

# Design av multimodal inputsensor for armproteser

**Trond Suleng**

Master i teknisk kybernetikk

Innlevert: Juni 2012

Hovedveileder: Øyvind Stavadahl, ITK

Medveileder: Anders Fougner, ITK

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet  
Institutt for teknisk kybernetikk



---

*Masteroppgave*  
*TTK4705 Medisinsk kybernetikk*

# Design av multimodal input-sensor for armproteser

*Trond Suleng*

*Veiledere:*  
*Øyvind Stavadahl*  
*Anders Fougner*

*Trondheim, 7. juni 2012*

---



NTNU

Det skapende universitet

Fakultet for informasjonsteknologi, matematikk og elektroteknikk  
INSTITUTT FOR TEKNISK KYBERNETIKK





## Masteroppgave

Studentens navn: Trond Suleng  
Fag: Teknisk kybernetikk  
Tittel (norsk): Multimodal inputsensor for armproteser  
Tittel (English): Mutlimodal input sensor for upper-limb prostheses  
Beskrivelse:

I flere tiår har armproteser hovedsakelig blitt styrt via av bevegelser i intakte ledd («kroppsdrivne proteser»), myoelektriske elektroder, eller et fåtall andre sensortyper. Det er nå økende interesse for å integrere flere sensortyper i protesene, dels fordi avanserte MEMS-baserte sensorer er svært små, billige og krever lite effekt, og dels fordi det har vist seg at flere sensortyper kan gi mer robust styring.

I dette prosjektet skal du arbeide videre med resultatene fra et tidligere studentprosjekt, med tanke på å komme fram til et allsidig maskin- og programvareoppsett som er egnet til videre forskning på temaet.

1. Gi en kort oversikt over tidligere rapporterte styringsstrategier for flerfunksjonelle armproteser, med vekt på multimodale systemer og bruk av mønstergjenkjenning.
2. Foreta de forbedringer og generaliseringer av den foreliggende multimodale sensoren som er forenlige med prosjektets tidsrammer og øvrige omfang.
3. Foreta en evaluering av den forbedrede sensoren som inputsensor for et flerfunksjonelt armprotesesystem, der flest mulig av sensormodalitetene inngår.

Faglærer: 1. aman. Øyvind Stavadahl  
Faglig veileder: PhD-kandidat Anders L. Fougner

Trondheim, 16.12.2012

Øyvind Stavadahl  
Faglærer



## Abstract

Every year, many people lose body parts as a result of illness or accidents. An electric arm prosthesis offers those people a chance to regain lost functionality as a result of amputation, but today's technology is not nearly good enough to compensate for the functionality of a healthy human arm. Input sensors used in arm prosthetics today are usually based on surface electro myography (SEMG). SEMG measures muscle activity from the outside of the body with the help of electrodes. These sensors are prone to measurement errors and uncertainties as a result of different types of noise. Common-mode voltage from the surroundings and noise as a result of physical external stimuli can result in faulty or error prone signals. By introducing sensors that can measure the external stimuli on the electrodes, it is possible to develop more accurate and robust sensors that can drastically improve the control and functionality of the prosthesis.

This report presents the design and testing of a multi modal unit (MMU) for research on prosthesis control. The unit is designed with focus on modularity and accurate measurement of data from the different sensors modalities.

The prototype seeks to enable measurement of contact force between an SEMG sensor and the skin of the prosthesis user. The goal is to be able to examine the correlation between SEMG contact force and errors as a result of external stimuli. The finished unit consists of a sensor casing, a Trigno-unit from *Delsys* (2012) with SEMG and accelerometers, a force sensor circuit, and a spring. The force circuit measures the contact force on top of the Trigno-unit and the spring enables the internal components of the sensor to move in vertical direction inside the sensor casing. The finished prototype is presented in a user guide found in Appendix A.

The prototype was tested as an input sensor for a multifunctional prosthesis system. Data from the prototype can easily be collected by using LabView program and hardware from *National Instruments* (2012). The force circuit shows a linear connection between applied force and output voltage. There were uncovered deviations in the zero-point values of the force sensors as a result of horizontal movements of the force circuit relative to the Trigno-unit. The design of the spring also contributed to these deviations. It was concluded that the design of the force circuit and the spring should be re-evaluated in the continued development of the sensor.





## Sammendrag

Mange mennesker mister hvert år kroppsdeler som følge av sykdommer eller ulykker. Elektriske armproteser tilbyr brukere en mulighet til å erstatte tapt funksjonalitet som følge av en amputasjon, men kommersielle armproter i dag er ikke på langt nær gode nok til å erstatte all funksjonalitet som en frisk arm tilbyr. Input-sensorer som blir benyttet i armproteser i dag er vanligvis basert på overflatemyografi (SEMG) som måler muskelaktiviteten fra utsiden av kroppen ved hjelp av elektroder. Disse sensorene er preget av målefeil og unøyaktigheter som følge av diverse støybidrag. Common-mode spenning fra omgivelsene og bidrag som følge av ytre påkjenninger på elektrodene kan føre til unøyaktigheter i målingene. Ved å innføre sensorer som kan måle de ytre påkjenningene på elektrodene kan man utvikle mer nøyaktige og robuste sensorer som tilbyr et bedre utgangspunkt for styring av protesen og dermed øke kompleksiteten og funksjonaliteten.

Denne rapporten presenterer design og testing av en multimodal enhet (MMU) for forskning på protesestyring. Enheten er designet med hensyn på modularitet og nøyaktig måling av data fra de forskjellige sensor-enhetene.

Prototypen har som hensikt å gjøre det mulig å måle kontaktkraften mellom en SEMG-sensor og brukers hud for å undersøke sammenhengen mellom kontaktkraft og feilkildene generert av ytre påkjenninger. Den ferdige enheten består av et sensorhus med en Trigno-enhet fra *Delsys* (2012) med SEMG-sensor og akseleromere. I tillegg inkluderer prototypen også et kraftkort og en fjær. Kraftkortet måler kontaktkraften på oversiden av Trigno-enheten og fjæren tillater at enheten kan vandre vertikalt inne i huset. Den ferdige prototypen er presentert i en medfølgende brukerguide i Appendiks A.

Prototypen ble testet som input sensor for et flerfunksjonelt protesesystem. Data fra sensoren kan lett samles inn ved hjelp av LabView og hardware fra *National Instruments* (2012). Kraftkortet viser en lineær sammenheng mellom påtrykt vekt og avlest spenning. Det ble påvist avvik i nullpunktsverdiene til kraftmålingene som følge av at kraftkortet kan vandre i horisontal retning, og som følge av designet til fjæren. Det ble konkludert med at designet av kraftkortet og fjæren burde revurderes ved videre utvikling av enheten.



## Forord

Denne rapporten konkluderer min femårige sivilingeniørutdannelse ved institutt for teknisk kybernetikk på NTNU.

