet flekser ved at en sene holdes igjen når det innerste leddet roterer. Ab/Adduksjon sørger en egen servo for. Denne servoen har fått aksselfeste i overkant av servoen slik at det ikke er akslingen alene som bærer vekten av en last på tommelen.



**Figur 6.14:** Håndledd MyoPossibility med servoløsning.

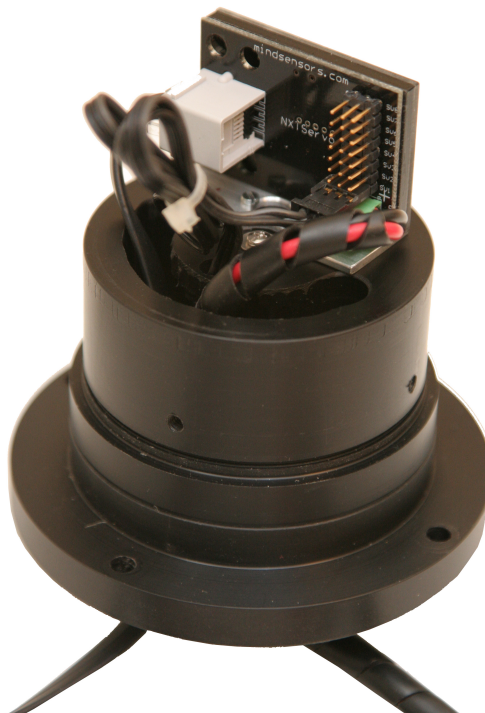


**Figur 6.15:** Håndledd MyoPossibility; vinkelutslag radial abduksjon/adduksjon.



**Figur 6.16:** NXTServo-v2 tilkobling inne i underarmshylsen.

Jeg mener selv jeg har kommet frem til et godt svar på oppgaveteksten med denne multifunksjonelle hånden. Den vil fungere utmerket til videre protese-forskning, med stort potensiale for avansert kontroll. For aktuelle spesifikasjoner på aktuatorer og virkemåte er dette dokumentert i kapittel 4.2.



**Figur 6.17:** Rotasjonsbase for Supinasjon/Pronasjon med NXTServo-v2. Inne i basen sitter en HiTec HSR-5498SG servo. Overgangen mellom basen og rotasjons-hylsen er utformet med tre tynne styringer i selve POM materialet som sørger for jevn og stabil rotasjon og fungerer samtidig som lager. Det er vanlig å bruke POM til glidelager.



# 7

## Diskusjon og arbeidsmetodikk

---

Jeg har i denne oppgaven sett på tidligere flerfunksjonelle antropomorfe hender, og brukt dette sammen med egen kreativitet til å realisere en egnet hånd for proteserelatert forskning. Oppgaveteksten jeg ble tildelt gir fritt spillerom på flere områder og kan tilnærmes på flere måter. Slik jeg ser det er det to veier en kan gå. Etter et innledende studie av tidligere oppfinnelser kan en velge å låne teknikker og metoder fra disse fullt ut og bevege seg mer eller mindre på trygg grunn hele veien frem til målet. Løsningene er jo da fra tidligere mest sannsynlig erfaringsmessig fullt ut beskrevet, så en vet jo hva resultatet blir og hvordan den endelige oppførselen vil være. Eller en kan bruke et innledende studie til å styre utenom de største skjærene i sjøen, men hovedsakelig som påfyll og drivkraft til egen kreativitet, og gjøre besvarelsen unik. Med en så omfattende oppgave som å skulle realisere en god forskningshånd på 20 uker (+ 1 uke for Påske) kan den sistnevnte veien å gå slå ut begge veier. Jeg er av den mening at det er viktig å tørre å satse litt og gå egne veier (innenfor visse begrensninger) for en egen løsning man har tro på, og på den måten tilføre forskningen innen fagfeltet noe nytt å bygge videre på. Det er nettopp dette jeg har ønsket med MyoPossibility.

Et argument for å heller følge den første stien kan være å komme raskere i mål med en fysisk tilnærming, og heller få mer tid til programvarerelaterte løsninger. Dette kan være et viktig spørsmål å stille ved en senere fysisk videreutvikling.

Det kan også diskuteres om løsningen jeg har valgt med aktuatorer og mekanisk konstruksjon burde ha vært gjort på en annen måte. Jeg har valgt å konstruere en hånd med tilnærmet de samme krav som en underarmsprotese krever. Et eksempel på dette er at jeg har lagt aktuatorer inn i selve håndflaten for å kunne gi rom i armhylsen til elementer som batteri, prosessorkraft og gjenværende armstump. På denne måten sitter jeg igjen med kunnskap

om min løsning kan være et reelt svar på en protesearm. Oppgaveteksten sier “en ny hånd egnet for proteserelatert forskning”. Jeg tolker det dit hen at jeg og kunne ha løst oppgaven med å ikke ta så store hensyn til de fysiske kravene som stilles ved en protese, men mer laget en robotarm med de samme leddfunksjoner, men da rettet mer mot kun forskning på avleste myoelektriske signaler og bruk av disse til kontroll. Jeg mener at måten jeg har løst det på (det første eksempelet) er av størst verdi, og tilfører mest kunnskap.

Det å skulle lage fysiske løsninger er tidkrevende, spesielt når det kommer til produksjon av deler. Jeg tror det er viktig i slike oppgaver å være strukturert, og jeg satte tidlig opp en fremdriftsplan i MS Project (ref. appendiks A.4) for å kunne disponere tiden riktig. Jeg har endret denne flere ganger underveis i løpet på grunnlag av erfaringer, og mener selv den gir en god veiledning til en senere tilsvarende oppgave. Jeg har derfor valgt å legge med denne<sup>41</sup>. Nøkkelen til suksess mener jeg er å begynne tidlig med utforming/realisering, særskilt når en er avhengig av underleverandør/verksted, og alltid planlegge med tid til to runder med material/komponent bestillinger. Da har man og tid til å gjøre endringer underveis.

Det kostnadmessige aspektet kan og diskuteres. Jeg har valgt å veie kostnader opp mot valg underveis, som naturlig er i en studentoppgave. Men jeg mener jeg ikke har latt dette gå på bekostning av funksjon. Enkelte komponenter (spesielt aktuatorer) kunne ha vært valgt atskillelig dyrere, men dette har jeg ikke gjort av flere grunner. For det første mener jeg at de komponentene jeg har valgt er nøye studert og gode nok for det enkelte formål. For det andre vil oppfinneren kvie seg mindre for endringer underveis i utviklingen som går på nyinnkjøp og forkastelser av idéer, og dermed realisere med det beste resultatet og ikke beholde gamle tanker/løsninger fordi en komponent var så dyr. Sist men ikke minst vil en slik hånd på forskningsstadiet alltid være utsatt for slitasje, uhell, endringer, etc. og kostnader for å erstatte komponenter vil da være overkommelige. Jeg har lagt ved regnskapet for MyoPossibility under appendiks A.4 for å gi et bilde av kostnadene<sup>42</sup>.

---

<sup>41</sup>Dette er ingen mal, kun et dokument som gir en pekepinn på hva som har fungert for meg. MERK at leveringsfrist er utvidet med et tilsvarende antall dager som tjenestegjøring i militæret ved siden av studiet.

<sup>42</sup>NTNU støtter materialer og arbeidskostnader ved Instituttets verksted. Dette ligger ikke inne i regnskapet. LEGO Mindstorm NXT 2.0 ble kjøpt inn i prosjektoppgaven [Håk09], og inngår heller ikke i dette regnskapet.

Jeg har valgt under hele prosessen å følge en bedriftskultur (slik jeg kjenner den) med først å sette meg inn i hva som finnes, deretter lage skisser med idéer og tanker, en *brainstorming*. En grov prototype ble laget for å lettere få et forhold til fysiske aspekter. Videre ble det ønskede produktet tegnet i et CAD program hvor nøyaktige mekaniske løsninger kan studeres i 3D. CAD tegningene har blitt endret med fasene i prosjektet frem til ferdigstillt produkt. Dette er en tidkrevende vei å gå, men til gjengjeld blir det få fysiske feilgrep under produksjon.





# 8

## Konklusjon

---

I denne masteroppgaven har jeg presentert en oversikt over tidligere fler-funksjonelle antropomorfe hender. Jeg har lagt spesielt vekt på mekaniske løsninger og aktuatorvalg. Med dette som grunnlag sammen med den innledende prosjektoppgaven har jeg ervervet kunnskap for å gjøre et begrunnet valg av løsninger for en ny hånd egnet for proteserelatert forskning.

I samarbeid med det mekaniske verkstedet ved Institutt for teknisk kybernetikk har jeg realisert denne hånden. Løsningen har servoaktuatorer som håndterer leddfunksjonene; pronasjon/supinasjon av underarm, radial/ulnar deviasjon av håndledd, fleksjon/ekstensjon av håndledd, abduksjon/adduksjon av tommelfinger, fleksjon/ekstensjon av tommelfinger og fleksjon/ekstensjon av pekefinger, langefinger, ringfinger og lillefinger. De mekaniske løsningene og hele konstruksjonen er og vel dokumentert i form av CAD tegninger utført i SolidWorks.

Til hånden har jeg konstruert og realisert et maskinvarebasert styresystem som legger til rette for avlesning og kontroll med myoelektriske signaler hentet fra overflate-elektroder på residualmuskulatur i underarmen. Maskinvareplattformen for dette systemet er bestående av en **prosesseringsenhet**, LEGO Mindstorm NXT 2.0, som står for sampling og prosessering. Enheten er modifisert med en JTAG tilkobling direkte opp mot den innebygde ARM7 prosessoren. Ved bruk av en innkjøpt J-Link emulator fra SEGGER kan programvare implementeres i C/C++. Det er og gjort avtale med IAR om ett år lisens på IAR Embedded Workbench, som er kompatibel med emulatoren, mot en publiseringsartikkel på deres hjemmesider. Denne artikkelen er gitt videre til Øyvind Stavdahl for videre revisjon. Videre kan og Mindstorm NXT programmeres med Mathworks MatLab/Simulink eller National Instruments LabView via plug-ins. Fra NXT plattformen går ønsket styresignal videre til en **servokontroller**, NXTservo-v2 fra Mindsensors. Servokontrolleren for-

skynes med 6V og kan med det drifte de 7 servoene i hånden, samt ta inn og levere tilbake potensiometermålinger for operasjonsvinkelen til aktuatorene.

Dette har vært en svært omfattende oppgave hvor jeg har brukt mye tid på konstruksjon, dokumentering og realisering av den nye forskningshånden, MyoPossibility. I forkant har det vært utført et godt stykke arbeid for å få oversikt over tidligere studier og realiseringer, før endelige valg er tatt. Jeg mener selv at jeg har besvart oppgavepunktene fullstendig og kommet frem til et godt produkt for fremtidig forskning. Produktet med dets løsninger gir rom for videre avansering og utvikling, med få kontrollmessige begrensninger for neste masterstudent på oppgaven.

# 9

## Forslag til videre arbeid

---

### 9.1 Videre arbeid med MyoPossibility

Videre arbeid jeg har sett for meg med MyoPossibility er listet opp i kronologisk rekkefølge. Dette er en form for smørbrøddliste for å komme hurtig i gang med bruken av forskningsplattformen.

1. Kjøre en “reflash” av programvare på LEGO Mindstorm NXT 2.0, til siste versjon av åpen *Firmware* som ligger ut på LEGO sine egne hjemmesider; *Open Source Firmware*. Dette gjøres over USB fra PC. Nettstedet har adresse: <http://mindstorms.lego.com/en-gb/support/files/default.aspx#Advanced>
2. Hent ned og installer programvare til SEGGER J-link for programmering av ARM7 ADC fra SEGGER sine hjemmesider. Som nevnt tidligere i rapporten må denne programmeringen utføres for å kunne gjøre opptak via de analoge inngangene med korrekt samplingsrate. Nettstedet har adresse: [http://www.segger.com/download\\_jlink.html](http://www.segger.com/download_jlink.html)
3. Send mail til Liselott Lundeborg ved IAR Systems AB avd. Sales North Europe (Adr. IAR Systems AB, Box 23051. Strandbodgatan 1, SE-750 23 Uppsala, Sweden. Telefon: +4618167836, Fax: +4618167838, Mobil: +46708661051, [www.iar.com](http://www.iar.com)): [Liselott.Lundeborg@iar.com](mailto:Liselott.Lundeborg@iar.com)  
Lundeborg venter en artikkel angående masteroppgaven og bruk av deres EWARM kompilator/debuggerverktøy som er publisert på deres hjemmesider mot at vi får en lisensnøkkel med varighet ett år på programmet EWARM (IAR Embedded Workbench). Artikkelen er skrevet og er til revisjon hos Øyvind Stavdahl. Kompilator/debuggeren er spesielt egnet for bruk mot ARM-prosessorer og beregnet for bruk sammen med J-Link maskinvare fra SEGGER. Liselott Lundeborg er underrettet om at en ny student overtar oppgaven, og at studenten vil sende en forespørsel og artikkel per mail når det blir behov for nøkkelen. På denne måten begynner ikke lisensen å løpe før NTNU trenger den.

4. Hent ned og installer IAR Embedded Workbench med tildelt lisensnøkkel. Nettstedet har adresse: <http://www.iar.com/website1/1.0.1.0/675/1/>
5. Programmer ADC etter spesifikasjoner i kapittel 4.1.2.
6. Velg MatLab eller LabView, eller IAR Embedded Workbench som programmeringsgrensesnitt, og implementer styresystemet som er gitt i [Håk09], eller eget etter ønske. Mathworks har lagt ut egne *plug-in's* for bruk av Simulink eller MatLab M-kode direkte mot NXT. National Instruments har og lagt ut det samme for bruk av LabView opp mot NXT. Mindsensors som har levert 8 kanals servo kontrolleren for NXT (NXTServo-v2) har lagt ut en ferdig blokk for kontroll av enheten i LabView. Ved valg av LabView som grensesnitt ville jeg ha valgt muligheten for å implementere mønstergjenkjenningen og kontrollsystemet direkte via C-kode i LabView.
7. Med oppgaven følger det en HPP-21 Plus Servoprogrammerer fra HiTec. Ved enkelt å løsne de 4 umbrako-skruene innerst på armen får en tilgang til de forlengde ledningene fra servoene i forskningshånden (ref. fig. 6.16). Ledningene er merket med tilhørighet etter funksjon. Servoprogrammeren har en USB port som kan kobles til PC, to porter for servo-kontakter og en port for spenningstilførsel. Hent ned og installer programvare fra nettstedet: <http://hitecrd.com/products/servos/programmers/hpp-21-plus.html>. Les bruksanvisning først, denne kan hentes ned fra samme nettsted. Alle servoer i hånden er digitale og alle kjører på en spenning av 6V. Ved hjelp av programmereren kan en programmere ønsket oppløsning, hastighet, sikkerhetsfunksjoner m.m.
8. Spesialdesignet myoelektrisk sensorforsterkerkrets, utviklet av Professor Øyvind Stavadahl, kan brukes til å lese av de myoelektriske signalene i armen etter plassering som oppgitt i kapittel 4.6.1. Disse signalene kobles direkte videre til inngangene på NXT som beskrevet i kapittel 4.1.2.
9. Mindstorm NXT enheten får direkte tilbakemelding fra NXTServo-v2 om potmeterutslaget i servoene, som igjen kan brukes til posisjonsstyring. Videre anbefaler jeg å handle inn de kostnadseffektive sensorene omtalt i kapittel 4.5.1. Fingerelementene er av hensikt ikke hulet ut, eller ytterligere formet (noe som kunne ha redusert vekt), slik at neste mann kan innstallere disse berøringssensorene eller lignende. Ved enkelt å frese ut en liten sirkulær flate på fingerelementet kan berøringssensoren monteres, og en liten tilhørende gummiknott over sørger for direkte

berøring og nødvendig friksjon.

10. Dersom det blir ønskelig med individuell kontroll av samtlige fingre i fremtiden, skal underarmshylsen være stor nok til å kunne romme de nødvendige servoene, og sener kan legges i kanaler til underarmen. Dette vil da kun være hensiktsmessig for demonstrasjon, og ikke være reellt for denne armen som protese da hylsen skal romme gjenværende underarm, samt prosessor og energikilde.

## 9.2 Videre arbeid innen proteseforskning

Jeg har under listet opp videre arbeid innen proteseforskningen som jeg ser for meg.

1. Det bør videreutvikles en bedre talje for taljesystemet i hånden. Taljen kan her med fordel ha bredere løpehjul med høye kanter som ikke er skarpe. Den bør og være så kort som mulig og i et lett men sterkt materiale.
2. Det bør utvikles en løsning for strengen/senen som går i  $90^\circ$  bend om løpehjulene. Ved ytre påvirkning slik at en finger bendes vil det bli naturlig slakk på senen. Dette gir en viss fare for at den kan bli tredd av hjulene. Ved å montere f.eks. en øyeskrueløsning på hver side av løpehjulet som senen er tredd gjennom, vil senen få mindre mulighet for vandring i høyden.
3. Tommelens leddfunksjon fleksjon/ekstensjon på MyoPossibility bæres av servoakslingen. Her bør det videreutvikles en avlastningsfeste på motsatt side av fingeren med en oppheng parallellt med servoaktuatorens aksling. Dette vil gi et sterkere ledd og hindre deviasjon av drivakselen.
4. Videre forskning bør og se på bruk av andre alternativer til aktuatorer. I kapittel 2.2 er det gitt et detaljert studie av flere interessante varianter. Her er det spesielt tre tilnærminger jeg har funnet veldig interessante; *Superelastic Carbon Nanotube Aerogel*, *Fluidtekniske Ekspansjons aktuatorer* og *Elektroaktive Polymerer*.
5. Jeg ser og et behov fremover på forskning innen utvikling av en tilpasset underarmshylse med optimal innebygd plassering av sensorer, batteripakke og prosessor. Hylsen bør gi rom for modulbaserte løsninger slik at leddfunksjoner kan tilpasses etter graden av amputasjon. Jeg ser og for meg en løsning med lading av batterier via induksjon når brukeren

f.eks. setter seg ned i en stol. Armlenet på stolen kan da inneholde laderen. Otto Bock har det siste året utført mye arbeid på tilpassing av underarmshylser som vi kan lære av.

6. Jeg har nå realisert en eksperimentell hånd for demonstrasjon og forskning innen flerfunksjonell protesestyring. Det er da naturlig at videre hovedfokus nå er implementering av programvare for multifunksjonell styring. Her bør i første omgang resultater fra tidligere prosjekt og masteroppgaver benyttes. Jeg mener at denne implementeringen bør overordnet gjøres med moduler ([Håk09]) for enklere å kunne prøve ut flere metoder og dokumentere resultatene bedre.
7. Til videreutvikling av en ny fysisk modell, eller forbedringer ved den eksisterende, bør det på forhånd studeres om en med fordel skal utvikle en multifunksjonell protese som en imitasjon av det tapte lemmet, eller gi modellen et identitetsskapende uttrykk som og kan tillate utvidede bevegelsesmuligheter (jfr.kapittel 2.1.1).