Myoelektriske armproteser er i dag preget av unøyaktighet og målefeil. Jeg håper at arbeidet som er lagt ned i dette prosjektet kan bidra til at man i fremtiden kan produsere mer nøyaktige og robuste input-sensorer for protesestyring. Dette kan bidra til at mange mennesker som tidligere benyttet seg av kroppsdrivene, mekaniske armproteser med få frihetsgrader og liten praktisk funksjonalitet får et bedre og mer attraktivt alternativ som kan bedre deres levestandard betraktelig.

Gjennom dette siste semesteret har jeg mottatt støtte og hjelp av mange venner og kolleger. Jeg vil benytte en liten del av rapporten til å takke de som har hjulpet meg gjennom studiet og forskningen gjennomført i denne rapporten. Jeg vil først og fremst takke mine veiledere Øyvind Stavdahl og Anders Fougner. Øyvind har alltid vært behjelpelig med verdifull input og han har vært en utømmelig kilde til inspirasjon og motivasjon. Assistentveileder Anders har også bistått med uvurderlig hjelp og kunnskap gjennom hele prosessen, og bidratt til å øke min forståelse rundt sentrale punkter i tidligere forskning.

Jeg vil også rette en takk til alle som har hjulpet til med praktisk arbeid rundt prototypen som ble konstruert i dette prosjektet. Terje Haugen og ingeniør Per Inge Snildal ved det mekaniske verkstedet for teknisk kybernetikk har bistått med ekspertise når det kommer til konstruksjon, og de har bidratt med feedback om designet som har fått meg til å revurdere og forbedre den ferdige prototypen opp til flere ganger.

Jeg vil også takke avdelingsingeniør John Olav Horrigmo ved elektronikkverkstedet for teknisk kybernetikk. Han har vært svært behjelpelig ved blandt annet opplæring i bruk av produksjonsutstyr for kretskort og loddeutstyr, noe jeg hadde stort utbytte og moro av å lære.

Terje Mugaas ved SINTEF har bidratt med verdifull informasjon om prosjektet som denne oppgaven bygger på, og har vært behjelpelig med input om alt fra design av kretskort til uklarheter og forbedringspotensialer rundt den gamle prototypen.

Jeg retter også en takk til venner og familie for støtte, korrekturlesing og gode erfaringer. Det hjelper å ha et par sivilingeniører i familien som har vært gjennom det hele en gang tidligere. Ådne Solhaug Linnerud har hjulpet meg med å tilby sitt eget lab-oppsett og protesestyringsystem for at jeg kunne teste min prototype, noe som ga rapporten det lille ekstra.

Trondheim, Mai 2012  
Trond Suleng



# Innhold

<b>1</b>	<b>Introduksjon</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Teori</b>	<b>3</b>
2.1	EMG . . . . .	3
2.2	Kroppsdrevne proteser . . . . .	4
2.3	Styring av flerfunksjonelle elektriske proteser . . . . .	5
2.3.1	Threshold . . . . .	5
2.3.2	Proporsjonalstyring . . . . .	5
2.3.3	Mønstergjenkjenning . . . . .	6
2.4	Sensorer for protesestyring . . . . .	8
2.4.1	MMG . . . . .	8
2.4.2	Myokinometri . . . . .	9
2.4.3	Ultralyd . . . . .	9
2.4.4	Potensiometere, styrespaker og brytere . . . . .	10
2.4.5	Akselerometere . . . . .	10
2.5	Multimodale systemer og multimodale enheter . . . . .	11
2.5.1	Bevegelseskomponenter . . . . .	12
<b>3</b>	<b>Designprosess</b>	<b>13</b>
3.1	Arbeidsmetode . . . . .	13
3.2	Tidligere arbeid . . . . .	14
3.2.1	FSS1500 MMU . . . . .	14
3.2.2	TMMU . . . . .	15
3.3	Kravspesifikasjon . . . . .	17
3.4	Kompatibilitet og modularitet . . . . .	18
3.4.1	Trigno . . . . .	18
3.4.2	Triad . . . . .	18
3.4.3	LTI . . . . .	19
3.5	Designforslag . . . . .	22
3.5.1	Overordnet ide . . . . .	22
3.5.2	Oppheng Trigno . . . . .	23
3.5.3	Oppheng halvkule-elektroder . . . . .	23
3.5.4	Kraftkort . . . . .	24
3.5.5	Oppheng kraftkort . . . . .	24
3.5.6	Fjær . . . . .	24
3.5.7	Sensorhus . . . . .	25
3.6	Designvalg . . . . .	32
3.6.1	Kraftkort . . . . .	32
3.6.2	Oppheng Trigno . . . . .	36
3.6.3	Oppheng halvkule-elektroder . . . . .	37
3.6.4	Oppheng kraftkort . . . . .	37

3.6.5	Sensorhus . . . . .	37
3.6.6	Fjær . . . . .	37
<b>4</b>	<b>Test av prototype</b>	<b>39</b>
4.1	Kraftkort . . . . .	39
4.1.1	Linearitet . . . . .	39
4.1.2	Hysteresese . . . . .	40
4.1.3	Hysteresese fra horisontale endringer . . . . .	41
4.2	Fjær . . . . .	42
4.2.1	Vandring . . . . .	42
4.2.2	Hysteresese . . . . .	42
4.3	Flerfunksjonelt protesesystem . . . . .	43
4.3.1	Programvare . . . . .	43
4.3.2	Laboppsett . . . . .	43
<b>5</b>	<b>Resultater</b>	<b>45</b>
5.1	Prototype . . . . .	45
5.1.1	Kraftkort . . . . .	45
5.1.2	Oppheng Trigno . . . . .	46
5.1.3	Sensorhus . . . . .	46
5.1.4	Fjær . . . . .	47
5.2	Test av kraftkort . . . . .	48
5.2.1	Linearitet . . . . .	48
5.2.2	Hysteresese . . . . .	49
5.2.3	Hysteresese fra horisontale endringer . . . . .	52
5.3	Test av fjær . . . . .	54
5.3.1	Vandring . . . . .	54
5.3.2	Hysteresese . . . . .	54
5.4	Test av flerfunksjonelt protesesystem . . . . .	54
<b>6</b>	<b>Diskusjon</b>	<b>58</b>
6.1	Prototype . . . . .	58
6.1.1	Kraftkort . . . . .	58
6.1.2	Fjær . . . . .	58
6.1.3	Oppheng Trigno . . . . .	59
6.1.4	Sensorhus . . . . .	60
6.2	Test av kraftkort . . . . .	61
6.2.1	Linearitet . . . . .	61
6.2.2	Hysteresese . . . . .	61
6.2.3	Hysteresese fra horisontale endringer . . . . .	62
6.3	Test av fjær . . . . .	62
6.3.1	Vandring . . . . .	62
6.3.2	Hysteresese . . . . .	62

---

6.4	Test av flerfunksjonelt protesesystem . . . . .	63
<b>7</b>	<b>Fremtidig arbeid</b>	<b>65</b>
7.1	Oppheng Trigno . . . . .	65
7.1.1	Materialvalg . . . . .	65
7.1.2	Klaring for Trigno . . . . .	66
7.1.3	Klemmer . . . . .	66
7.1.4	Mothaker . . . . .	66
7.1.5	Fysisk størrrelse . . . . .	66
7.2	Kraftkort . . . . .	67
7.3	Fjær . . . . .	67
<b>8</b>	<b>Konklusjon</b>	<b>69</b>
<b>9</b>	<b>Bibliografi</b>	<b>70</b>
	Appendiks A Brukerguide prototype TMMU	74
	Appendiks B ZIP-fil	97

## Nomenklatur

<i>CNC</i>	Computer Numeric Controlled. Datamaskinbasert numerisk styring
<i>DAQ</i>	Data aquisition device. Datainnsamlingsenhet
<i>DOF</i>	Degrees of freedom. Frihetsgrader
<i>DSUB</i>	D-subminiature kontakt
<i>EEG</i>	Elektroencefalogram
<i>EMG</i>	Elektromyografi.
<i>FSR</i>	Force sensing resistor. Trykksensitiv motstand
<i>LDA</i>	Lineær diskriminant analyse
<i>MES</i>	Myoelektrisk signal
<i>MK</i>	Myokinemetrisk
<i>MMG</i>	Mekanomyografi
<i>MMU</i>	Multimodal enhet
<i>NNC</i>	Nearest neighbour classification. Nærmeste nabo-klassifisering
<i>SEMG</i>	Overflateelektromyografi
<i>SMG</i>	Sonomyografi
<i>UMG</i>	Ultralydmyografi

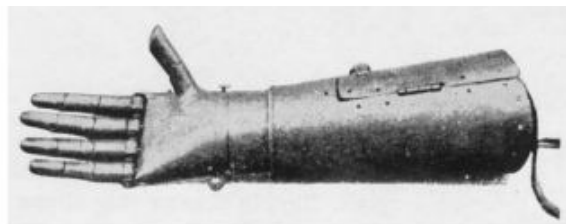


## 1 Introduksjon

Proteser gir mennesker som har mistet en kroppsdel i en ulykke, som følge av sykdom eller dysmeli, muligheten til å få en kunstig erstatning for den tapte kroppsdel. En protese kan være rent kosmetiske og statiske, eller tilby en erstatning for praktisk funksjonalitet.

I år 2005 ble det estimert at i USA alene mister rundt 1,5 millioner mennesker årlig en kroppsdel som følge av sykdom eller ulykker (Ziegler-Graham et al. 2008). Av disse er ca 2,6% kategorisert med alvorlig tap av en øvre kroppsdel. Med alvorlig tap mener man at deler av eller hele armen utenom fingre er borte. Videre nevnes det i Merrill et al. (2011) at ut av 100000 mennesker i USA med tap av en øvre kroppsdel er 57% transradielt amputerte, og av disse er det 80% som bruker en protese. Av disse protesebrukerne er det 50% som benytter myoelektriske proteser, og 50% som benytter kroppsdrivene proteser.

Kroppsdrivene proteser er en gammel teknologi som har forblitt mer eller mindre uendret siden de første protesene med denne teknologien så dagens lys. I V.Putti (2005) presenteres et sammendrag av protesens historie. Ridderen Götz von Berlichingen fikk allerede på femtenhundretallet tilvirket en mekanisk arm etter en krigsulykke (figur 1). Kroppsdrivene armproteser baserer seg på kabler festet til andre deler av kroppen for å produsere sammentrekninger i protesehånden. Kroppsdrivene proteser er enkle og robuste konstruksjoner som er lette å forstå for brukeren, de er relativt billige å produsere og gir brukeren en grad av tilbakekobling av påtrykt kraft via kablet som er festet til andre deler av kroppen. Kroppsdrivene armproteser har begrenset kompleksitet og er ofte systemer med kun en frihetsgrad (DOF).



**Figur 1:** Gotz von Berlichingens armprotese (V.Putti 2005)

Elektriske armproteser kan være like kompliserte eller mer kompliserte enn de kroppsdrivene variantene. Det er også mulig å kombinere de to teknologiene i såkalte hybrid-proteser, der deler av protesen er drevet av kroppen og andre er drevet av elektriske målinger. Eksempler på elektriske styringssignaler til proteser er elektromyografi (EMG), mekanomyografi/akustomyografi (MMG/SMG) og ultralydbaserte målinger. Elektromekaniske sensorer, som potensiometere, akselerometere, trykksensitive motstander (FSR) og brytere

koblet til kroppen, kan også benyttes som styringssignaler i elektriske proteser. Elektriske proteser er ofte vanskeligere å styre enn kroppsdrevene. De er mer feilbarlige, men tilbyr også økt kompleksitet som følge av at man kan benytte flere styringssignaler eller kompliserte algoritmer for å styre et høyere antall frihetsgrader.

En av problemene med å benytte elektriske sensorer til å måle input-signalene til proteser er at man innfører målestøy. En elektrisk krets er til en hver tid kapasitivt koblet til andre elektriske kilder i nærheten, som for eksempel strømmettet. Dette vil gi et spenningsbidrag på en uskjermet krets kalt common-mode spenning. I tillegg til elektrisk støy innføres også prosess-støy i form av mekaniske endringer i måleinstrumentene, ytre mekaniske krefter og generelle målefeil som følge av feilmontering av sensorene eller andre feilkilder. Et eksempel på slik støy er finnes i myoelektriske proteser som baserer seg på overflatemyografi(SEMG), der elektroder på utsiden av kroppen måler elektrisk spenning generert av muskelfibrene inne i kroppen. Hvis for eksempel elektrodene beveger seg i forhold til muskelen vil signalet man måler ikke bli konsistent, og man kan til og med oppleve utslag på SEMG-signalet som minner om muskelsammentrekninger kalt bevegelseskomponenter som følge av slike ytre påvirkninger på elektroden.

Multimodale styringssystemer for proteser har som hensikt å tilby brukerne mer robuste og kompliserte proteser med et økt antall frihetsgrader. Ved å inkludere flere sensorer i systemet, kan man tilby brukeren flere styringssignaler, samt benytte disse målingene til å forbedre styringen av protesen ved å for eksempel fjerne bevegelseskomponenter og andre påvirkninger.

Forskningen utført i denne oppgaven har som hensikt å videreutvikle en modulær multimodal enhet(MMU) for forskning på multimodale styringssystemer for proteser. Enheten baseres på to prototype MMUer utviklet på NTNU ved tidligere prosjekter. Enheten er hovedsakelig designet med hensyn på implementering av et utvalg elektromyografiske sensorer. Et samarbeid mellom forskere ved University of New Brunswick(UNB) og veiledere på NTNU dannet grunnlaget for det overordnede designet av prototypen, men det ble også tatt høyde for at designet skulle være åpent for fremtidige utvidelser for eventuelle nye eller andre typer sensorer.