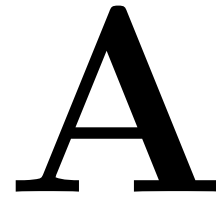
# Bibliografi

---

- [ATM09] ATMEL. At91sam7s series preliminary. Revisjon J:761, Desember 2009.
- [Bac09] Per Ferdinand Bach. Myoelectric signal features for upper limb prostheses. Masteroppgave, Norges Teknisk-Naturvitenskaplige Universitet, Avdeling for Teknisk Kybernetikk, Juni 2009.
- [CCC<sup>+</sup>05] A. Cranny, D.P.J. Cotton, P.H. Chappell, S.P. Beeby, and N.M. White. Thick-film force and slip sensors for a prosthetic hand. Elsevier Sensors and Actuators A, pages 162–171, April 2005.
- [Ele10] Interlink Electronics. Force sensing resistor integration guide and evaluation guide and evaluation parts catalog. State-of-the-Art Pointing Solutions for the OEM, 2010.
- [Fou07] Anders Lyngvi Fougner. Proportional myoelectric control of a multifunction upper-limb prosthesis. Master of science in engineering cybernetics, Norwegian University of Science and Technology, Department of Engineering Cybernetics, Juni 2007.
- [Fut] Futuba. Digital fet servos.
- [Góm09] José Francisco Mainou Gómez. Design of a multi-modal prosthesis input device. Master of science in engineering cybernetics, Norwegian University of Science and Technology, Department of Engineering Cybernetics, Juni 2009.
- [Gro06] The LEGO Group. Legomindstormnxt hardware developer kit. (1.00):25, 2006.
- [Gro10] IAR Systems Group. Instalng the jtag connector. iar kickstart for legomindstormnxt. (01):7, 2010.
- [Håk09] Kristian Solberg Håkonsen. Styresystem for armprotese med flere frihetsgrader. Prosjektoppgave 1, Norges Teknisk-Naturvitenskaplige Universitet, 2009.
- [Kyb90] Peter Joseph Kyberd. Algorithmic Control of a Multifunction Hand Prosthesis. Doctor of philosophy in the faculty of engineering and applied science department of electrical engineering, University of Southampton, May 1990.

- [oLM89] Inventor Scott o. Leaver and Inventor John M. McCarthy. Mechanical fingers for dexterity and grasping. United States Patent, (4, 865, 376):10, Sep.12 1989.
- [OSC00] Allison M. Okamura, Niels Smaby, and Mark R. Cutkosky. An overview of dexterous manipulation. 2000.
- [SPB01] Stefan Schulz, Christian Pylatiuk, and Georg Bretthauer. A new ultralight anthropomorphic hand. Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Mai 2001. Seoul, Corea.
- [SPK<sup>+</sup>01] Stefan Schulz, Christian Pylatiuk, Artem Kargov, Reinhold Oberle, and Georg Bretthauer. Progress in the development of anthropomorphic fluidic hands for a humanoid robot. 2001.
- [WDM00] Jey Won, Kathryn J. DeLaurentis, and Constantinos Mavroidis. Fabrication of a robotic hand using rapid prototyping. 26th Biennial Mechanisms and Robotics Conference, 26, September 2000. Baltimore Maryland.
- [WR04] James M. Wakeling and Antra I. Rozitis. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. The Journal of Experimental Biology, (207):2519–2528, April 2004.
- [yBE09] Øyvind Bosnes Engen. Revolusjonerer protesebransjen. Universitas.no, (53482), Mai 2009.
- [YPAM<sup>+</sup>04] Jingzhou Yang, Esteban Peña Pitarch, Karim Abdel-Malek, Amos Patrick, and Lars Lindkvist. A multi-fingered hand prosthesis. Mechanism and Machine Theory, (39):555–581, Januar 2004.
- [yS09] Øyvind Stavdahl. Ttk26 instrumentering for nevro-motoriske systemer. 2009.





# Appendiks

---

## A.1 Innhold DVD

---

### Innholdsfortegnelse DVD

---

[Kristian]Promoteringsbilder	Artikler Figur SolidWorks Tegninger
[Kristian]SolidWorks	Arbeidstegninger (*.drw/*.slddrw, *.pdf) CAD tegninger (*.prt/*.sldprt, *.asm/*.sldasm)
[Utvikling]Artikler og dokumentasjon	[IAR] Sponsorartikkel [LEGO] Mindstorm NXT [Mindsensors] NXTservo-v2 [SEGGER] J-Link Aktuatorer Anatomibilder Bevegelsesgjenkjenning Design Gripefunksjon Ledd Multifunksjonelle proteser Multifunksjonelle robothender Sensorer

---

**Tabell A.1:** Innholdsfortegnelse DVD

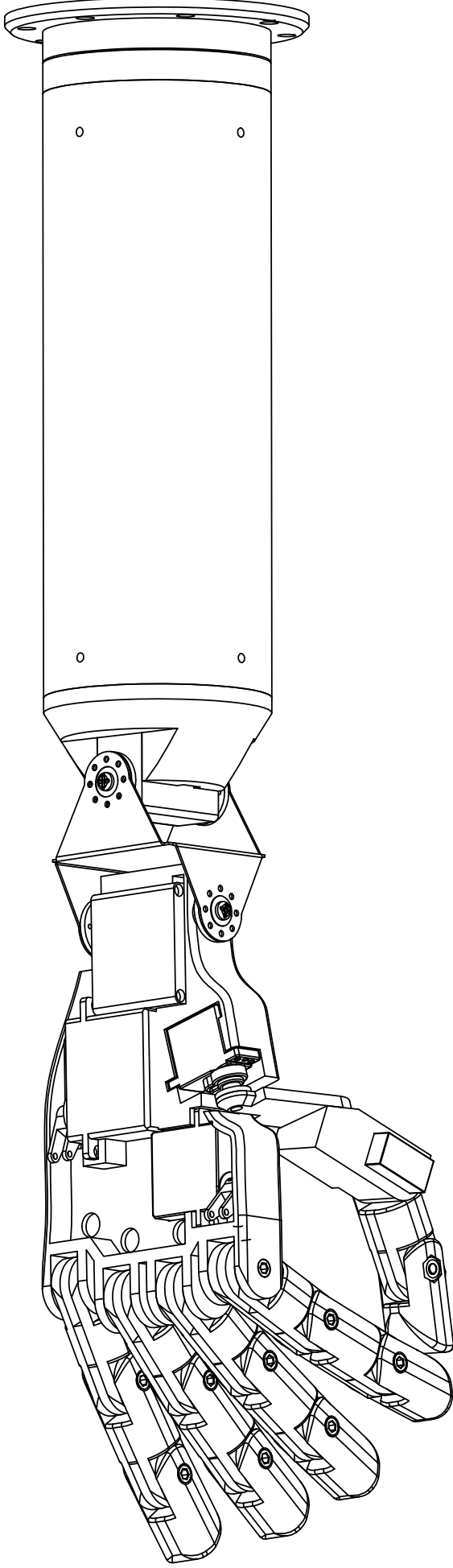



## A.2 Arkitektur Antropomorfisk Hånd

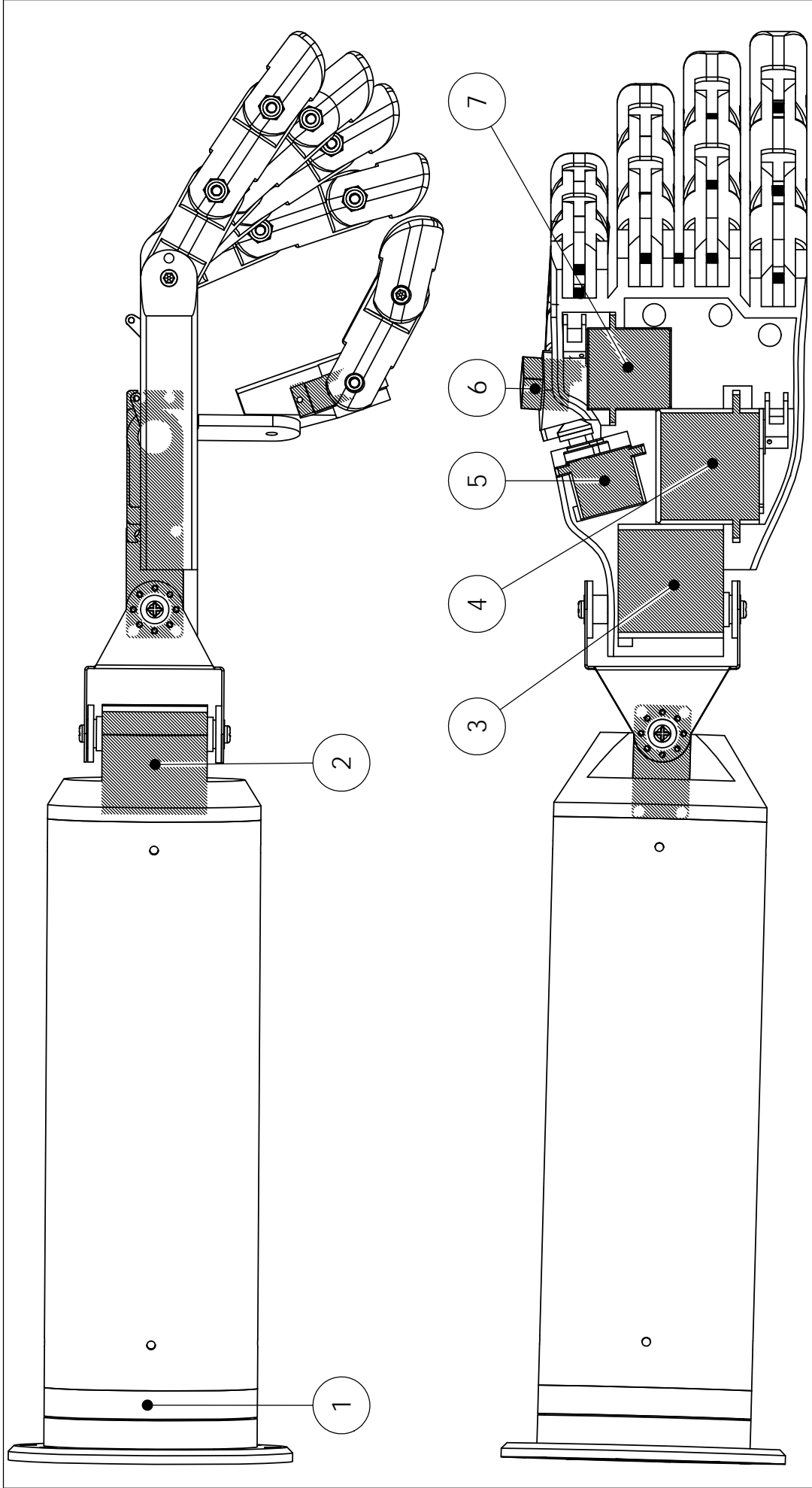
---

ARBEIDSTEGNINGENE ER LAGET I  
**SolidWorks**





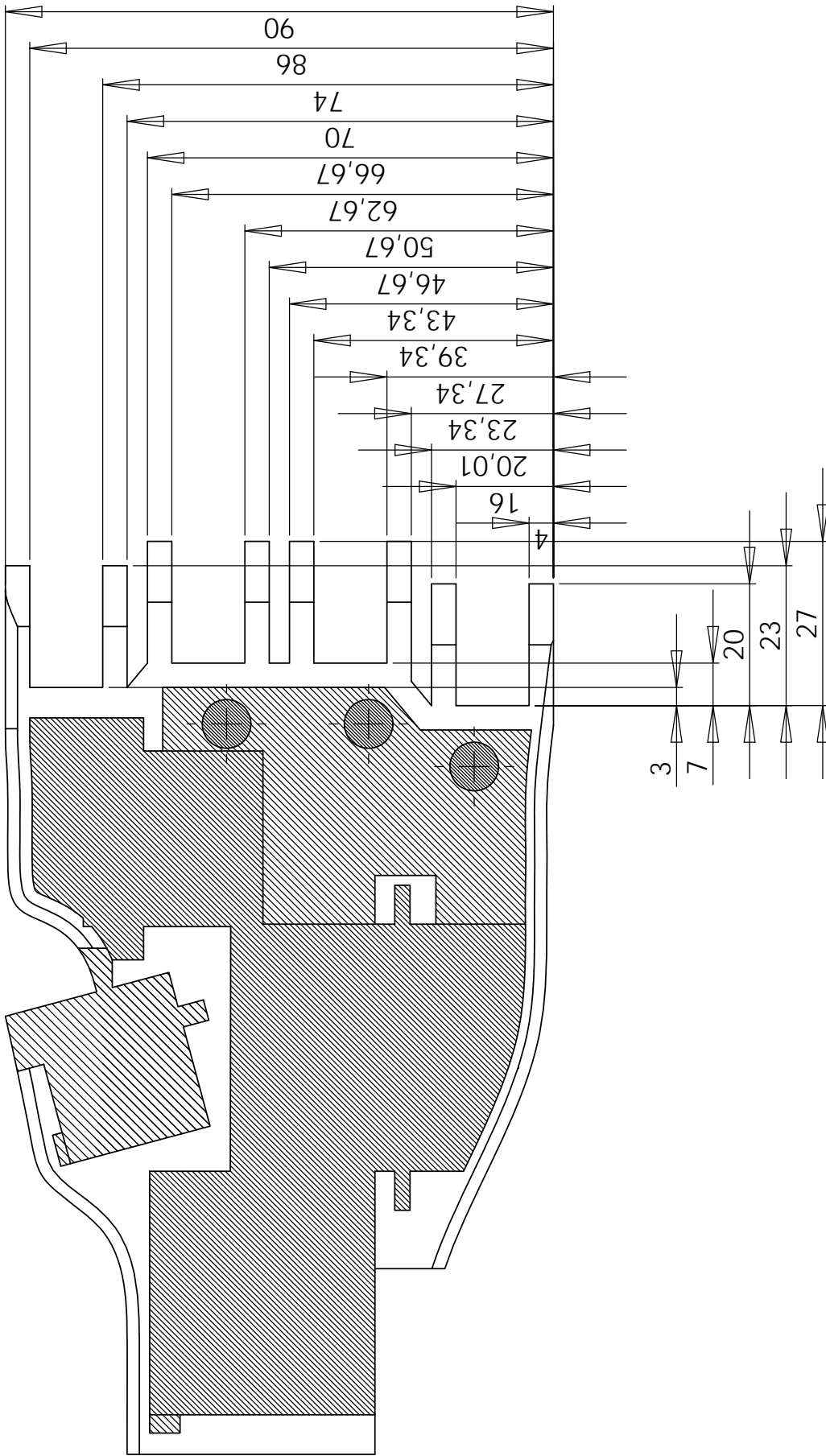
COMMENTS: UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE		NAME	DATE	NTNU, Department of Engineering Cybernetics		
		DRAWN	22.03.2010	TITLE:		
PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.		CHECKED	ØS	Hei Underarm		
		ENG APPR.	PIS	SIZE	DWG. NO.	
		MFG APPR.	PIS	A	HeiArm	REV
		Q.A.	KSH	D		SHEET 1 OF 2
INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: MATERIAL POM FINISH 26.07.2010 DO NOT SCALE DRAWING				SCALE: 1:2		



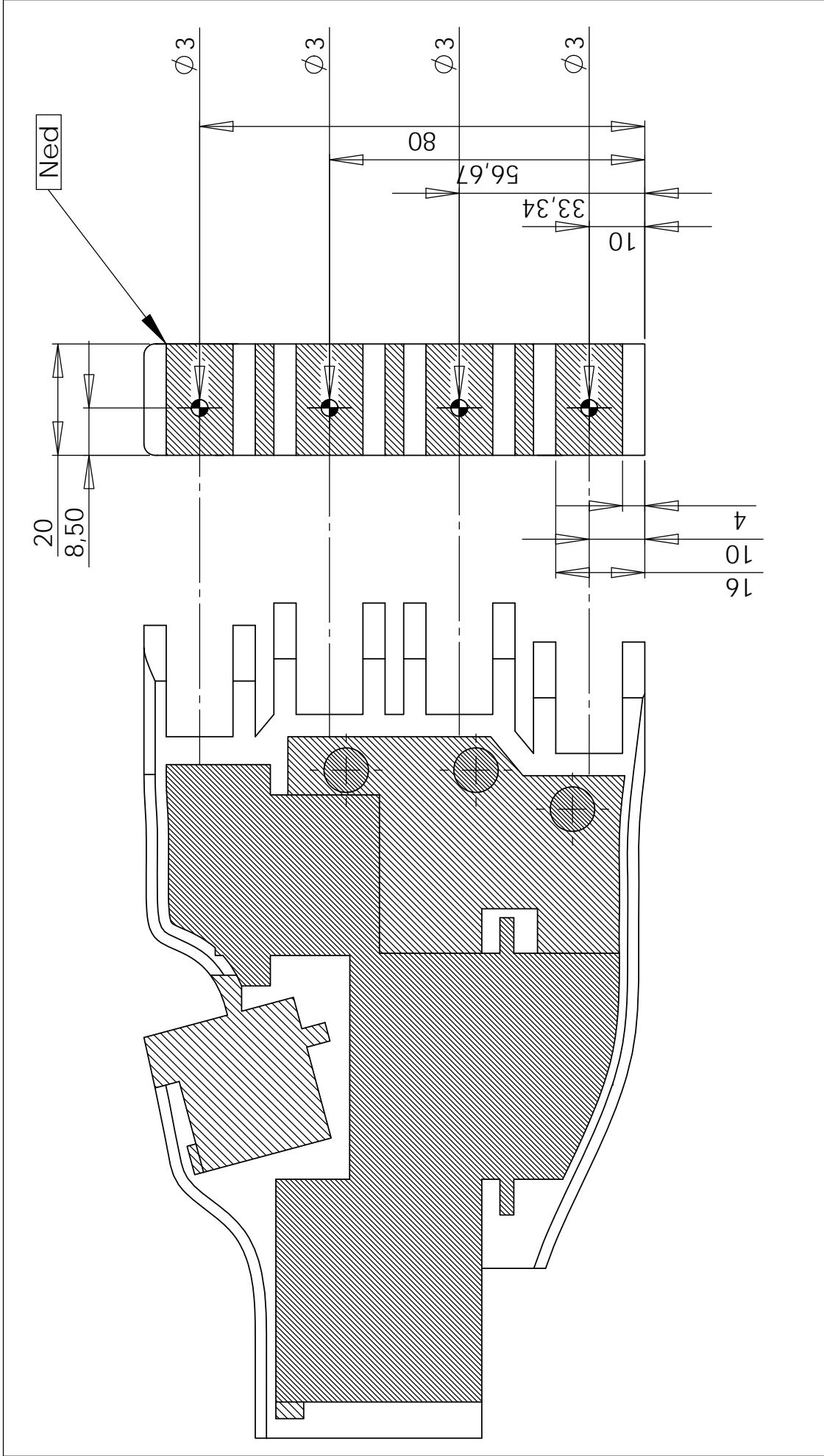
Servo Nr.	Type
1	HiTec HSR-5498SG
2	HiTec HSR-5498SG
3	HiTec HSR-5498SG
4	HiTec HS-5645MG
5	HiTec HS-5065MG
6	HiTec HS-5055MG
7	HiTec HS-5085MG