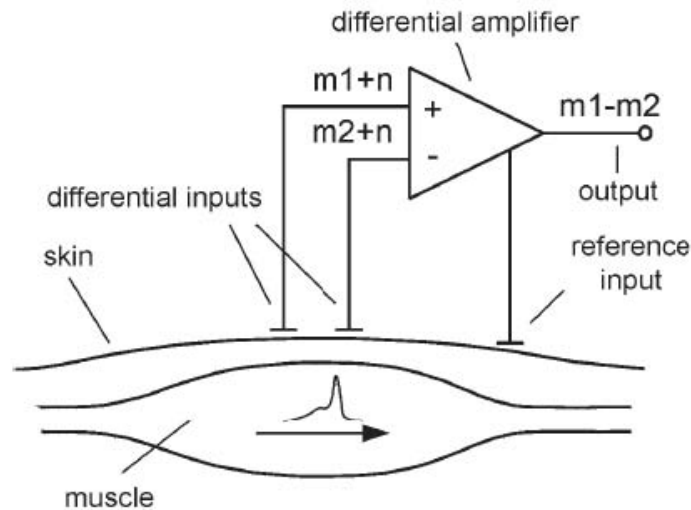
## 2 Teori

### 2.1 EMG

Når en muskel trekker seg sammen skjer det som følge av at et elektrokjemisk signal vandrer langs cellene i muskelen. Det elektriske signalet som blir produsert av en muskel, kalles MES. EMG er en medisinsk teknikk som gjør det mulig å måle denne elektriske aktiviteten.

EMG involverer bruk av elektroder som fanger opp nivået av myoelektrisk aktivitet i et spesielt område over tid. Avhengig av bruksområdet kan enten overflatemonterte elektroder (SEMG) eller implanterte elektroder av tynne ledninger benyttes. Implanterte elektroder er mer nøyaktige enn overflatemonterte da de kommer nærmere muskelfibrene, som er kilden til signalene. I protesestyring benyttes oftest overflatemonterte elektroder da disse er mer praktiske til bruk over lang tid, og sparer brukeren for unødvendig ubehag og smerter. En elektrode som benyttes til SEMG består generelt av en skive av et elektrisk ledende materiale som plasseres på kroppen og måler muskelaktiviteten kapasitivt gjennom huden i et område rundt elektroden. SEMG gjennomføres oftest ved å benytte tre elektroder. To av elektrodene benyttes til måling av MES ved to forskjellige punkter over muskelen, mens den siste benyttes som referanse over et punkt uten myoelektrisk aktivitet som for eksempel over en knokkel. Siden myoelektriske signaler er i størrelsesordenen millivolt blir signalet fra de to elektrodene forsterket ved hjelp av en differensialforsterker. Fordi personen man utfører målingene på er kapasitivt koblet til strømmettet er forsterkeren jordet til referanse-elektroden for best mulig demping av spenningsbidraget fra omgivelsene (figur 2). De to forrige avsnittene er hentet fra (Suleng 2011).

Nyere forskning har avdekket muligheten til å utvikle forbedrede implanterte EMG-sensorer, som kan implanteres direkte inn i muskelen og være der i opp til 80 år. Disse sensorene lades og avleses trådløst ved hjelp av en induktiv kobling med en spole på utsiden av armen (Merrill et al. 2011). Visjonen bak forskningen er å utvikle små sensorer som kan injiseres med sprøyter i muskelen og være der resten av livet. Disse sensorene vil overkomme mange av problemene med overflatemonterte sensorer. Siden sensorene er implantert i muskelen vil de følge bevegelsene i kroppen og måle på det samme området hele tiden, noe som løser problemet med bevegelseskomponenter på signalene. Sensorene vil heller ikke behøve å måle gjennom huden. Dette er, som nevnt tidligere, en stor kilde til variasjoner i signalene. Merrill et al. (2011) nevner også at SEMG-armproteser begrenses til to frihetsgrader med en sekvensiell styringsstrategi. Forskning på et kirurgisk inngrep kalt målrettet reinnerving, der nerver til armen ble festet til brystmuskelen til en transumeralt amputert kvinne for forsterkning og avlesing ved hjelp av SEMG-elektroder, viser at man effektivt kan kontrollere flere enn to



**Figur 2:** SEMG (Sæther 2009)

frihetsgrader kun ved hjelp av SEMG (Kuiken et al. 2007). Brukeren kunne etter inngrepet styre åpning og lukking av hånd, ekstensjon og fleksjon av albue og pronering og supinering av håndledd. Ved et senere foredrag beskrives inngrepet igjen, og resultatet blir demonstrert av flere forskjellige brukere. En transhumeral amputert protesebruker demonstrerer en protese med ytterligere en frihetsgrad, fleksjon og ekstensjon av håndledd (*TED talks: A prosthetic arm that feels* 2011). En uventet bonus ved målrettet reinnerving er at brukeren kan føle fantomtrykk og fantomvarme fra den amputerte armen når henholdsvis trykk og varme blir påført brystmuskelen nervene er festet til. Selv om det finnes kompliserte systemer med mange frihetsgrader, befinner de seg foreløpig på forskningsstadiet og er ikke kommersielt tilgjengelige enda. Kommersielle systemer baserer seg oftest på SEMG.

## 2.2 Kroppsdrevne proteser

Kroppsdrevne armproteser er, som nevnt i innledningen, fremdeles en populær teknologi på markedet. En typisk kroppsdreven armprotese består av en gripemekanisme, som for eksempel en klo eller krok, koblet til en kabel. Denne kabelen er så strukket over albuen og festet i en sele på ryggen til brukeren. Når brukeren beveger skulderleddet strammes kabelen, og gripeinstrumentet lukkes. Denne styringstrategien er robust, enkel og billig i drift. Den gir også brukeren en viss tilbakekobling, da brukeren kan føle hvor hardt han/hun griper et objekt via kabelselen. Kroppsdrevne proteser er begrenset av sin simplicitet, har få frihetsgrader og tilbyr brukeren svært liten funksjonalitet utover åpning og lukking av hånd.

## 2.3 Styring av flerfunksjonelle elektriske proteser

I en kroppsdreven protese er det muskelpådraget via kabelen som er eneste input til styringsystemet. Elektriske proteser kan gi en bruker økt grad av funksjonalitet som en direkte følge av at man kan øke antallet input til styringssystemet. En annen fordel er at man kan benytte elektronikk for å øke kompleksiteten til styringssystemet ved hjelp av for eksempel en mikrokontroller. Dette åpner for muligheten til å inkludere styringsalgoritmer som tilstandsmaskiner og klassifikatorer. Videre følger en kort gjennomgang av de vanligste formene for styringsstrategier for elektriske proteser i dag.

### 2.3.1 Threshold

Ved å måle spesifikke egenskaper til et styringssignal, som for eksempel et SEMG-signal, er det mulig å kontrollere en protesefunksjon ved en enkel grensebestemt av eller på strategi. En vanlig måte å gjøre dette på er at man likeretter SEMG-signalet og glatter det ut med et lavpassfilter. Man kan så bestemme at en funksjon skal aktiveres når det behandlede signalet har gått over en viss grense. Det resulterende styringssignalet vil være et binært signal. Denne styringstrategien er enkel og forholdsvis robust, men tillater ikke stor frihet i valg av funksjonalitet. Det er for eksempel ikke mulig å bestemme hastigheten til en håndprotese som skal åpnes eller lukkes, eller kraften den skal lukkes med.

Man kan gi brukeren flere valg ved å definere flere grenser for forskjellig grad av aktivering. Man kan løse dette ved å sette en grense som må overkommes for å sette en treg lukkehastighet på en håndprotese og i tillegg ha en grense med høyere krav for aktivering som resulterer i en raskere lukkehastighet. Denne styringsstrategien kalles multinivåstyring.

### 2.3.2 Proporsjonalstyring

I A.Fougner et al. (2012) defineres proporsjonalstyring på følgende måte:

*Proporsjonalstyring er tilstede i et protesesystem hvis og bare hvis brukeren kan kontrollere minst en mekanisk utgangskvantitet til protesen (f.eks kraft, hastighet, posisjon eller lignende funksjoner) innen et endelig, brukbart og essensielt kontinuerlig intervall ved å variere hans/hennes kontroll-input innenfor et korresponderende kontinuerlig intervall.*

*Kommentar 1: Termen essensielt kontinuerlig reflekterer det faktum at de fleste moderne styringsystemer er basert på digital elektronikk der alle kontinuerlige kvantiteter er tilnærmet ved hjelp av et endelig antall skritt.*

Man kan se fra definisjonen og kommentar 1 at proporsjonalstyring og multivåstyring egentlig er to sider av samme sak. Proporsjonalstyring er en høyoppløselig utgave av multivåstyring, og etter hvert som proporsjonalstyring blir den vanligste styringsstrategien, vil kanskje multivåstyring bli et overflødig begrep. Proporsjonalstyring vil tilby en bruker en mer naturlig form for kontroll med et ubestemt antall grader av aktivering.

Protesen i G.W.Horn (1963) gir et godt eksempel på proporsjonalstyring. Håndens kraftutvikling er proporsjonalt koblet til graden av myoelektrisk aktivitet i elektroden.

### 2.3.3 Mønstergjenkjenning

*Mønstergjenkjenning. Prosessen å ta inn rå data og utføre en handling ut ifra kategorien til det resulterende datamønsteret (Duda et al. 2001)*

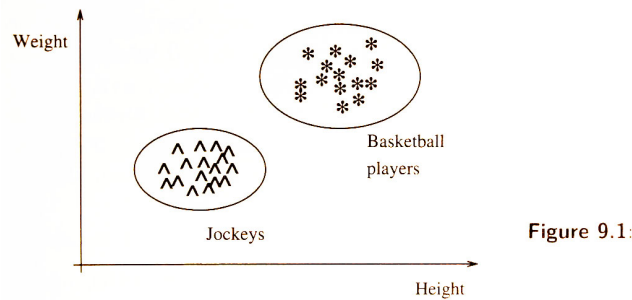
Et mønstergjenkjenningssystem består av et objekt som skal klassifiseres, et system for å beregne spesifikke egenskaper til objektet og en klassifiseringsalgoritme som er designet for å klassifisere et objekt ut ifra de beregnede egenskapene.

De spesifikke egenskapene som best beskriver objektet, danner en egenskapsvektor og plottes i et egenskapsrom bestående av alle mulige kombinasjoner av disse egenskapsvektorene. Siden de fleste objekter blir beskrevet ved hjelp av mange egenskaper, er ofte egenskapsrommet et multidimensjonalt rom. I Englehart & Hudgins (2003) består egenskapsvektoren av 16 forskjellige egenskaper, og egenskapsrommet har da 16 dimensjoner. Det er derfor viktig å prøve å begrense seg til kun de egenskapene som best beskriver objektene for å gjøre klassifiseringen mindre kompleks og mest mulig effektiv.

Har man tidligere kjent informasjon om et objekt, det vil si et sett med objekter som allerede har blitt klassifisert korrekt tilgjengelig, kan man benytte dette settet til å trene opp klassifikatoren. Et slikt sett med kjent data kalles et treningssett og benyttes for å danne et grunnlag for fremtidig klassifisering av nye objekter. Egenskapsvektorene fra treningssettet blir plottet inn i egenskapsrommet og skilt fra hverandre med linjer, plan eller hyperplan i egenskapsrommet. Funksjonene som genererer disse grensene, kalles diskrimineringsfunksjoner. De danner underrom i egenskapsrommet og skiller en klasse fra en annen og må beregnes ved bruk av spesielle algoritmer.

Et enkelt eksempel gis i Sonka et al. (2008) som gir et godt bilde av et klassifiseringsproblem. I et lokale er det to fester samtidig, en for jockeyer og en for basketballspillere. Dørvakten må fortelle hver deltaker hvor festen de skal på er og må dermed klassifisere festdeltakerene (objektene) ut ifra viktige egenskaper som skiller de fra hverandre. Høyde og vekt er to egenskaper som er lette å beregne for dørvakten, og blir benyttet for å danne egenskapsvektorene

og egenskapsrommet. Han vet fra før av at basketballspillere generelt er høyere og tyngre enn jockeyer og kan med relativt stor sikkerhet klassifisere hver deltaker ut ifra dette statistiske grunnlaget uten å behøve å beregne flere egenskaper.



**Figur 3:** Egenskapsrom for mønstergjenkjenning (Sonka et al. 2008)

Figuren viser de to klassene jockey og basketballspiller avgrenset av to ellipser. Disse grensene er diskrimineringsfunksjonen for de to klassene.

I sammenheng med protesestyring er ikke mønstergjenkjenning et nytt begrep. Allerede siden sent på 60-tallet og tidlig på 70-tallet forsket man på mønstergjenkjenning for protesestyring (Englehart & Hudgins 2003). Mønstergjenkjenning benyttes til å klassifisere input fra forskjellige inputsensorer til å bestemme hvordan protesen skal oppføre seg. Potensialet til et slikt styringsystem er stort når det kommer til styring av flerfunksjonelle proteser. Man kan i teorien ta inn data fra et fåtall sensorer og tilby styring av et høyere antall frihetsgrader ut ifra disse. Når det kommer til EMG-signaler er det derimot vanskelig å beregne tydelige egenskaper. Eksempler på egenskaper som ofte blir benyttet for mønstergjenkjenning på EMG-baserte protesesystemer er amplitude, antall nullkryssinger og wilson-amplitude. Ut ifra mønstrene som dannes av et treningssett der data fra sensorene tas opp under kontrollerte omgivelser, kan man så forsøke å klassifisere input-data til ønskede klasser som for eksempel åpning/lukking av hånd, forskjellige fingergrep eller andre ønskede protesefunksjoner.