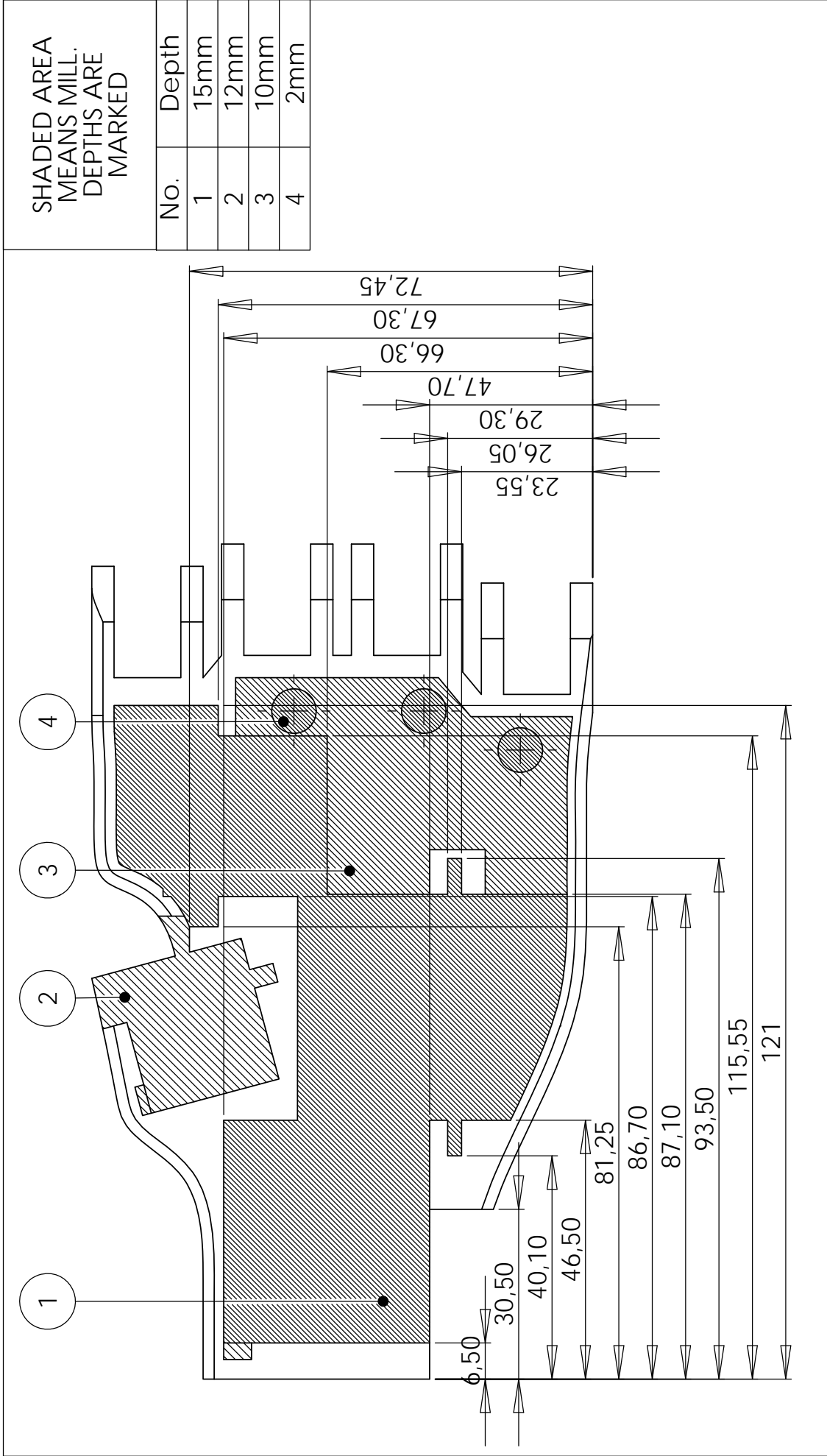
<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>NAME: KSH          DATE: 22.03.2010</p>
<p>COMMENTS:          UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>	<p>DRAWN: ØS          CHECKED: PIS          ENG APPR: PIS          MFG APPR: KSH          Q.A.: 26.07.2010</p>	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics          TITLE: Hel Underarm</p>
<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: POM          MATERIAL: 26.07.2010          FINISH: DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>SIZE: A          DWG. NO.: HeiArm          REV: D</p>	<p>SCALE: 1:2          SHEET 2 OF 2</p>




<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:          UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>	<p>DRAWN          CHECKED          ENG APPR.          MFG APPR.          Q.A.</p>	<p>NAME          KSH          ØS          PIS          PIS          KSH</p>	<p>DATE          22.03.2010          13.04.2010          25.03.2010          25.03.2010          26.07.2010</p>	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p>
<p>TITLE:  <b>Fingermål</b></p>						
<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:          MATERIAL          POM          FINISH          26.07.2010</p>			<p>SCALE: 1:1</p>		<p>SHEET 1 OF 9</p>	
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>			<p>SIZE DWG. NO. <b>A</b> Hånd REV <b>D</b></p>		<p>1 2 3 4 5</p>	

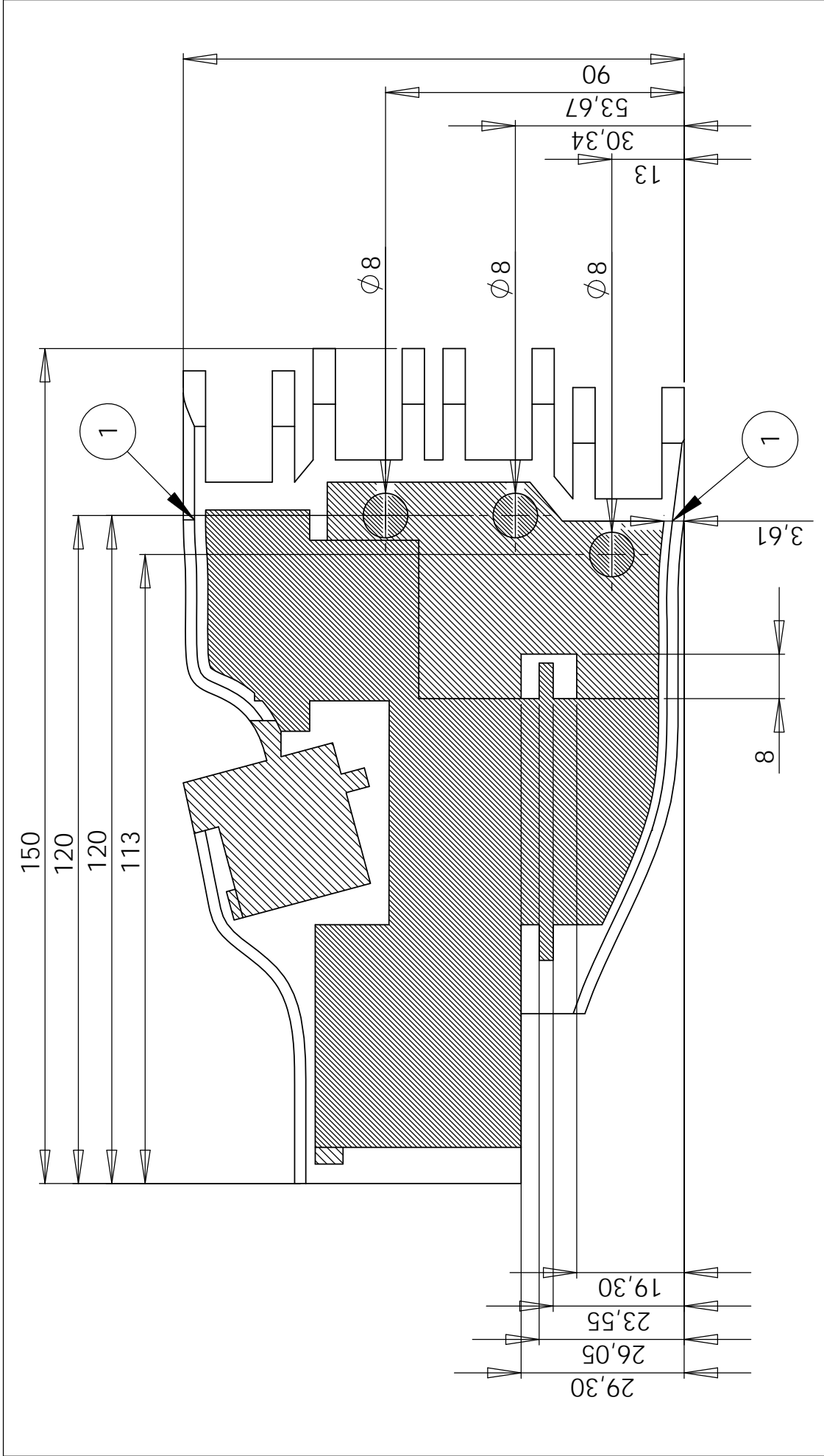


<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:</p> <p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p> <p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: POM</p> <p>FINISH 26.07.2010</p> <p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<table border="1"> <tr> <th>NAME</th> <th>DATE</th> </tr> <tr> <td>KSH</td> <td>22.03.2010</td> </tr> <tr> <td>ØS</td> <td>13.04.2010</td> </tr> <tr> <td>PIS</td> <td>25.03.2010</td> </tr> <tr> <td>PIS</td> <td>25.03.2010</td> </tr> <tr> <td>KSH</td> <td>26.07.2010</td> </tr> </table>	NAME	DATE	KSH	22.03.2010	ØS	13.04.2010	PIS	25.03.2010	PIS	25.03.2010	KSH	26.07.2010	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p> <p>TITLE:</p> <h1>Fingermål</h1>	<table border="1"> <tr> <td>SIZE</td> <td>DWG. NO.</td> <td>REV</td> </tr> <tr> <td><b>A</b></td> <td>Hånd</td> <td><b>D</b></td> </tr> </table>	SIZE	DWG. NO.	REV	<b>A</b>	Hånd	<b>D</b>
NAME	DATE																						
KSH	22.03.2010																						
ØS	13.04.2010																						
PIS	25.03.2010																						
PIS	25.03.2010																						
KSH	26.07.2010																						
SIZE	DWG. NO.	REV																					
<b>A</b>	Hånd	<b>D</b>																					
<p>SCALE: 1:1</p>			<p>SHEET 2 OF 9</p>		<p>1</p>																		
<p>2</p>			<p>3</p>		<p>4</p>																		
<p>5</p>			<p>6</p>		<p>7</p>																		



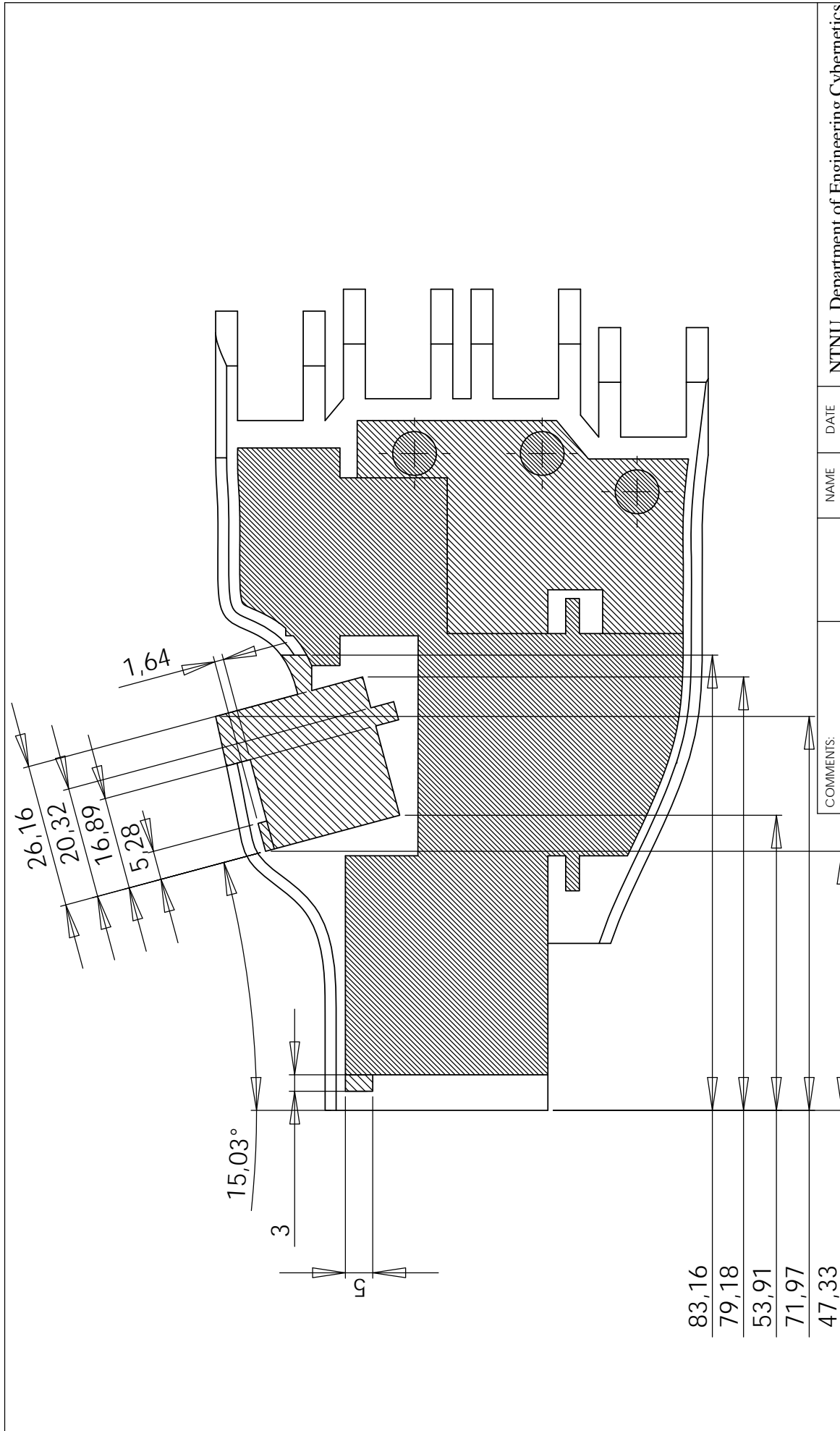
DRAWN		NAME	DATE	NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
CHECKED		KSH	22.03.2010	TITLE:	
ENG APPR.		ØS	13.04.2010	<h1>Fingermål</h1>	
MFG APPR.		PIS	25.03.2010		
Q.A.		PIS	25.03.2010	SIZE	DWG. NO.
INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:		KSH	26.07.2010	<b>A</b>	<b>Hånd</b>
MATERIAL				REV	<b>D</b>
FINISH				SCALE: 1:1	SHEET 3 OF 9
DO NOT SCALE DRAWING		<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b></p> <p>THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:</p> <p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p> <p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: POM</p> <p>FINISH 26.07.2010</p> <p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	



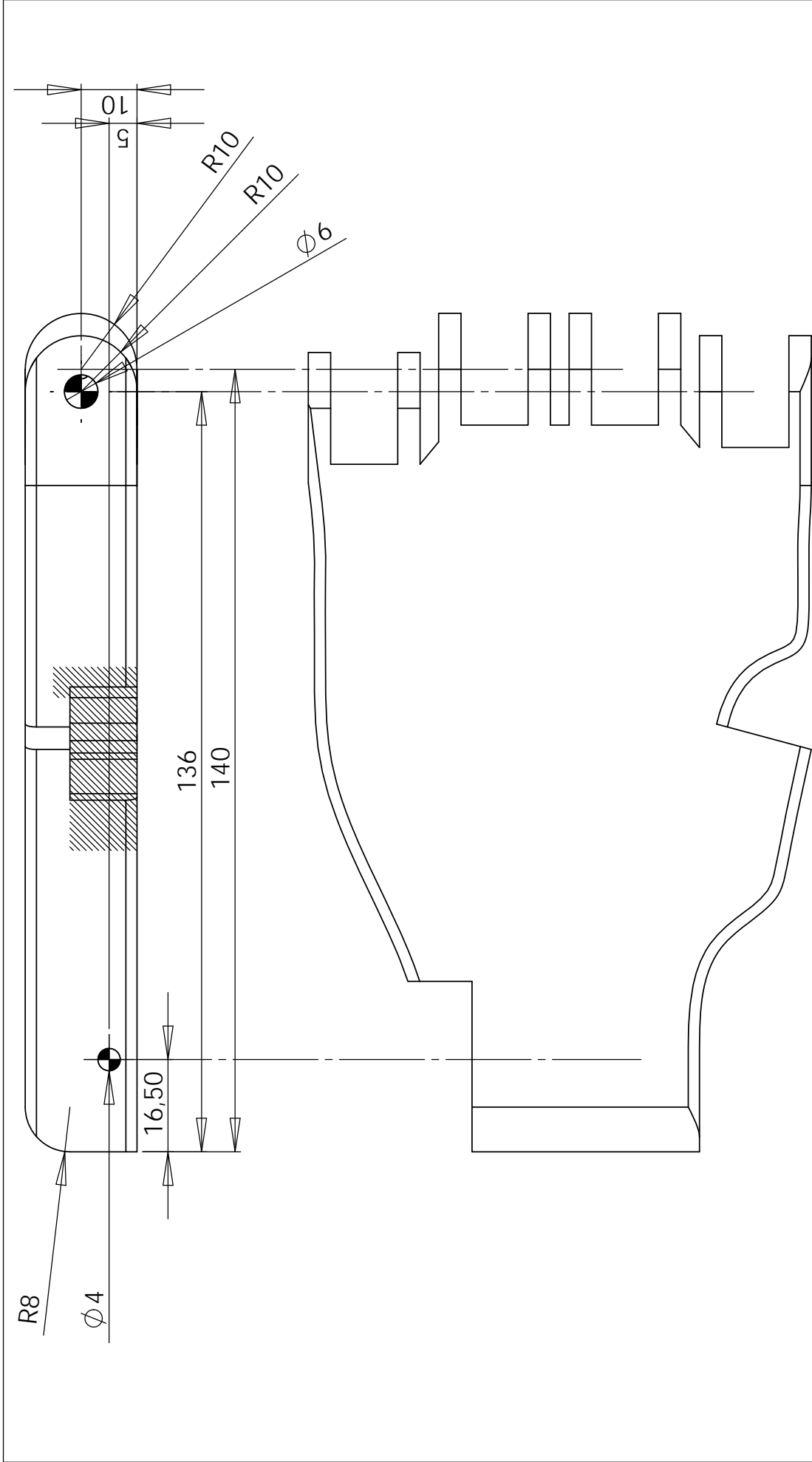


<p><b>1</b> For special curves use drawing as overlay. Mill follow edge with 3,61mm where not specified.</p>		<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p><b>COMMENTS:</b>          UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE          INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:          MATERIAL: POM          FINISH: 26.07.2010          DO NOT SCALE DRAWING</p>		<p><b>NAME</b> KSH  <b>DATE</b> 22.03.2010  <b>DRAWN</b> ØS  <b>CHECKED</b> PIS  <b>ENG APPR.</b> PIS  <b>MFG APPR.</b> KSH  <b>Q.A.</b> 26.07.2010</p>		<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics  <b>TITLE:</b> Fingermål</p>		<p>SIZE <b>A</b> DWG. NO. <b>Hånd</b> REV <b>D</b></p>	
		<p><b>SCALE:</b> 1:1</p>		<p>SHEET 4 OF 9</p>							





<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:          UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>		<p>NAME: KSH          DATE: 22.03.2010</p>	<p>NAME: ØS          DATE: 13.04.2010</p>	<p>NAME: PIS          DATE: 25.03.2010</p>	<p>NAME: PIS          DATE: 25.03.2010</p>	<p>NAME: KSH          DATE: 26.07.2010</p>	
<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:          MATERIAL: POM          FINISH: 26.07.2010          DO NOT SCALE DRAWING</p>		<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p>		<p>TITLE: <b>Fingermål</b></p>		<p>SIZE: <b>A</b></p>		<p>DWG. NO. <b>Hånd</b></p>	<p>REV <b>D</b></p>
		<p>SCALE: 1:1</p>		<p>SHEET 5 OF 9</p>		<p>1</p>		<p>2</p>	
		<p>3</p>		<p>4</p>		<p>5</p>		<p>1</p>	



NTNU, Department of Engineering Cybernetics

TITLE:


# Fingermål

SIZE DWG. NO. REV  
**A** Hånd **D**

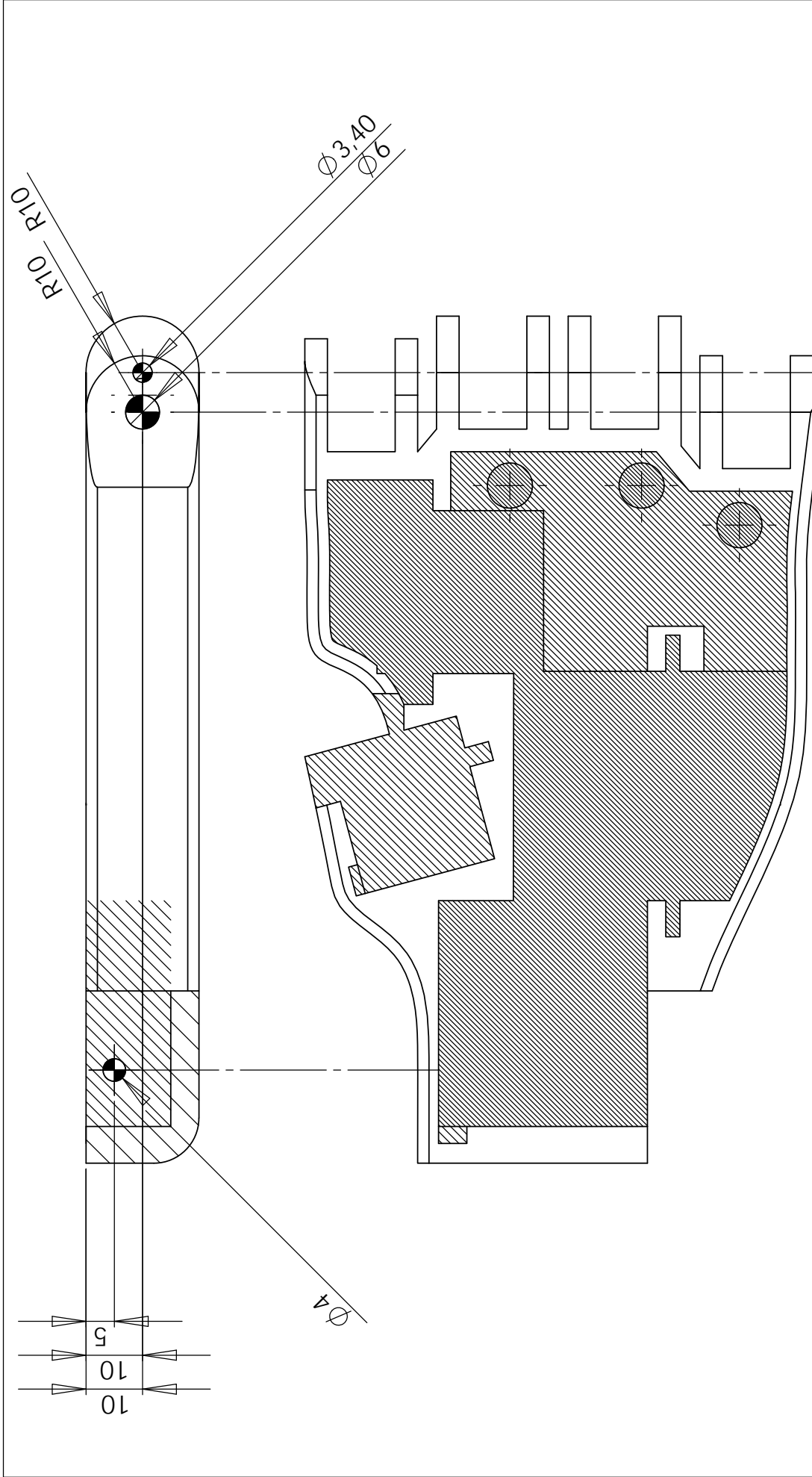
SCALE: 1:1 SHEET 6 OF 9

COMMENTS:	NAME	DATE
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE	DRAWN	KSH 22.03.2010
	CHECKED	ØS 13.04.2010
	ENG APPR.	PIS 25.03.2010
	MFG APPR.	PIS 25.03.2010
	Q.A.	KSH 26.07.2010

INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:  
 MATERIAL: POM  
 FINISH: 26.07.2010  
 DO NOT SCALE DRAWING

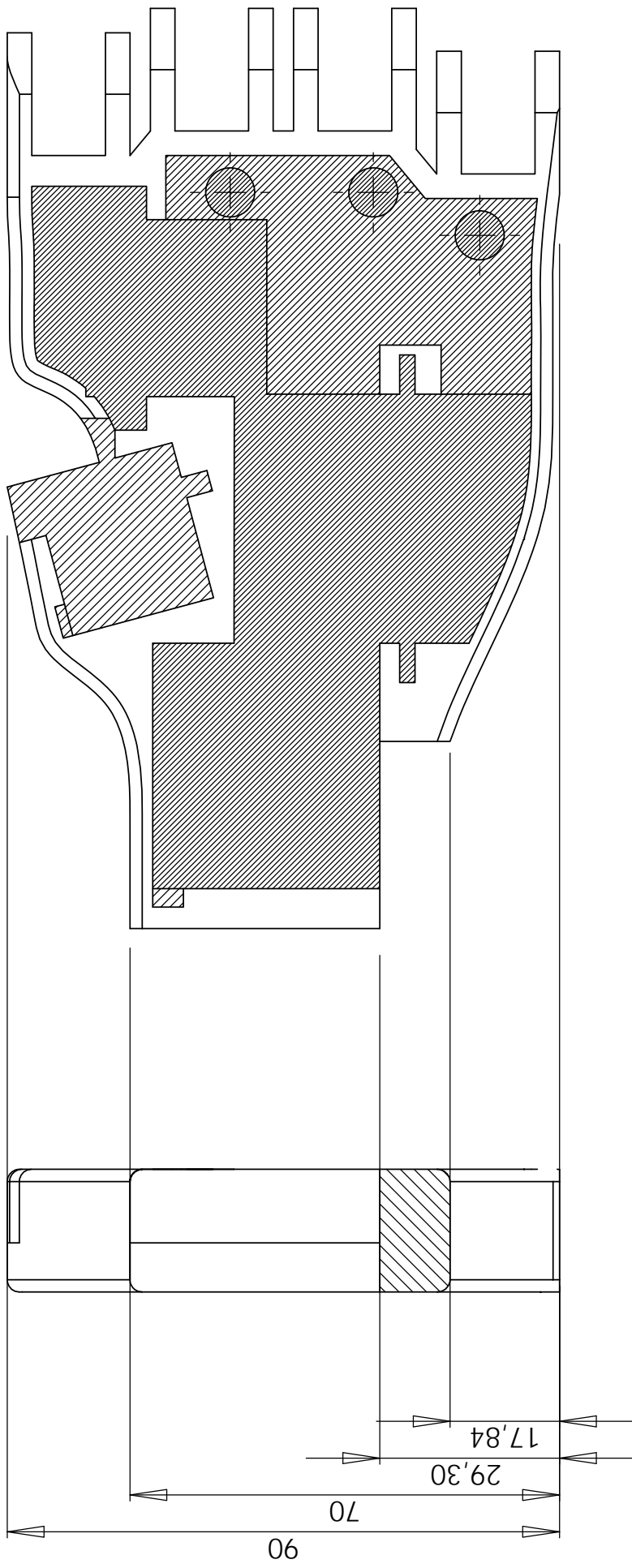



**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

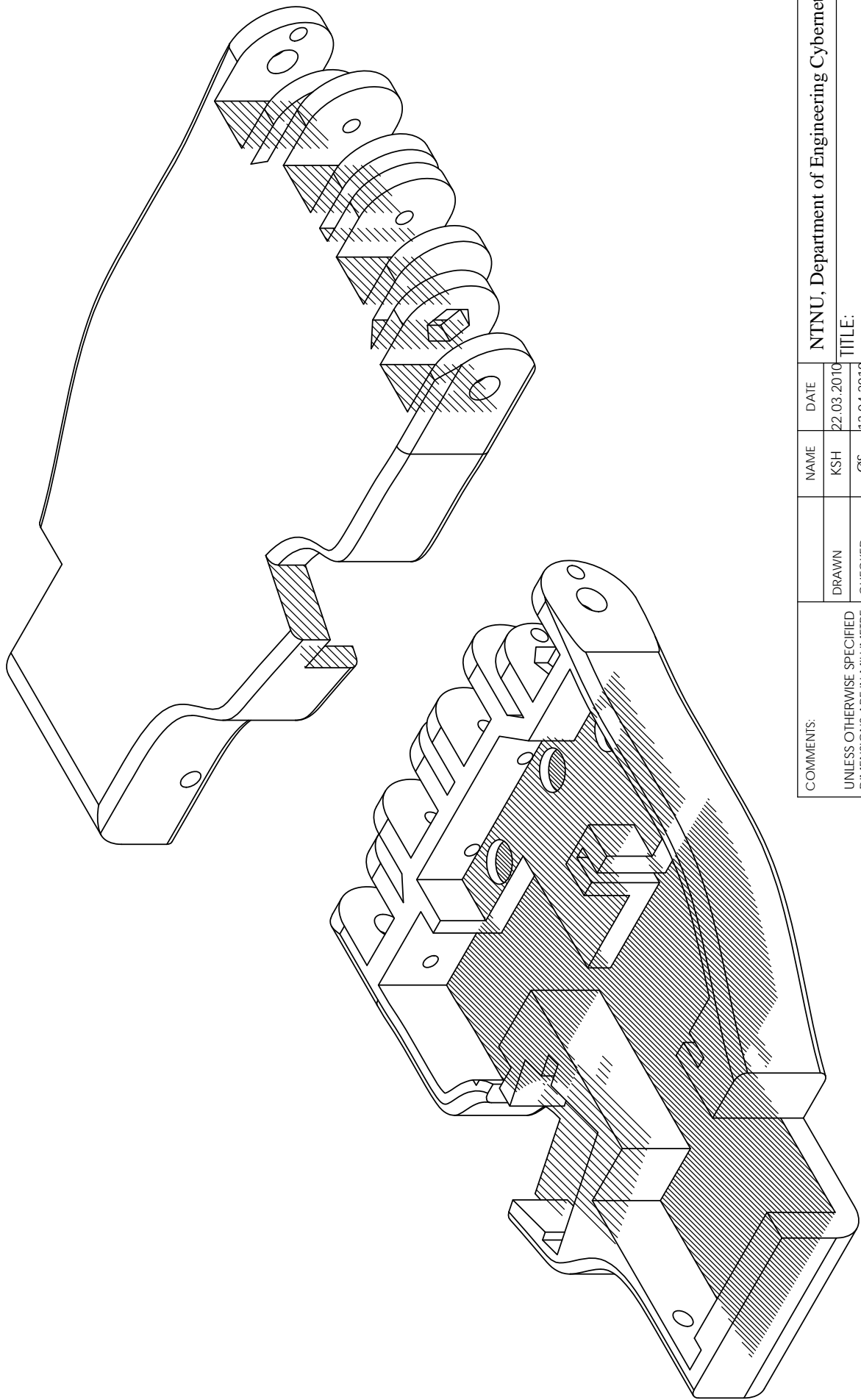


<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:          UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>	<p>NAME          KSH</p>	<p>DATE          22.03.2010</p>	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p>
<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:</p>	<p>Q.A.</p>	<p>Q.A.</p>	<p>DATE          26.07.2010</p>	<p>NAME          KSH</p>	<p>TITLE:          Fingermål</p>
<p>MATERIAL          POM</p>	<p>FINISH          26.07.2010</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>ENG APPR.          PIS</p>	<p>DATE          25.03.2010</p>	<p>SIZE          A</p>
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>CHECKED          ØS</p>	<p>DATE          13.04.2010</p>	<p>DWG. NO.          Hånd</p>
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DRAWN          KSH</p>	<p>DATE          22.03.2010</p>	<p>REV          D</p>
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>ENG APPR.          PIS</p>	<p>DATE          25.03.2010</p>	<p>SCALE: 1:1</p>
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>Q.A.</p>	<p>DATE          26.07.2010</p>	<p>SHEET 7 OF 9</p>



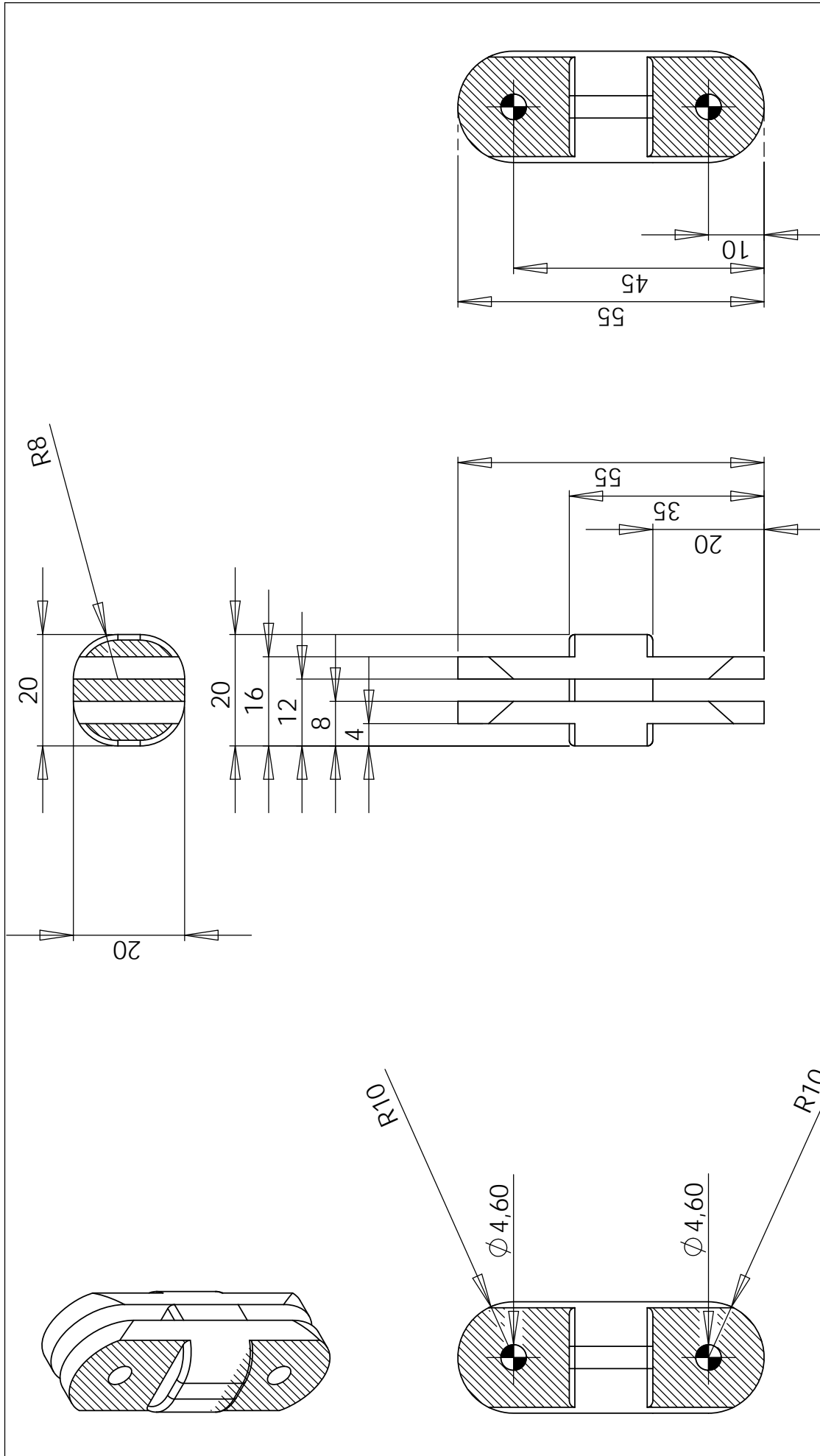


<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:</p> <p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p> <p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: MATERIAL POM FINISH 26.07.2010 DO NOT SCALE DRAWING</p>	<table border="1"> <tr> <th>NAME</th> <th>DATE</th> </tr> <tr> <td>KSH</td> <td>22.03.2010</td> </tr> <tr> <td>ØS</td> <td>13.04.2010</td> </tr> <tr> <td>PIS</td> <td>25.03.2010</td> </tr> <tr> <td>PIS</td> <td>25.03.2010</td> </tr> <tr> <td>KSH</td> <td>26.07.2010</td> </tr> </table>	NAME	DATE	KSH	22.03.2010	ØS	13.04.2010	PIS	25.03.2010	PIS	25.03.2010	KSH	26.07.2010	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p> <p>TITLE: <b>Fingermål</b></p>	<table border="1"> <tr> <td>SIZE</td> <td>DWG. NO.</td> <td>REV</td> </tr> <tr> <td><b>A</b></td> <td>Hånd</td> <td><b>D</b></td> </tr> </table>	SIZE	DWG. NO.	REV	<b>A</b>	Hånd	<b>D</b>
NAME	DATE																						
KSH	22.03.2010																						
ØS	13.04.2010																						
PIS	25.03.2010																						
PIS	25.03.2010																						
KSH	26.07.2010																						
SIZE	DWG. NO.	REV																					
<b>A</b>	Hånd	<b>D</b>																					
				<p>SCALE: 1:1</p>	<p>SHEET 8 OF 9</p>																		



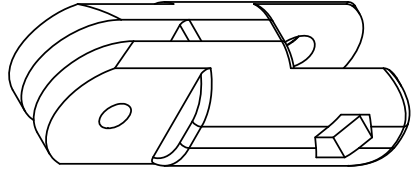
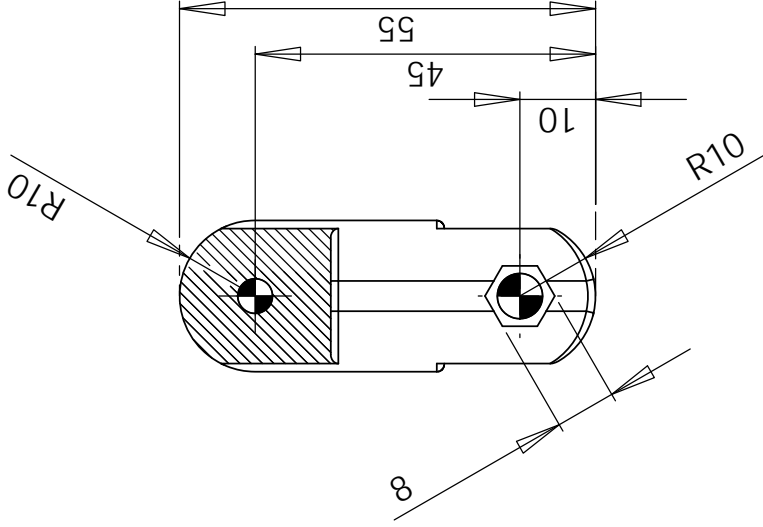
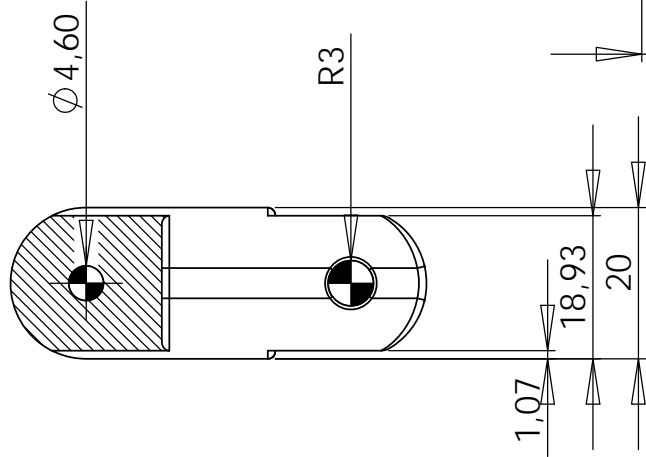
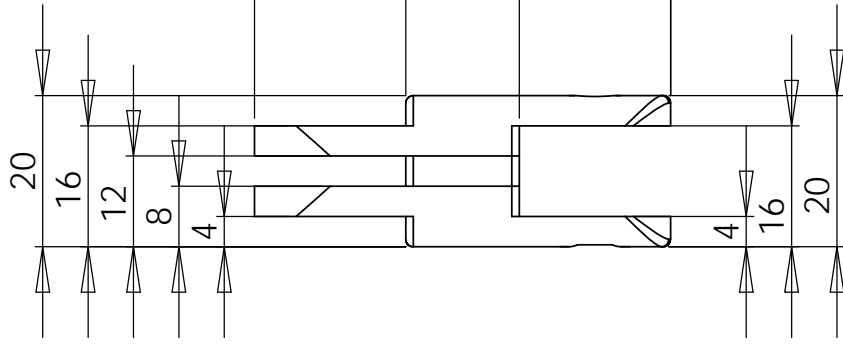
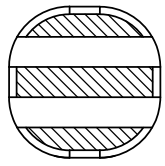
<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:</p> <p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p> <p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: POM</p> <p>FINISH 26.07.2010</p> <p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<table border="1"> <tr> <td>DRAWN</td> <td>NAME</td> <td>DATE</td> </tr> <tr> <td>CHECKED</td> <td>KSH</td> <td>22.03.2010</td> </tr> <tr> <td>ENG APPR.</td> <td>ØS</td> <td>13.04.2010</td> </tr> <tr> <td>MFG APPR.</td> <td>PIS</td> <td>25.03.2010</td> </tr> <tr> <td></td> <td>PIS</td> <td>25.03.2010</td> </tr> <tr> <td></td> <td>KSH</td> <td>26.07.2010</td> </tr> </table>	DRAWN	NAME	DATE	CHECKED	KSH	22.03.2010	ENG APPR.	ØS	13.04.2010	MFG APPR.	PIS	25.03.2010		PIS	25.03.2010		KSH	26.07.2010	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p> <p>TITLE:</p> <h1>Fingermål</h1>	<table border="1"> <tr> <td>SIZE</td> <td>DWG. NO.</td> <td>REV</td> </tr> <tr> <td><b>A</b></td> <td>Hånd</td> <td><b>D</b></td> </tr> </table>	SIZE	DWG. NO.	REV	<b>A</b>	Hånd	<b>D</b>
DRAWN	NAME	DATE																											
CHECKED	KSH	22.03.2010																											
ENG APPR.	ØS	13.04.2010																											
MFG APPR.	PIS	25.03.2010																											
	PIS	25.03.2010																											
	KSH	26.07.2010																											
SIZE	DWG. NO.	REV																											
<b>A</b>	Hånd	<b>D</b>																											
			<p>SCALE: 1:1</p>	<p>SHEET 9 OF 9</p>	<p>1</p>																								
			<p>2</p>	<p>3</p>	<p>4</p>																								
			<p>5</p>	<p>6</p>	<p>7</p>																								