Et eksempel på et slikt oppsett er hentet fra Bersvendsen (2011) der en robthånd med 7 DOF ble styrt ved hjelp av et multimodalt system der akselerometere og SEMG-sensorer i form av Trigno-MMUer ble benyttet som input-sensorer til en klassifikator basert på en lineær diskrimineringsanalyse (LDA). Brukeren kunne velge antallet SEMG-sensorer og akselerometere og bygde så opp et treningssett for disse. Etter at man hadde samlet inn målinger, fikk man så presentert et gjennomsnittlig og forenklet utdrag av forskjellige SEMG-egenskaper og hvordan de lot seg klassifisere. Man kunne så trene opp klassifikatoren med de egenskapene som egnet seg best for den individuelle brukeren.

I Englehart & Hudgins (2003) ble en robust styringsstrategi ved hjelp av LDA benyttet for å klassifisere styringssignaler fra fire separate SEMG-sensorer fra *LTI* (2012) til en av fire klasser; fleksjon/ekstensjon av håndledd og radial/ulnar deviasjon. Artikkelen argumenterer for at bruk av mer komplekse diskrimineringsfunksjoner ikke er nødvendig for sanntidsklassifisering av styringssignaler for håndproteser. Dette forsterkes av tidligere forskning som i Englehart et al. (1999). En lineær diskrimineringsfunksjon vil kreve lite datakraft og være pålitelig nok for nøyaktig klassifisering og styring. LDA er også rask å trene opp på nytt om nødvendig.

I Aghili & Haghpanahi (1995) ble mønstergjenkjenning benyttet for å estimere vinkel i albueledd og håndledd ut ifra vinkelmålinger på skulderleddet. En person fikk montert vinkelmålere på skulder, albue og håndledd og fikk beskjed om å utføre en serie av tre handlinger, gre håret, plukke opp en telefon og drikke. Data ble samlet inn og benyttet som treningsett for klassifikatoren. Nærmeste nabo-klassifisering ble benyttet for å diskriminere mellom de forskjellige klassene ut ifra egenskaper beregnet fra input fra sensorene på skulderen til testpersonen.

## 2.4 Sensorer for protesestyring

I tillegg til EMG finnes det mange andre sensorer som kan benyttes for å styre en elektrisk protese. Denne delen av rapporten har som hensikt å gi et kort innblikk i vanlige sensorer som kan benyttes som input-sensorer til protesesystemer. Det finnes også andre sensorer som kan benyttes i sammenheng med protesestyring som for eksempel goniometere, slipp-sensorer og elektroencefalografi. Goniometere er en fellesbetegnelse på instrumenter som måler vinkler, et eksempel på bruk av en slik sensor finnes i Aghili & Haghpanahi (1995). Slipp-sensorer er sensorer som måler friksjon mot en overflate. Elektroencefalografi (EEG) er en teknikk for å måle nevralt aktivitet i hjernen ved hjelp av elektroder på utsiden av skalpen (Guger et al. 1999). Det er valgt å ikke beskrive disse sensor-modalitetene i dybde i denne rapporten, de er kun nevnt for å gi et innblikk i omfanget av alternative sensorer som kan benyttes for protesestyring.

### 2.4.1 MMG

EMG og SEMG er langt fra de eneste måtene å styre elektriske proteser på. Muskelfibre som trekker seg sammen produserer små vibrasjoner og disse vibrasjonene kan plukkes opp med akselerometere eller mikrofoner og kan benyttes for å gi et bilde av aktivitetsmengden i muskelen. Denne måten å fange opp muskelaktivitet på har mange navn i litteraturen. Mekanomyogram (Silva et al. (2003) og Silva et al. (2005)), akustomyogram, sonomyogram, phonomyogram, vibromyogram, soundmyogram, eller acoustomyogram er



eksempler på terminologien som blir brukt (A.Fougner et al. 2012). I denne rapporten benyttes mekanomyografi (MMG) for å beskrive denne teknikken. MMG har tilsvarende egenskaper som EMG, og sammenhengen mellom målt aktivitet og kraft utviklet i muskelen er relativt lineær. I Silva et al. (2003) ble en MMG-sensor med mikrofon og akselerometer utviklet med hensikt å erstatte EMG-sensorer for brukere av underarmsproteser med silikonsokkel eller protesestrømper. Grunnen til at de ønsket et alternativ til EMG var på grunn av at datidens EMG-sensorer var problematiske å feste i slike proteser da ledningene ofte røk som følge av slitasje og bevegelse. I dag finnes det EMG-sensorer som kan festes i myke protesesokler uten store problemer med ledningsbrudd. Myobock-sensorer fra *Otto Bock* (2012) har gummistenger som tillater sensoren å bevege seg opp og ned inne i protesesokkelen. *Motion Control* (2012) sine Triad-forsterkere med elektroder kan monteres i myke skiver festet direkte i skallet på protesesokkelen. *Delsys* (2012) sine Trigno sensorer overstyrer hele problemet ved å benytte trådløs overføring av data. Disse sensorene er ikke direkte utviklet for bruk i proteser, men de viser mulighetene for å benytte trådløs overføring i kommersielle systemer. Den ferdige MMG-sensoren ble senere testet i en spesialdesignet armprotese som tok opp MMG signaler fra to sensorer og sendte de til en styringskrets som benyttet signalene til å emulere et tradisjonelt EMG-styringsoppsett med to EMG-kilder. Det emulerte signalet ble så benyttet til å styre en protesehånd fra *Otto Bock* (2012) (Silva et al. 2005).

Fordelene ved å benytte MMG-sensorer er at de ikke blir påvirket av endringer i impedansen i huden, de kan lettere måle signaler fra dype muskler og at de generelt er mindre kostbare enn EMG-sensorer. En MMG-sensor er på den andre siden også mottakelig for støy fra andre eksterne lydkilder, lyder som følge av at mikrofonen beveger seg og lavfrekvente vibrasjoner i muskelen som følge av utmattelse og høy kraftutvikling.

#### 2.4.2 Myokinometri

En annen måte å måle muskelaktivitet på er ved å måle endringer i muskelens størrelse. I Kenney et al. (1999) blir dette signalet, kalt det myokinemetriske (MK) signalet, drøftet som en mulig kandidat til styringssignal for en elektrisk protese. En sensor basert på Hall-effektmåling ble utviklet og testet på seks protesebrukere. Brukerne klarte å styre amplituden til sensorsignalet med en gjennomsnittlig feilmargin på rundt 10% av signalbredden.

#### 2.4.3 Ultralyd

Ultralyd kan også benyttes for å detektere muskelaktivitet fra utsiden av kroppen. Terminologien i litteraturen kan være litt forvirrende også når det kommer til ultralyd. Ultralydbaserte målinger har mange navn og blir kalt

blandt annet sonomyografi (Zheng et al. 2006), noe som også benyttes for å betegne MMG.

I Journee & De Jonge (1993) blir en strategi presentert der ultralyd blir benyttet for å måle muskelsammentrekninger ved hjelp av doppler ultralyd som måler hastigheten på bevegelser i musklene. Forfatterene av denne artikkelen bruker termen ultrasound myography, eller ultralydmyografi (UMG) for å beskrive ultralydbaserte målinger av muskelaktivitet. Dette er et godt valg av terminologi da det ikke er tvetydig, og det er denne terminologien som blir benyttet videre i denne rapporten.

I Stavadahl et al. (1997) ble ultralyd testet for bruk som inputsensor til prostestyring. To fremgangsmåter ble benyttet, en basert på optical flow estimering, og en basert på krysskorrelasjon. Artikkelen presenterer fordeler ved bruk av ultralyd. Ultralyd påvirkes ikke av impedansen i huden, er ikke påvirket negativt av fuktighet, og gir et støtte overblikk av muskelaktiviteten enn ved bruk av EMG, som kun gir et signal som funksjon av få motorenheter.

#### 2.4.4 Potensiometere, styrespaker og brytere

Potensiometere, styrespaker, trykksensorer, brytere og lignende kan benyttes for å styre hele eller deler av funksjonaliteten til en protese. Man kan for eksempel koble opp amputasjonsstumpen eller en annen kroppsdelen til en bryter for så å benytte denne til å styre forskjellige funksjoner i en protese som for eksempel bytte av tilstander i en tilstandsmaskin.

I G.W.Horn (1963) ble et potensiometer og FSR benyttet for måling av henholdsvis rotasjon til armstumpen i protesesokkelen og kontaktkraft mellom armstumpen og protesesokkelen. Rotasjonsmålingen ble benyttet for å styre posisjonen til de aktive fingrene til protesen ved mangel på SEMG-input. FSRen ble benyttet for å kontrollere gripekraften til protesen.

Et annet eksempel på en protesestyring ved bruk av bryter eller potensiometer er cineplasti. Cineplasti er et kirurgisk inngrep som gjør det mulig å feste en elektrisk bryter til en muskel ved å tilby et fysisk festepunkt i muskelen. En vaier kan så festes direkte til muskelen og kobles mot en bryter, et potensiometer eller en mekanisk kobling for å tilby et styringssignal for protesen. Brukeren vil motta en viss grad av tilbakekobling på lik linje med en kroppsdreven mekanisk protese siden muskelen er direkte koblet til protesen. Et eksempel på gjennomføringen av et slikt inngrep gis i Weir et al. (2001) der det blir foreslått å styre en flerfunksjonell armprotese ved hjelp av mange separate muskelfester.

#### 2.4.5 Akselerometere

I (Suleng 2011) beskrives et akselerometer på følgende måte: Et akselerometer er et måleinstrument som benytter kraftmåling til å beregne den relative

akselerasjonen til en masse. Newtons 2.lov sier at en masse som akselereres blir påvirket av en resultantkraft parallelt med retningen til akselerasjonen ( $F=ma$ ). Målinger av denne kraften utnyttes i et akselerometer for å beregne akselerasjonen til massen. I protesestyring kan man benytte et akselerometer for å registrere bevegelsesdata. Akselerometere har blitt benyttet i tidligere forskning til å forbedre opplæringen av klassifikatorer for håndprotesestyring ved å beregne protesens posisjon A.Fougner et al. (2011). De mest vanlige akselerometerene er enten piezoresistive eller piezoelektriske.

## 2.5 Multimodale systemer og multimodale enheter

For lettere å kunne beskrive forskjellige systemer som benytter seg av denne fremgangsmåten er det hensiktsmessig å definere et par begreper først.

*Et **multimodalt system** er et system som består av to eller flere forskjellige typer sensorer.*

*En **multimodal sensorenhet(MMU)** er en enkelt enhet som i seg selv er et multimodalt system.*

Som nevnt tidligere er styring av elektriske proteser, spesielt med tanke på EMG-baserte løsninger, preget av unøyaktighet. Skal man kunne tilby brukere pålitelige proteser med en økt funksjonalitet må man ha nøyaktige styringssystemer som er robuste og ufeilbarlige. En måte å løse dette på kan være å utvide styringssystemet til å ta inn data fra mange forskjellige typer sensorer for å fjerne støy eller tilby flere relevante egenskaper til klassifikatorer for å gjøre de mer nøyaktige.

I G.W.Horn (1963) ble en SEMG armprotese med proporsjonalstyring som benyttet flere typer sensorer for å styre protesen utviklet. Protesen hadde, som nevnt tidligere, en FSR inne i sokkelen og et potensiometer som kunne benyttes for å styre hånden når SEMG-signalet ikke var brukbart. Denne artikkelen, selv om den er gammel, gir et godt eksempel på proporsjonalstyring av en protese ved hjelp av et multimodalt system.

I Kyberd et al. (1988) blir en styringsstrategi bestående av en enkelt SEMG-sensor samt potensiometere, trykk- og slipp-sensorer presentert. En mikrokontroller tar signalet fra SEMG-sensoren som input og bruker dette signalet for å lukke eller åpne hånden ved hjelp av multinivåstyring. De andre sensorene benyttes for å tilpasse håndens grep rundt forskjellige objekter. Trykksensorer i fingrene gir informasjon om kontakt med objektet og slipp-sensorene gir informasjon om grepet er hardt nok til at objektet ikke sklir, og potensiometere i de proksimale leddene i fingrene måler grad av fleksjon i hvert ledd. Dette er også et godt eksempel på hvordan et multimodalt system kan

benyttes for å styre en flerfunksjonell protese.

MMG-sensoren fra Silva et al. (2003) og Silva et al. (2005) er et eksempel på en MMU. I denne sensoren ble mikrofonen benyttet for å plukke opp muskelsignaler, mens akselerometeret ble benyttet for å kompensere for støy i form av eksterne krefter som virket på enheten og bevegelse i armen. I ettertid av denne artikkelen kan man også tilføye at et akselerometer kan gi nyttig informasjon til klassifikatorer om armen og protesens posisjon og bevegelse i rommet. Denne informasjonen kan så benyttes for lettere å kunne klassifisere mange forskjellige typer funksjonalitet ved flere forskjellige armposisjoner ved å benytte akselerometere sammen med SEMG-sensorer i et multimodalt system (A.Fougner et al. 2011).