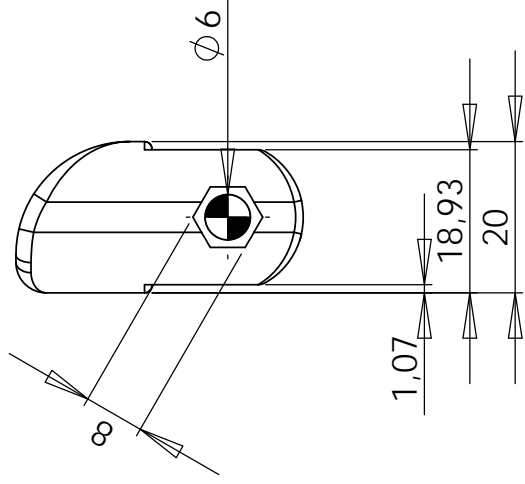
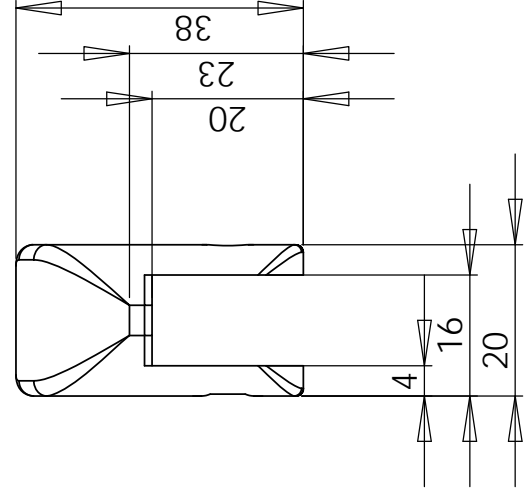
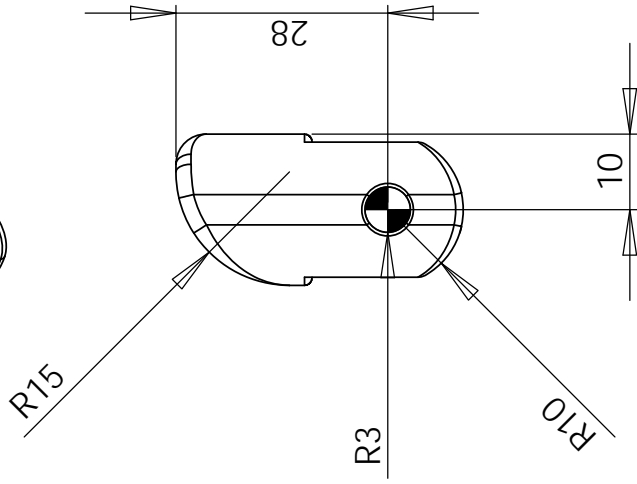
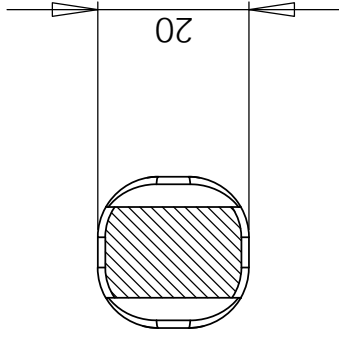
<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>NAME: KSH          DATE: 22.03.2010</p>	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p>
<p>COMMENTS:</p>	<p>DRAWN: ØS          CHECKED: PIS          ENG APPR.: PIS          MFG APPR.: PIS          Q.A.: KSH</p>	<p>DATE: 13.04.2010          DATE: 25.03.2010          DATE: 25.03.2010          DATE: 26.07.2010</p>	<p>TITLE: <b>Finger 1.Falang</b></p>
<p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>	<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: POM</p>	<p>FINISH: 26.07.2010</p>	<p>SIZE: <b>A</b></p>
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>DWG. NO.: <b>Finger1Falang</b></p>
<p>1</p>	<p>2</p>	<p>3</p>	<p>REV: <b>D</b></p>
<p>4</p>	<p>5</p>	<p>SCALE: 1:1</p>	<p>SHEET 1 OF 1</p>





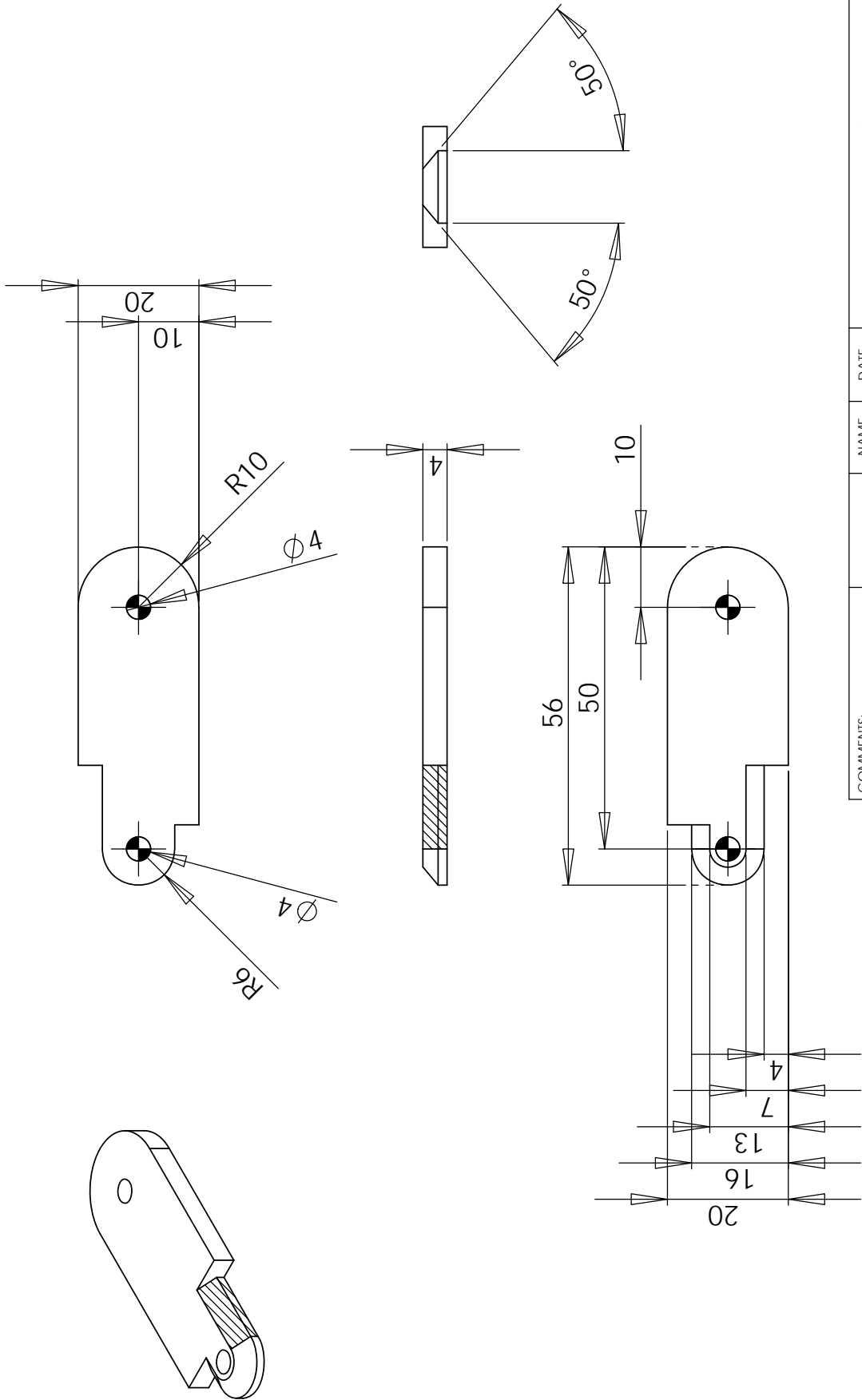
DRAWN		NAME	DATE	NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
CHECKED		KSH	22.03.2010	TITLE:	
ENG APPR.		ØS	13.04.2010	Finger 2.Falang	
MFG APPR.		PIS	25.03.2010	SIZE	DWG. NO.
Q.A.		PIS	25.03.2010	<b>A</b>	Finger2Falang
		KSH	26.07.2010	REV	<b>D</b>
COMMENTS:		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE		SCALE: 1:1	SHEET 1 OF 1
INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:		POM			
MATERIAL:		26.07.2010			
FINISH:		DO NOT SCALE DRAWING			
<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b></p> <p>THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>					





<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:</p> <p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p> <p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:          MATERIAL: POM          FINISH: 26.07.2010          DO NOT SCALE DRAWING</p>		<p>NAME: KSH          DATE: 22.03.2010</p> <p>ØS: 13.04.2010          PIS: 25.03.2010</p> <p>PIS: 25.03.2010          KSH: 26.07.2010</p> <p>Q.A.</p>		<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p> <p>TITLE: <b>Finger 3.Falang</b></p>		<p>SIZE: <b>A</b>          DWG. NO.: <b>Finger3Falang</b>          REV: <b>D</b></p>		<p>SCALE: 1:1</p> <p>SHEET 1 OF 1</p>	
--	--	--	--	---	--	---	--	--	--	---------------------------------------	--





NTNU, Department of Engineering Cybernetics

TITLE:

# Tommelplate

NAME	DATE
KSH	22.03.2010
ØS	13.04.2010
PIS	25.03.2010
PIS	25.03.2010
KSH	26.07.2010

COMMENTS:
DRAWN
CHECKED
ENG APPR.
MFG APPR.
Q.A.

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE

INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:

MATERIAL

FINISH

DO NOT SCALE DRAWING

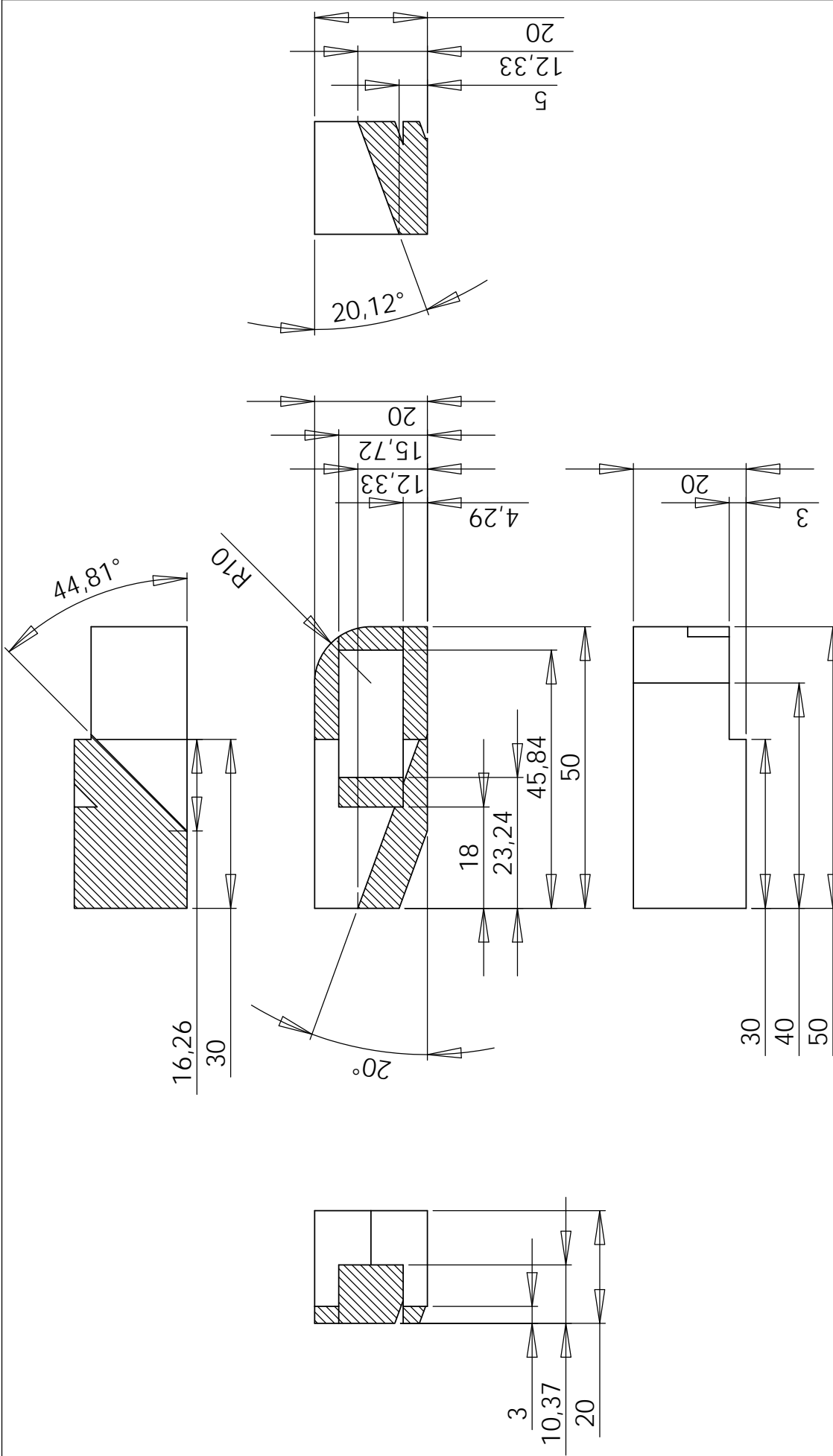
**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**


THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

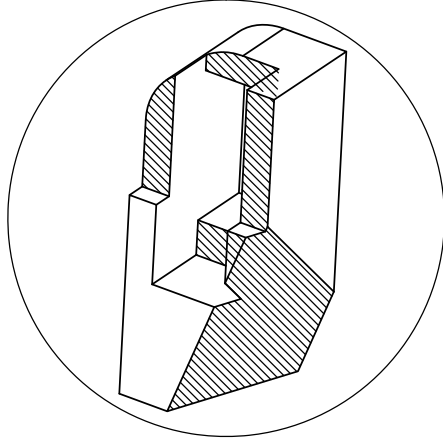
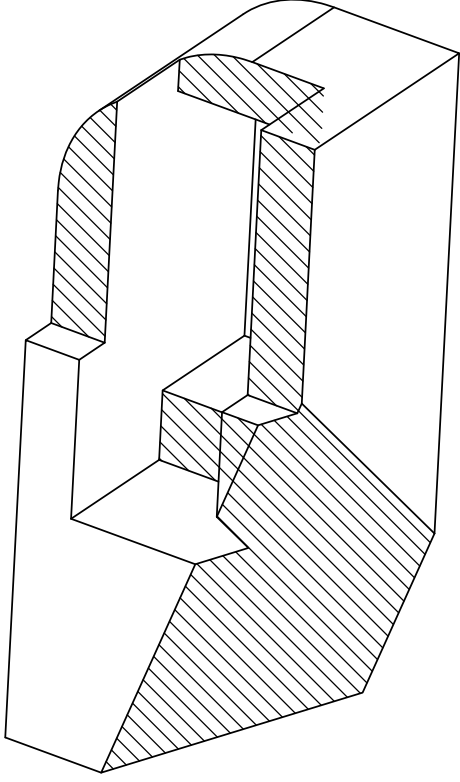
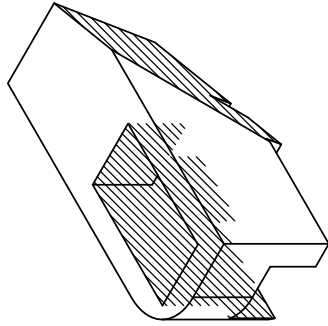
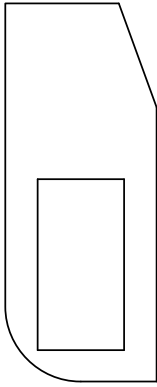
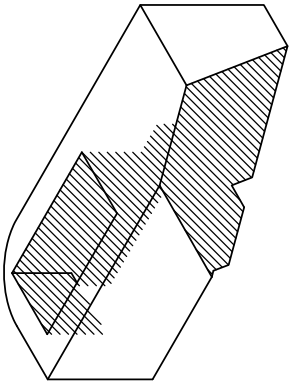


SIZE	DWG. NO.	REV
<b>A</b>	TommelPlate	<b>D</b>

SCALE: 1:1



<b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b> THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.		<b>COMMENTS:</b> UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: MATERIAL: POM FINISH: 26.07.2010 DO NOT SCALE DRAWING		NAME: KSH DATE: 22.03.2010 DRAWN: ØS CHECKED: PIS 13.04.2010 ENG APPR.: PIS 25.03.2010 MFG APPR.: PIS 25.03.2010 Q.A.: KSH 26.07.2010		NTNU, Department of Engineering Cybernetics TITLE: <h1>Servoledde Tommei</h1>	
				SIZE: <b>A</b>	DWG. NO.: Tommerservoledde	REV: <b>D</b>	
				SCALE: 1:1	SHEET 1 OF 2		



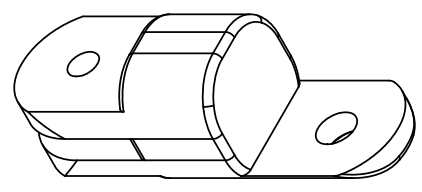
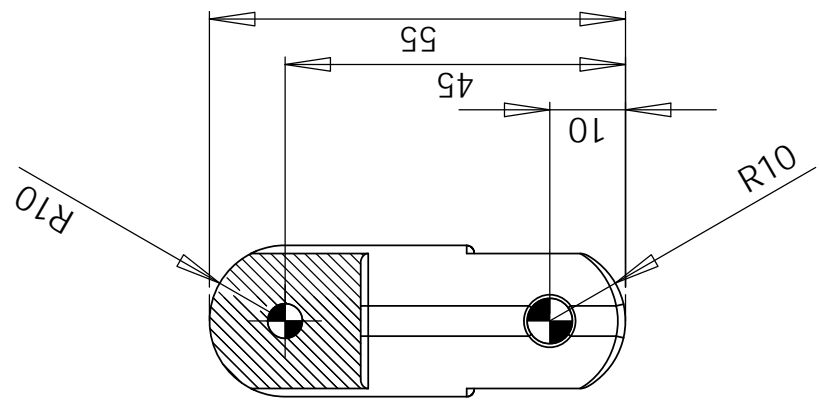
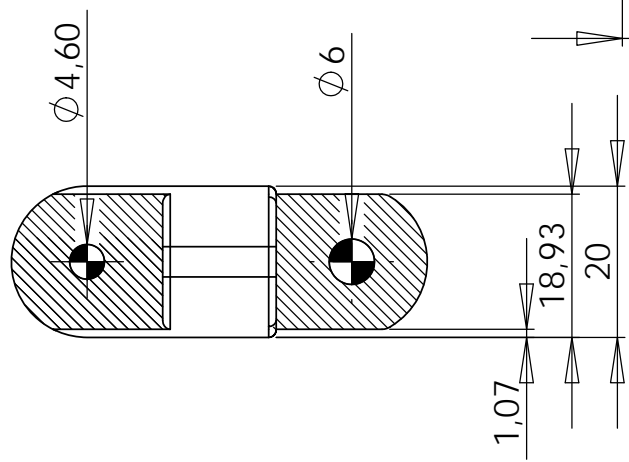
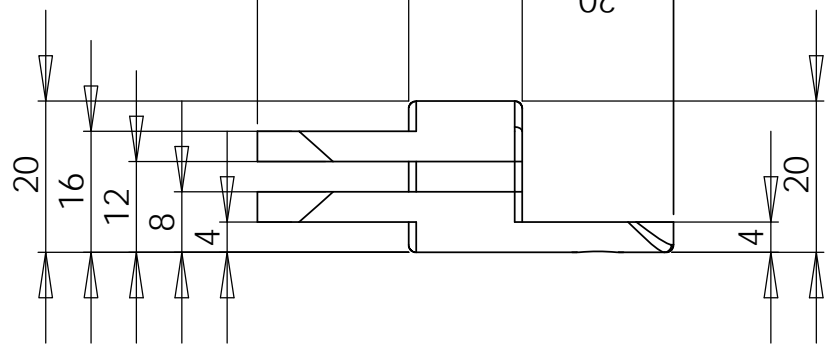
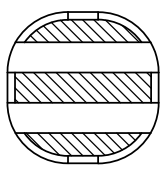
**DETAIL A**  
**SCALE 2:1**

**A**

**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS:		NAME	DATE	NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE		KSH	22.03.2010	TITLE:	
INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:		ØS	13.04.2010	Servoledge Tommel	
MATERIAL		PIS	25.03.2010	SIZE	DWG. NO.
FINISH		PIS	25.03.2010	<b>A</b>	TommerServoledge <b>D</b>
DO NOT SCALE DRAWING		Q.A.	26.07.2010	SCALE: 1:1	SHEET 2 OF 2





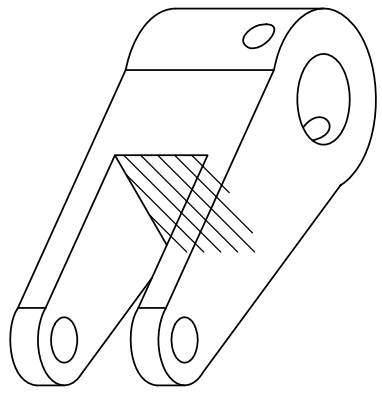
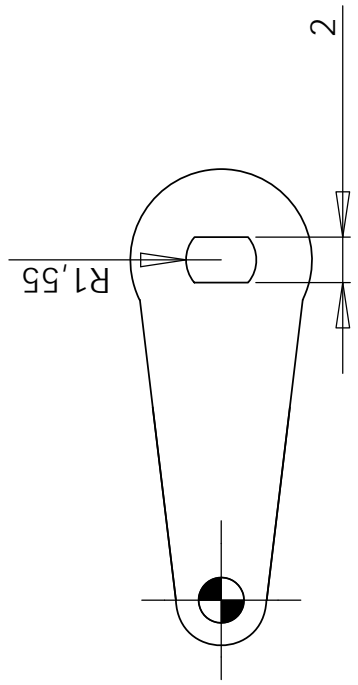
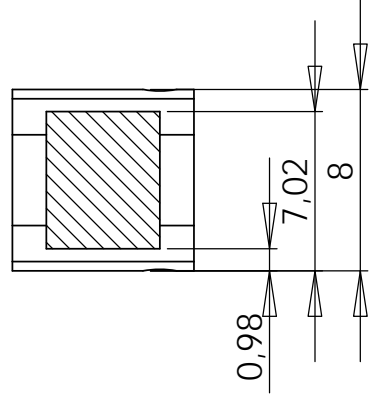
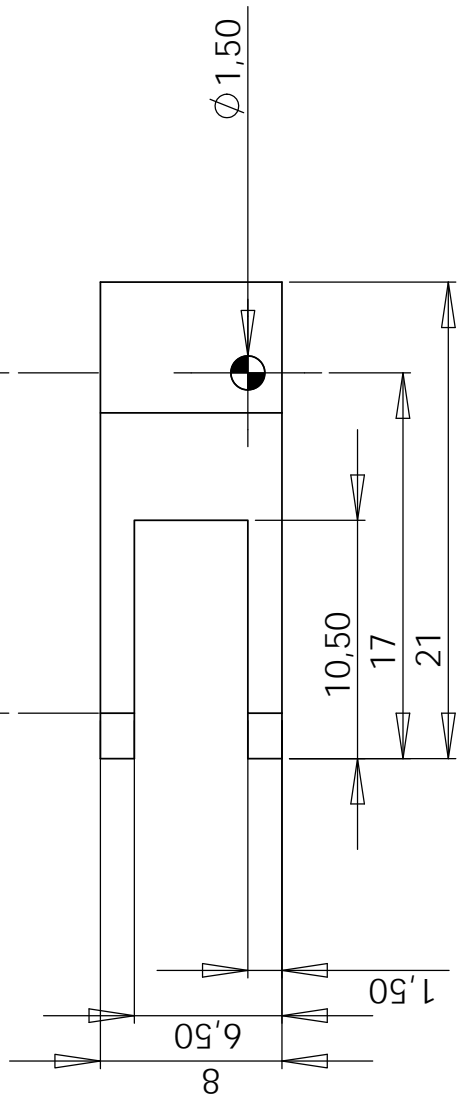
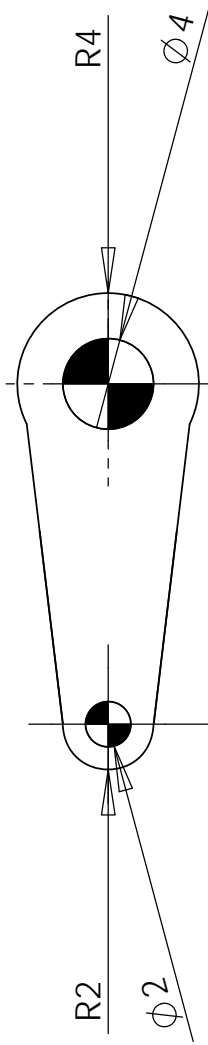
**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS:  
 UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  
 INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:  
 MATERIAL  
 POM  
 FINISH  
 26.07.2010  
 DO NOT SCALE DRAWING

DRAWN	NAME	DATE
CHECKED	KSH	22.03.2010
ENG APPR.	ØS	13.04.2010
MFG APPR.	PIS	25.03.2010
Q.A.	PIS	25.03.2010
	KSH	26.07.2010



NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
TITLE: <b>Tommelfinger Falang</b>	
SIZE <b>A</b>	DWG. NO. TommelfingerFalang
REV <b>D</b>	
SCALE: 1:1	SHEET 1 OF 1



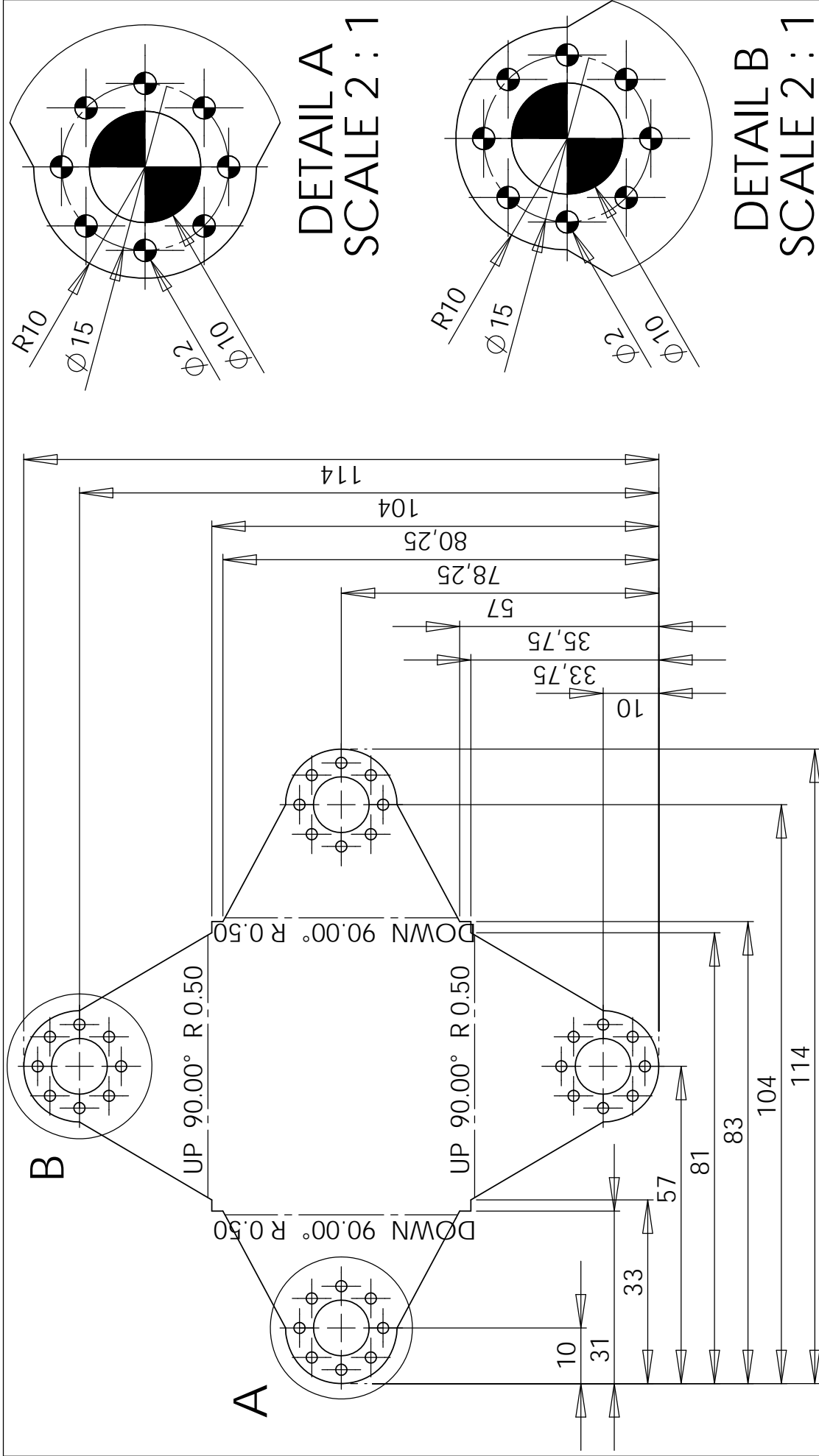
**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS:  
 UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  
 INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:  
 MATERIAL: Aluminium  
 FINISH: 26.07.2010  
 DO NOT SCALE DRAWING

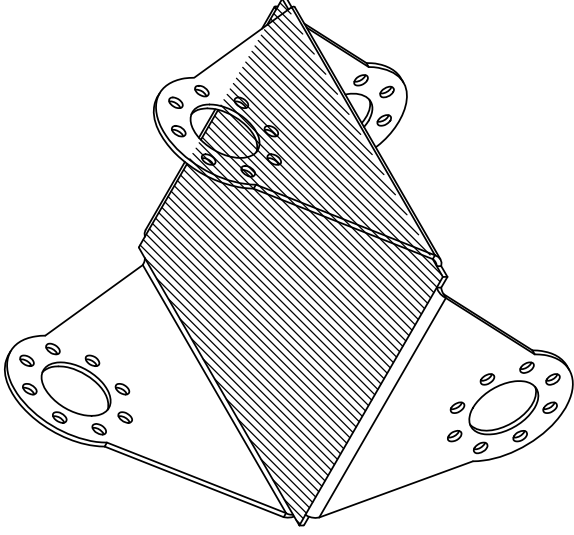
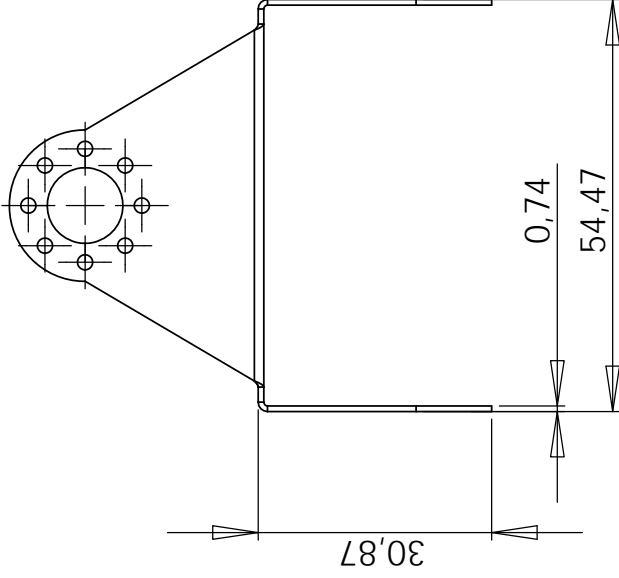
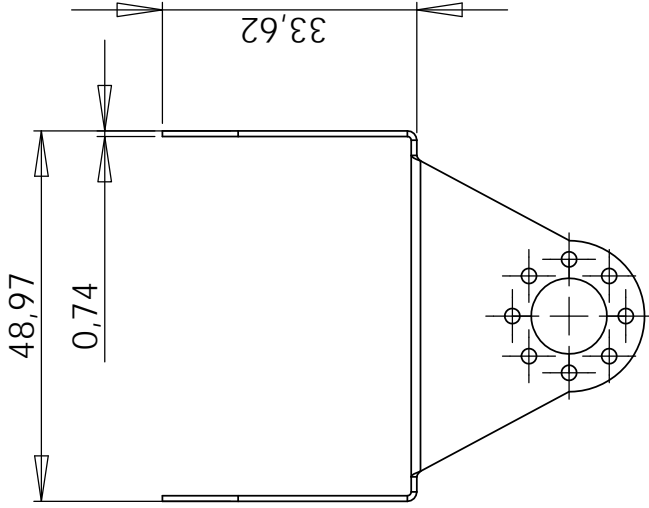
DRAWN	NAME	DATE
	KSH	22.03.2010
CHECKED	ØS	13.04.2010
ENG APPR.	PIS	25.03.2010
MFG APPR.	PIS	25.03.2010
Q.A.	KSH	26.07.2010



NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
TITLE: Servohorn	
SIZE: A	DWG. NO.: Servohorn
REV: D	SHEET 1 OF 1
SCALE: 3:1	

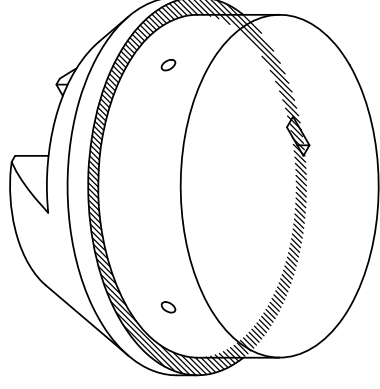
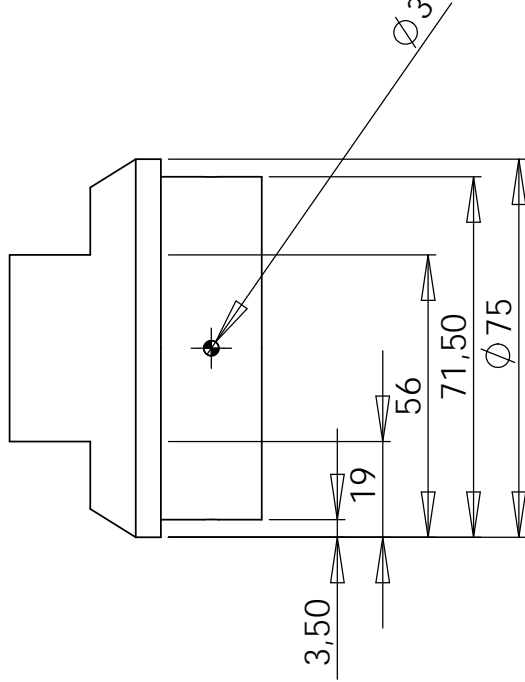
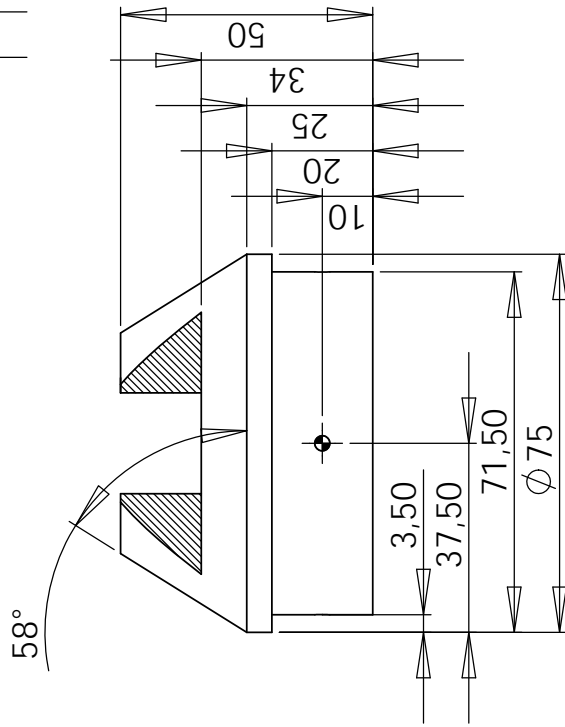
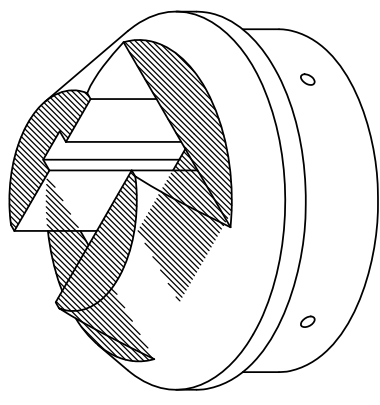
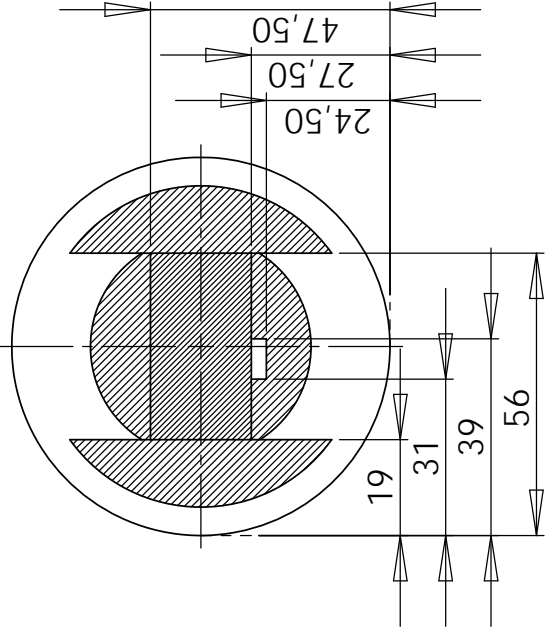
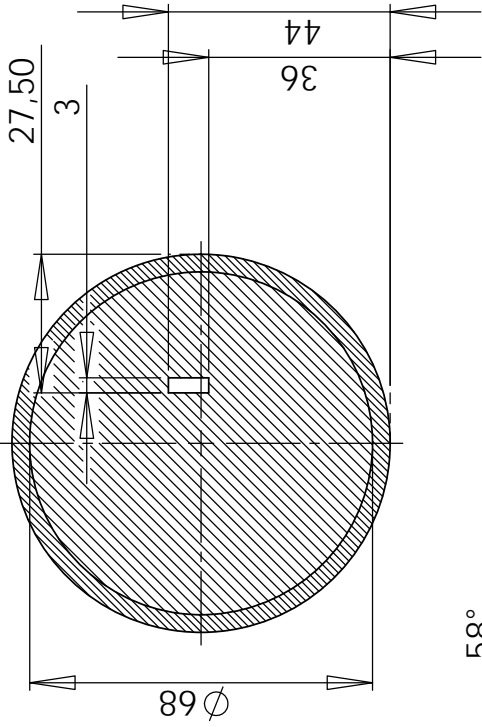


<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b> THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>NAME: KSH DATE: 22.03.2010</p>		<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p>	
<p>UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>		<p>DRAWN: ØS CHECKED: PIS ENG APPR.: PIS MFG APPR.: PIS Q.A.: KSH</p>		<p>TITLE: Servohengsel håndledd</p>	
<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: Aluminium FINISH: 26.07.2010</p>		<p>Q.A.: KSH DATE: 26.07.2010</p>		<p>SIZE: A DWG. NO.: ServoholderHandledd REV: D</p>	
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>		<p>SCALE: 1:1</p>		<p>SHEET 1 OF 2</p>	



<p><b>PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL</b>          THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.</p>		<p>COMMENTS:          UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE</p>	<p>NAME          KSH</p>	<p>DATE          22.03.2010</p>	<p>NTNU, Department of Engineering Cybernetics</p>
<p>INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:          MATERIAL          Aluminium          FINISH          26.07.2010</p>	<p>DRAWN          CHECKED          ENG APPR.          MFG APPR.          Q.A.</p>	<p>ØS          PIS          PIS          KSH</p>	<p>13.04.2010          25.03.2010          25.03.2010          26.07.2010</p>	<p>TITLE:          Servohengsel handledd</p>	<p>SIZE          A</p>
<p>DO NOT SCALE DRAWING</p>	<p>MYO          POSSIBILITY</p>	<p>DWG. NO.          ServoholderHandledd</p>	<p>REV          D</p>	<p>SCALE: 1:1</p>	<p>SHEET 2 OF 2</p>





**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS:  
 UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  
 INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:  
 MATERIAL  
 POM  
 FINISH  
 26.07.2010  
 DO NOT SCALE DRAWING

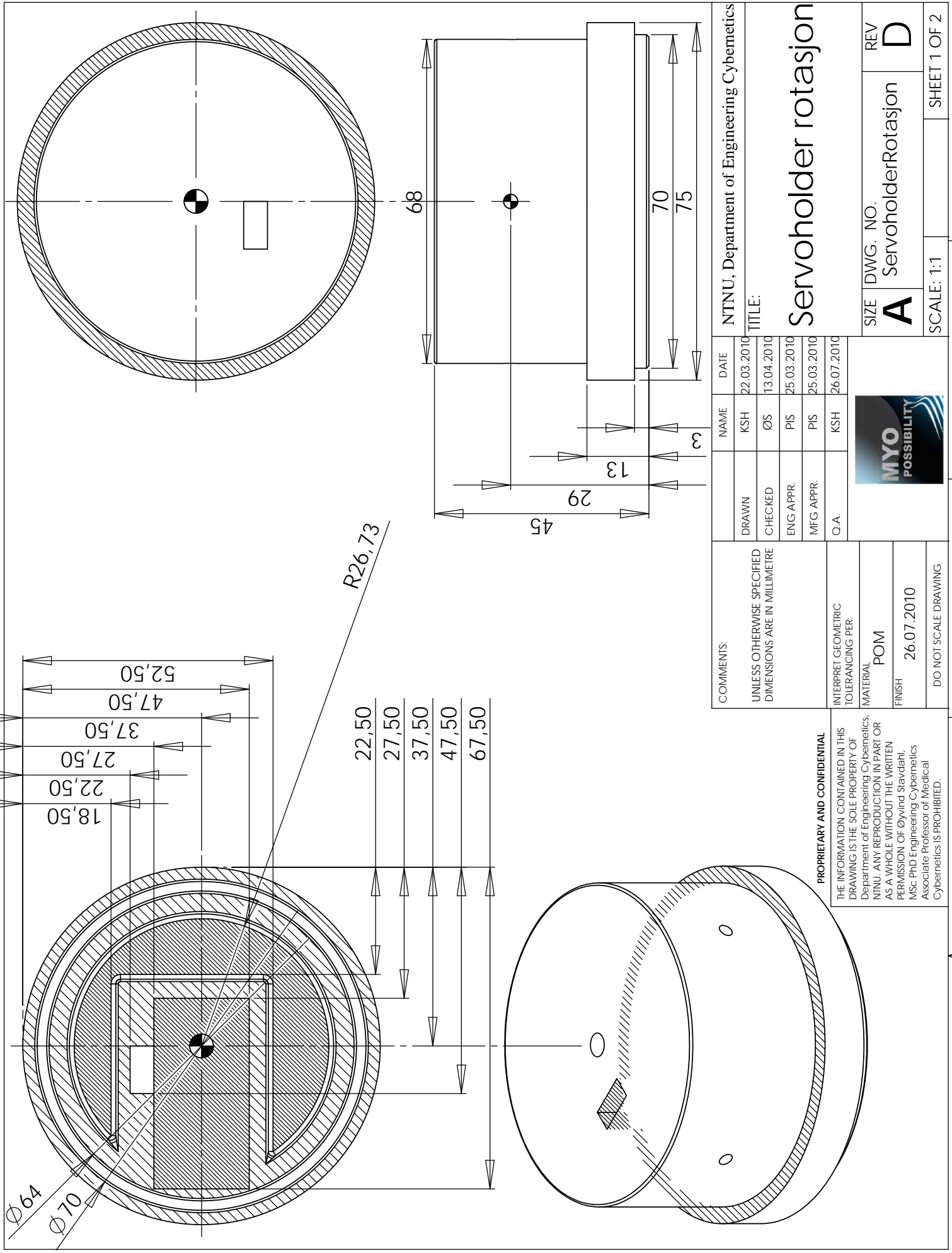
DRAWN	CHECKED	ENG APPR.	MFG APPR.	Q.A.

NAME	DATE
KSH	22.03.2010
ØS	13.04.2010
PIS	25.03.2010
PIS	25.03.2010
KSH	26.07.2010

NTNU, Department of Engineering Cybernetics  
 TITLE:  
**Endestykke underarm**  
 SIZE DWG. NO. REV  
**A** EndestykkeUnderarm **D**  
 SCALE: 1:1.5 SHEET 1 OF 1







NTNU, Department of Engineering Cybernetics

TITLE: Servoholder rotasjon

SIZE DWG. NO. REV  
**A** ServoholderRotasjon **D**

SCALE: 1:1 SHEET 1 OF 2

NAME	DATE
KSH	22.03.2010
ØS	13.04.2010
PIS	25.03.2010
PIS	25.03.2010
KSH	26.07.2010

COMMENTS:

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE

INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:

MATERIAL: POM

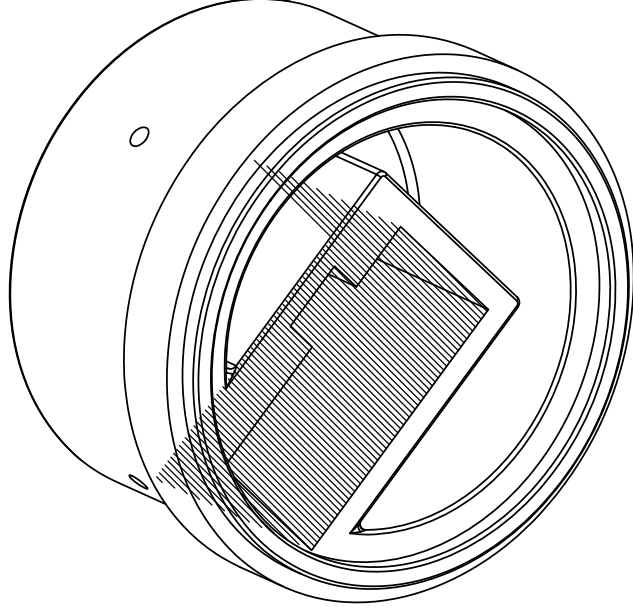
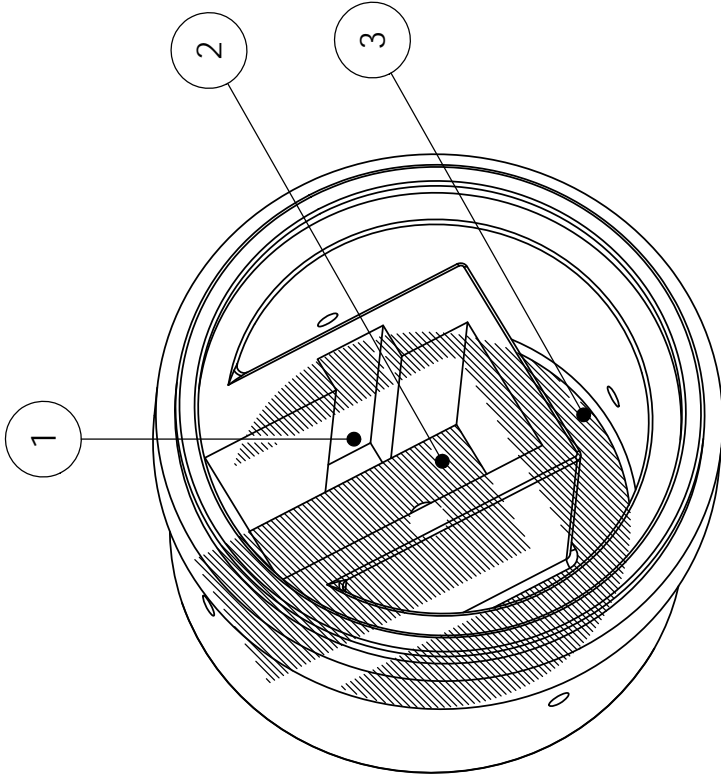
FINISH: 26.07.2010

DO NOT SCALE DRAWING

**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**

THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.




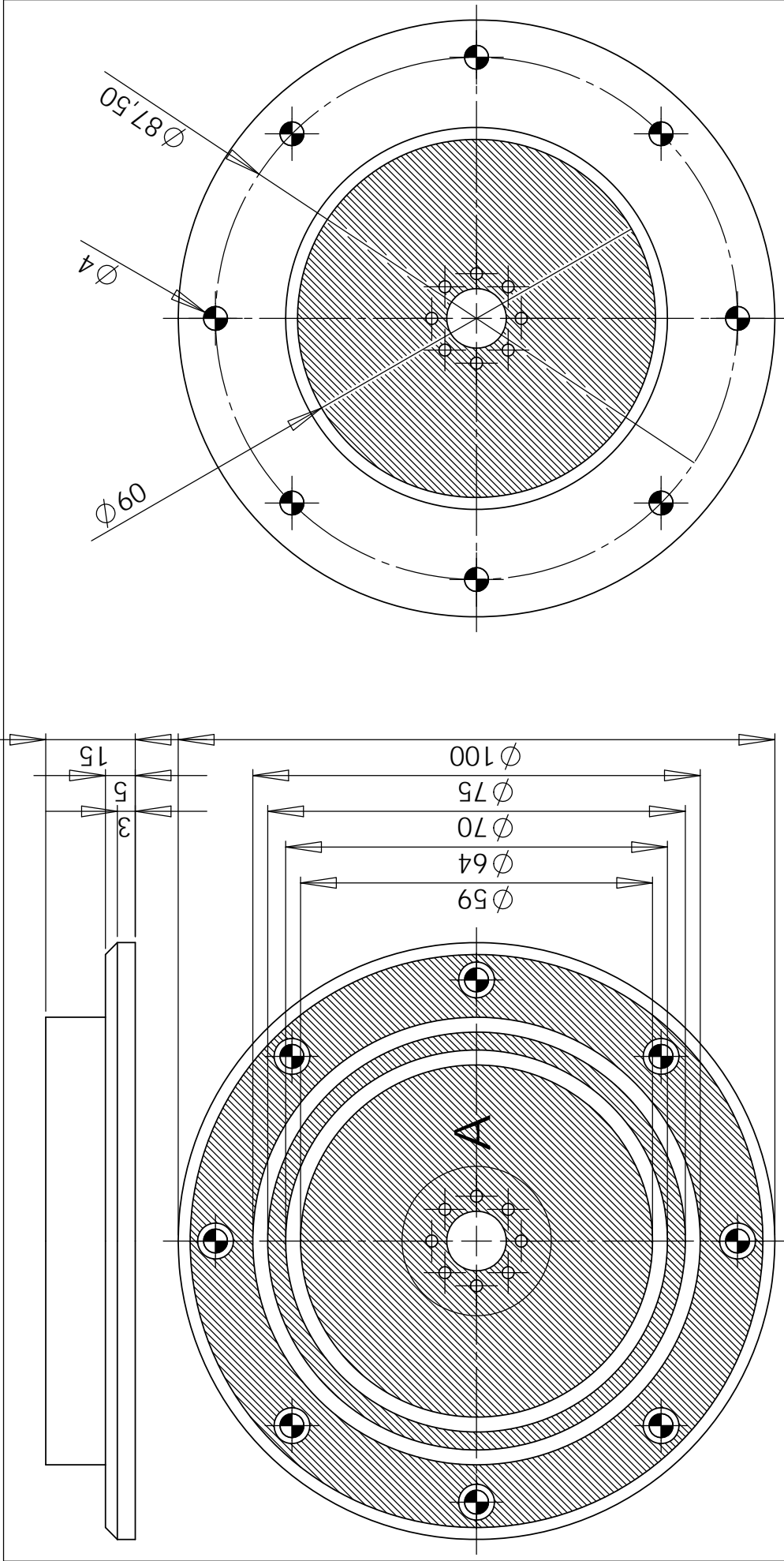


SHADED AREA MEANS MILL.  
DEPTHS ARE MARKED

No.	Depth
1	Through all
2	36,5mm
3	36,5mm

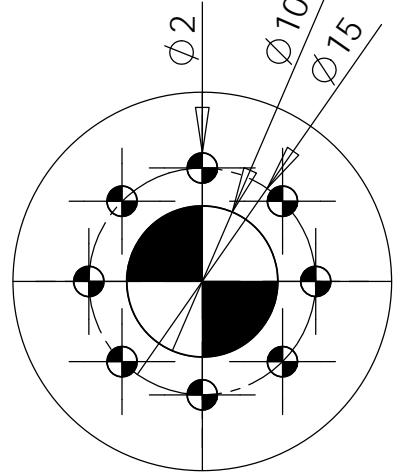
**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS: UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: MATERIAL POM FINISH 26.07.2010 DO NOT SCALE DRAWING	DRAWN KSH	NAME KSH	DATE 22.03.2010	NTNU, Department of Engineering Cybernetics TITLE: Servoholder rotasjon
	CHECKED ØS	NAME ØS	DATE 13.04.2010	SIZE DWG. NO. REV <b>A</b> ServoholderRotasjon <b>D</b>
	ENG APPR. PIS	NAME PIS	DATE 25.03.2010	
	MFG APPR. PIS	NAME PIS	DATE 25.03.2010	SCALE: 1:1 SHEET 2 OF 2
	Q.A. KSH	NAME KSH	DATE 26.07.2010	



# DETAIL A SCALE 2:1

**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

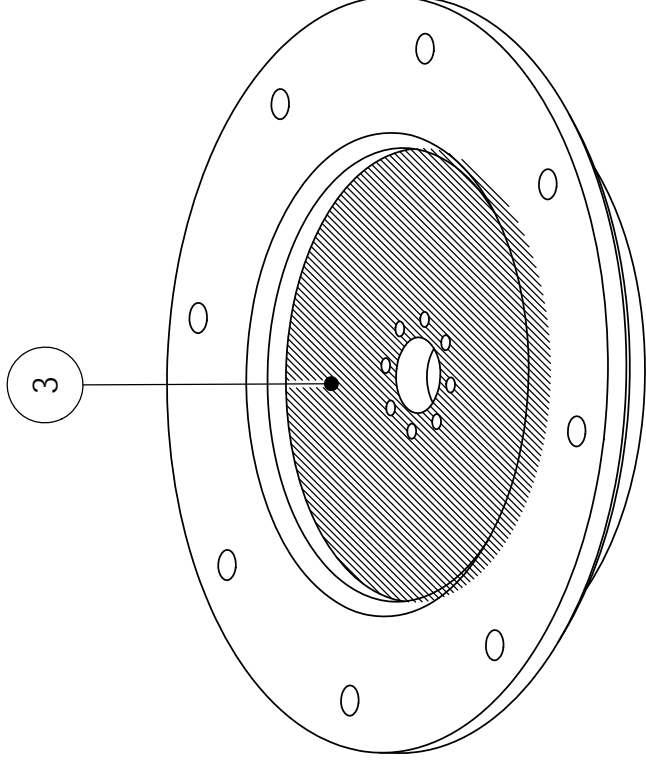
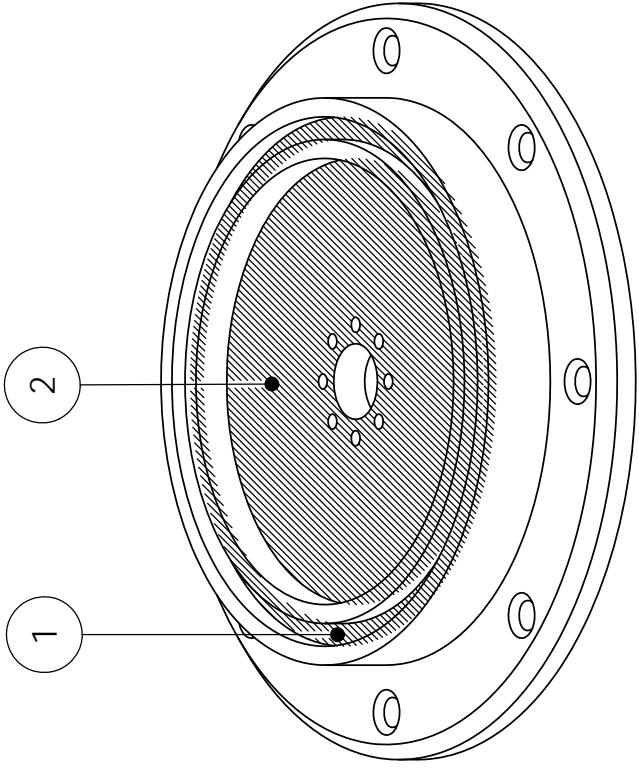


**COMMENTS:**  
 UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  
 INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:  
 MATERIAL: POM  
 FINISH: 26.07.2010  
 DO NOT SCALE DRAWING

NAME	DATE
KSH	22.03.2010
ØS	13.04.2010
PIS	25.03.2010
PIS	25.03.2010
KSH	26.07.2010




NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
TITLE: Baseplate Rotasjon	
SIZE: <b>A</b>	DWG. NO.: BaseplateRotasjon
REV: <b>D</b>	SCALE: 1:1
SHEET 1 OF 2	



SHADED AREA MEANS MILL.  
DEPTHS ARE MARKED

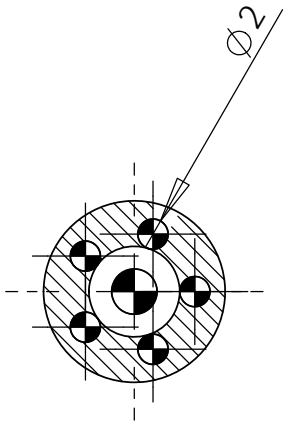
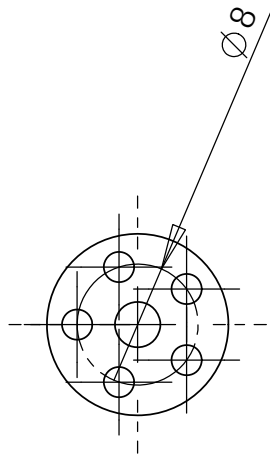
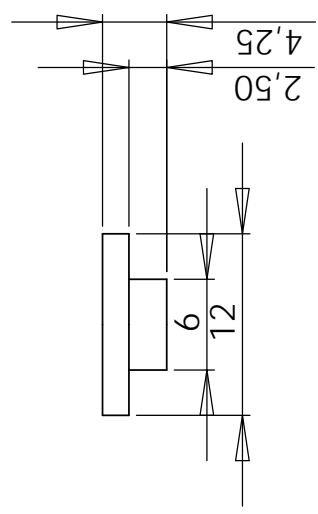
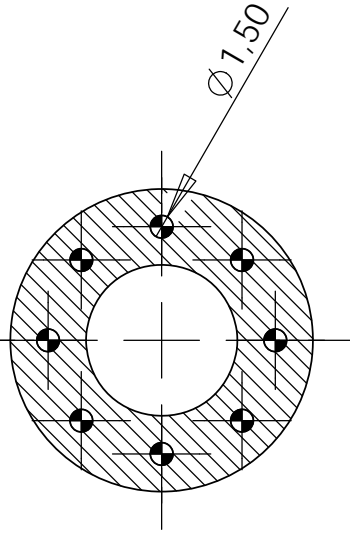
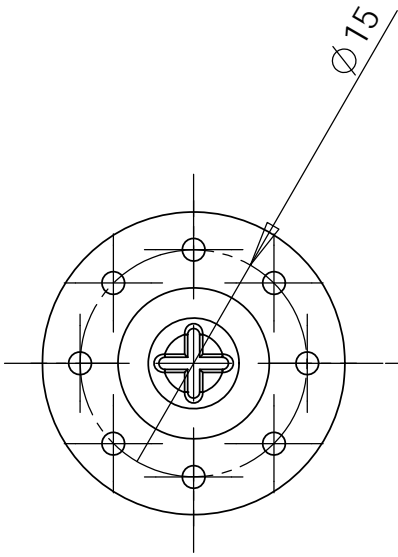
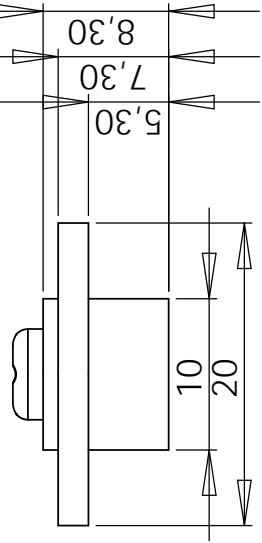
No.	Depth
1	3mm
2	5mm
3	5mm

**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS: UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER: MATERIAL POM FINISH 26.07.2010 DO NOT SCALE DRAWING	DRAWN KSH	NAME KSH	DATE 22.03.2010	NTNU, Department of Engineering Cybernetics TITLE: <b>Baseplate Rotasjon</b>
	CHECKED ØS	NAME ØS	DATE 13.04.2010	SIZE DWG. NO. REV <b>A</b> BaseplateRotasjon <b>D</b>
	ENG APPR. PIS	NAME PIS	DATE 25.03.2010	
	MFG APPR. PIS	NAME PIS	DATE 25.03.2010	SCALE: 1:1 SHEET 2 OF 2
	Q.A. KSH	NAME KSH	DATE 26.07.2010	
				

HSR-5498SG

HS-5065MG



**PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL**  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF Department of Engineering Cybernetics, NTNU. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF Øyvind Stavdahl, MSc PhD Engineering Cybernetics Associate Professor of Medical Cybernetics IS PROHIBITED.

COMMENTS:  
 UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETRE  
 INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:  
 MATERIAL  
 POM  
 FINISH  
 26.07.2010  
 DO NOT SCALE DRAWING

NAME	DATE
KSH	22.03.2010
ØS	13.04.2010
PIS	25.03.2010
PIS	25.03.2010
KSH	26.07.2010

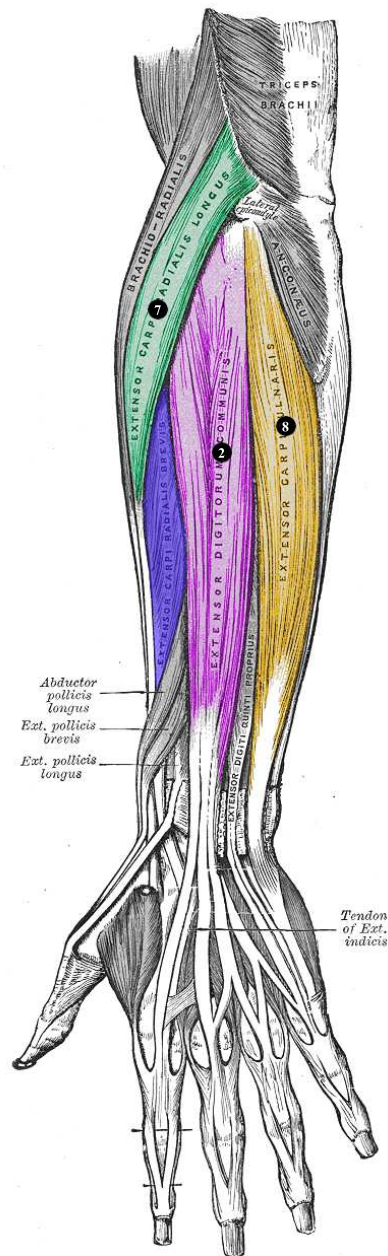


NTNU, Department of Engineering Cybernetics	
TITLE: <h1>Servohorn</h1>	
SIZE <b>A</b>	DWG. NO. SirkulereServohorn
REV <b>D</b>	
SCALE: 2:1	SHEET 1 OF 1

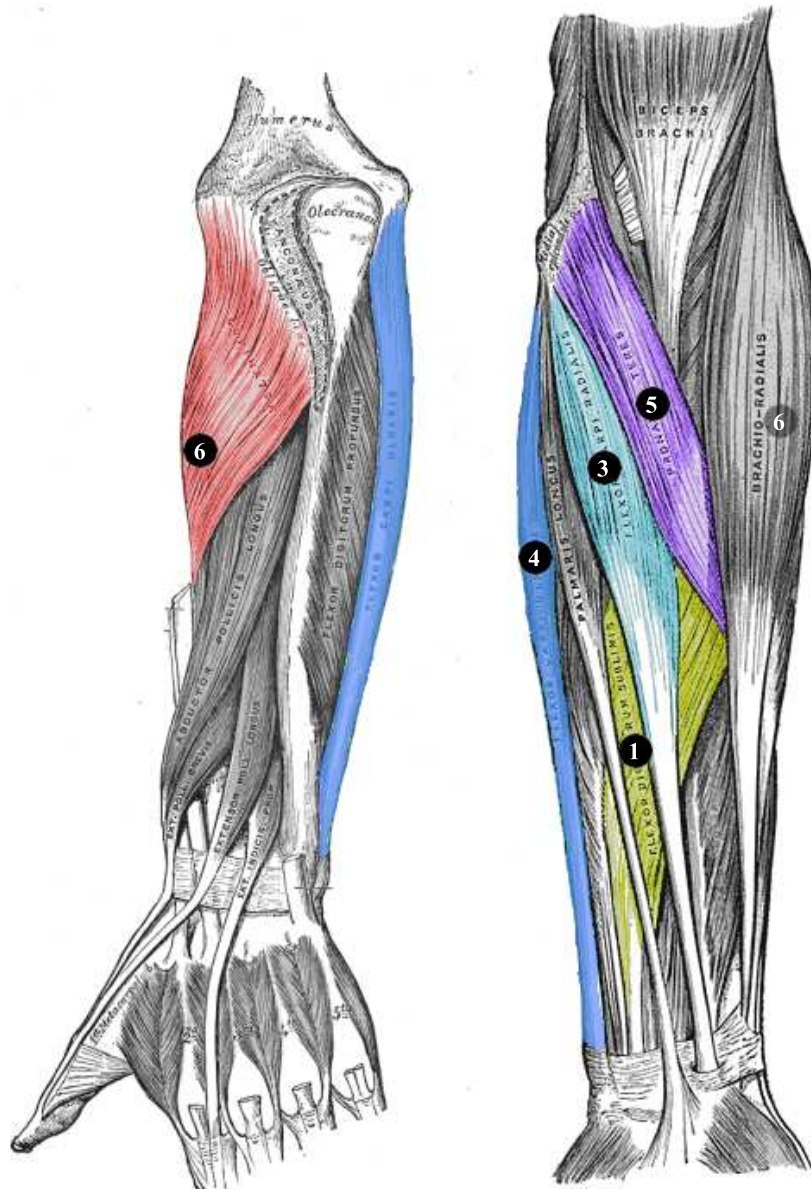




### A.3 Elektrodeplassering



**Figur A.1:** Elektrodeplassering overside underarm, venstre arm (Ytterste muskellag, Gray 1918)

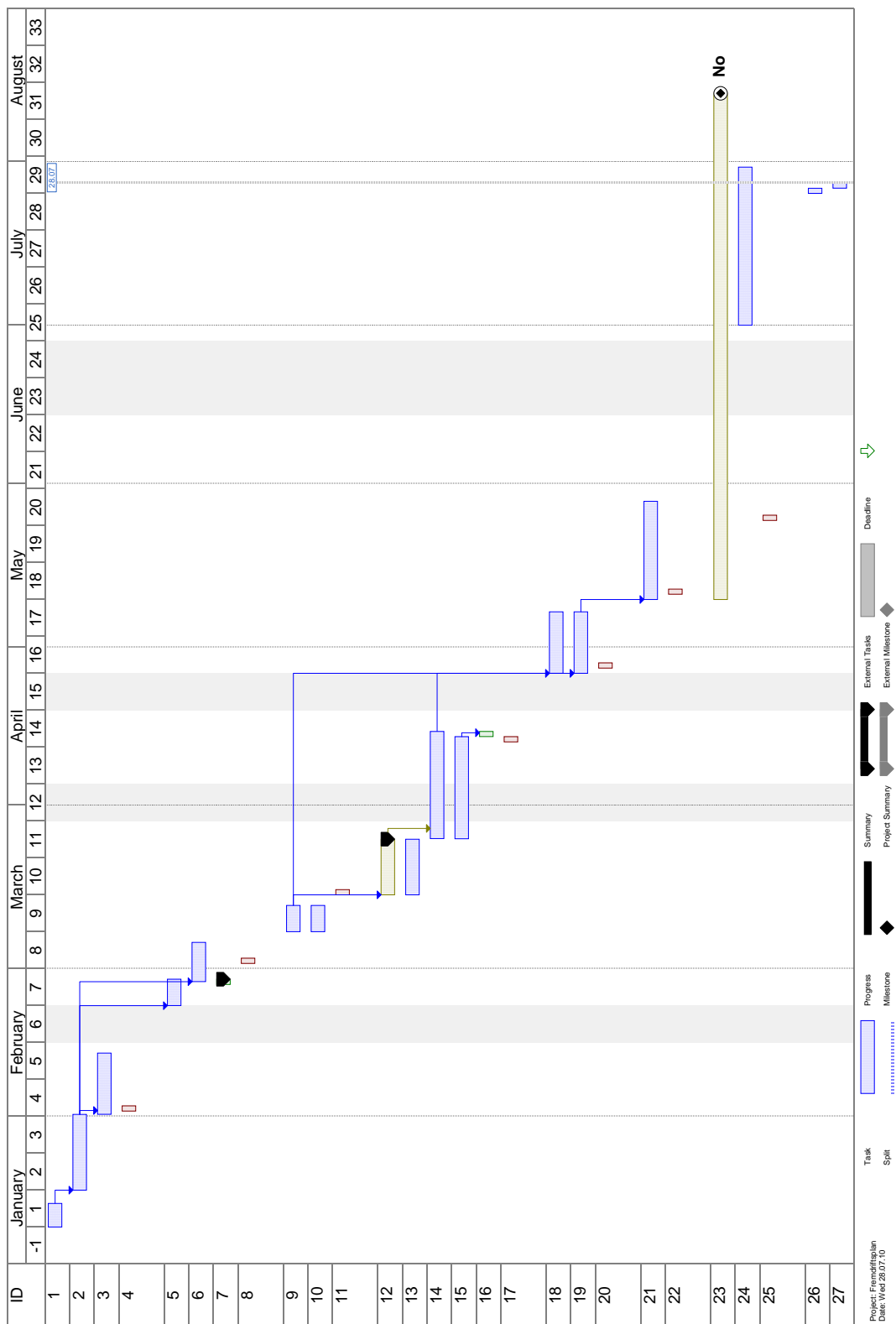


**Figur A.2:** Elektrodeplassering underside underarm, venstre arm, illustrasjon til venstre, og *Supinator* sett fra overside underarm, venstre arm (Gray 1918).

## A.4 Fremdriftsplan & Regnskap

ID	Endringer Fremdriftsplan oppdatert 27 juli 2010	Start	Finish
1	Sette opp disposisjon rapport og tidsplan. Begynne bakgrunnsstudie.	Mon 11.01.10	Fri 15.01.10
2	Skissere løsninger, utforme prototype i akryl	Mon 18.01.10	Mon 01.02.10
3	Skrive rapport basert på fysisk modell	Mon 01.02.10	Fri 12.02.10
4	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 02.02.10	Tue 02.02.10
5	Konkret velge løsninger for ledd og aktuatorer	Mon 22.02.10	Fri 26.02.10
6	Planlegge videre utforming, skrive om utforming og valg	Fri 26.02.10	Fri 05.03.10
7	Søke fond og legater til støtte	Fri 26.02.10	Fri 26.02.10
8	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 02.03.10	Tue 02.03.10
9	Løsninger ledd og akt., skrive om utforming og valg	Mon 08.03.10	Fri 12.03.10
10	Produsere tegninger for endelig versjon	Mon 08.03.10	Fri 12.03.10
11	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Mon 15.03.10	Mon 15.03.10
12	Leverte tegninger til verksted 22.mars, materiale POM	Mon 15.03.10	Thu 25.03.10
13	Bestille deler/servo 25.mars	Mon 15.03.10	Thu 25.03.10
14	Skrive rapport / følge opp verksted	Thu 25.03.10	Wed 14.04.10
15	Skrive rapport / følge opp verksted	Thu 25.03.10	Tue 13.04.10
16	Arbeid med styresystem. Kombinere med prosjektoppgave.	Wed 14.04.10	Wed 14.04.10
17	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 13.04.10	Tue 13.04.10
18	Funksjonstesting / følge opp verksted	Mon 26.04.10	Fri 07.05.10
19	Videre testing og dokumentering / følge opp verksted	Mon 26.04.10	Fri 07.05.10
20	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 27.04.10	Tue 27.04.10
21	Montering og utprøving av endelig modell	Mon 10.05.10	Fri 28.05.10
22	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 11.05.10	Tue 11.05.10
23	Resultater utprøving med rapportskrivning	Mon 10.05.10	Fri 13.08.10
24	Siste bestilling, montering og testing	Thu 01.07.10	Fri 30.07.10
25	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 25.05.10	Tue 25.05.10
26	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Mon 26.07.10	Mon 26.07.10
27	Veiledningsmøte med Øyvind Stavdahl	Tue 27.07.10	Tue 27.07.10

Figur A.3: Fremdriftsplan Masteroppgave 2010, del 1



Figur A.4: Fremdriftsplan Masteroppgave 2010, del 2

Dato	Hva	stk.	Pris	Forhandler	Kommentar
Kjøpt			kr pr. stk.	Sum	
	Servoer og tilbehør				
25.03.10	HPP-21 Interface Cable	1	4340,12	Servocity.com	Servoprogr.
25.03.10	HPP-21 Plus+ Servo Prog.	1		Servocity.com	Fingre
25.03.10	Servo Hitec HS-5085MG	2		Servocity.com	Tommel
25.03.10	Servo Hitec HS-5065MG	1		Servocity.com	Tommel
25.03.10	Servo Hitec HS-5055MG	1		Servocity.com	Håndledd
25.03.10	Servo Hitec HSR-5498SG	3		Servocity.com	
25.03.10	Servokontroller NXTServo-v2	1	300,00	mindsensors.com	Servokontroller
01.07.10	Servo HiTec HS-5645MG	1	472,00	Elfum AS	Fingre
01.07.10	SEGGGER J-Link	1	626,16	SEGGGER.com	JTAG Emulator
	Materialer				
24.03.10	Messingrør	1	18,00	Hobby-Shop AS	
24.03.10	Kulelager 4x8x3mm	22	15,00	Hobby-Shop AS	Ledd
27.05.10	Kulelager	2	42,00	Hobby-Shop AS	Servohorn
27.05.10	Trinser	8	19,00	Hobby-Shop AS	Taljesystem
27.05.10	Strekfisk	3	17,00	Hobby-Shop AS	Taljesystem
27.05.10	Taljeholder	3	18,00	Hobby-Shop AS	Taljesystem
24.03.10	Kulelager 4x8x3mm	12	20,00	Smallsize Hobbyland	Ledd
24.03.10	Tail Drive Belt Guide	2	39,00	Smallsize Hobbyland	Ledehjul
24.03.10	Skrue 2x10mm	1x10	25,00	Smallsize Hobbyland	Til ledehjul
24.03.10	Skrue 3x16mm	2x8	39,00	Smallsize Hobbyland	Ledd
24.03.10	Låsemutter 3mm	2x8	25,00	Smallsize Hobbyland	Ledd
10.04.10	Tail Drive Belt Guide	3	39,00	Smallsize Hobbyland	Ledehjul
27.05.10	Kulelager 2x5x2,5mm	1	49,00	Smallsize Hobbyland	Servohorn
	Uten materialer og arbeid		Totalt	7137,95	kr

Tabell A.2: Regnskap MyoPossibility 2010