### 2.5.1 Bevegelseskomponenter

Muzumdar (2004) gir en god forklaring av dette fenomenet. Et av problemene med SEMG-baserte sensorer er at elektrodene kan bevege seg i forhold til huden og musklene de er ment å utføre målinger på. Slike bevegelser kan resultere i et signalbidrag som kan minne om et MES fra muskelen. Det blir videre presenter tre hovedårsaker til slike signalbidrag. Årsak en er at siden muskelen og elektroden danner en kapasitiv kobling på lik linje med koblingen mellom platene i en kondensator (figur 2) vil vertikal og horisontal bevegelse av elektroden relativt til huden resultere i en bevegelseskomponent. Årsak to er at strekkrefleksen i huden endrer den ioniske sammensetningen av hudlagene som kan føre til bevegelseskomponenter på opp til 5mV i størrelse. Den siste nevnte årsaken er som følge av at en elektrode mister kontakt med huden. Dette skjer som følge av dårlig tilpassing av protesesokkel eller feilmontering av elektroder. Dette fører til store utslag i målingene da common-mode-bidraget er til stede på en av inngangene til differensialforsterkeren, noe som fører til at common-mode-bidraget vil ligge på utgangssignalet fra SEMG-sensoren (figur 2).

I Sæther (2009) ble effekten av bevegelseskomponenter på SEMG undersøkt og forsøkt filtrert vekk ved å måle kontaktkraften på SEMG-elektrodene. En multimodal enhet med FSR og SEMG-elektroder ble utviklet for å gjennomføre testingen. Resultatene fra eksperimentet viste at fjerning av bevegelseskomponenter lot seg gjennomføre ved å utføre slike målinger.

Bevegelseskomponenter er ikke kun til stede i SEMG-baserte systemer. Man kan også trekke frem MMG-enheten fra Silva et al. (2003) som et eksempel der eksterne krefter på en sensorenhet fører til bevegelseskomponenter på utgangssignalet til en sensor. Siden menneskekroppen består av bløtt vev som deformeres ved ytre påkjenninger, kan det derfor argumenteres for at alle sensorer der målingene avhenger av at målemiljøet ikke endrer seg kan oppleve å få bevegelseskomponenter på utgangssignalene.

## 3 Designprosess

### 3.1 Arbeidsmetode

Denne delen av rapporten beskriver arbeidet lagt ned i design av den ferdige prototypen. Designprosessen var preget av en iterativ fremgangsmåte gjennom opp til flere forskjellige designfaser (figur 4).

Den første fasen, **idefasen**, er en grønn fase der ingen ideer er feil. Hensikten er å produsere så mange forskjellig designideer som over hodet mulig. Etter en gjennomført idefase sitter man oftest igjen med et knippe gode og mindre gode ideer i form av skisser, tegninger, modeller og stikkord.

Neste fase, **vurderingsfasen**, går ut på å gå gjennom alle ideene fra fase en for å finne ut hvilke som er best egnet. Man lar så de beste ideene gå gjennom idefasen en gang til for å bygge videre på de beste sidene av hver ide. Resultater dette i flere ideer fortsetter man så med en ny vurderings- og idefase. Det ble gjennomført flere formelle og uformelle designmøter med veiledere, teknisk personale på NTNU, konsulenter på *i.materialise* (2012) og andre interesserte parter underveis i denne oppgaven.

Når man føler at man har kommet frem til den beste løsningen, tar man så denne videre til fase tre, **produksjonsfasen**. Etter produksjonsfasen sitter man igjen med en eller flere prototyper som det kan gjennomføres tester på. Føler man at noe kunne forbedres som et resultat av disse testene, kan man ta prototypen med seg inn i enda en runde med ide-, vurderings- og produksjonsfaser.

Denne prøv og feil-fremgangsmåten er typisk for slike designoppgaver. Det er vanskelig å ikke overse noen løsninger hvis man ikke går tilbake og revurderer designet etter hver fase, og man er avhengig av å se det store bildet hvis man skal klare å komme frem til det designet som er mest hensiktsmessig.

For å strukturere arbeidet lagt ned i designprosessen deles denne seksjonen opp på en måte som ikke representerer arbeidet slik det kronologisk ble gjennomført, men på en mer systematisk måte for å lettere gi et overblikk over hva som ble gjort.

Etter å kort presentere tidligere arbeider defineres en kravspesikasjon som har dannet grunnlaget for designet. Dette dokumentet definerer hva kunden, i dette tilfellet veilederne og professorer ved UNB, krever av designet. Dette dokumentet er hovedsakelig det designeren har å gå på for å tilfredsstille kunden og det er viktig at så mange krav som mulig er oppfylt.

Kravspesifikasjonen blir etterfulgt av en seksjon som omhandler kompatibilitet. Her presenteres de teknologiene som det er ønskelig at designet direkte skal kunne støtte.

Designforslag blir så presentert i en egen seksjon. Designforslagene presenterer essensen av idefasen og gir en oversikt over de ideene som i første

omgang ble vurdert som mulige løsninger. En overordnet ide av utformingen av sensoren blir først presentert etterfulgt av en dypere gjennomgang av ideene bak hver enkelt del av designet.

Etter at forslagene er presentert, blir resultatene av de forskjellige vurderingsfasene presentert i designvalg-seksjonen. Her beskrives og begrunnes valget av design og produksjonsmetode for hver enkelt del av sensoren.

Resultatene fra produksjonsfasen, det vil si den ferdige prototypen, er beskrevet i resultatdelen av rapporten.



Figur 4: Designprosessen

## 3.2 Tidligere arbeid

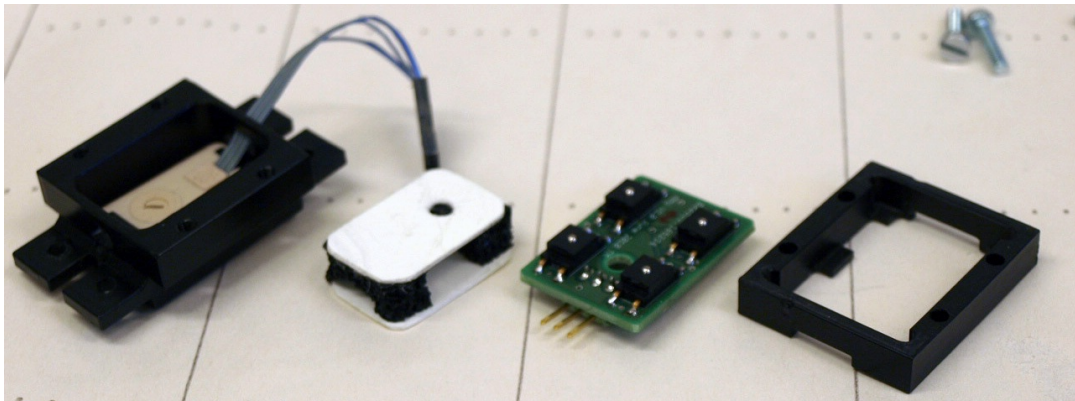
Denne oppgaven tar utgangspunkt i to prototyper utviklet ved tidligere prosjekter på NTNU. Prototype en, FSS1500 MMU, ble utviklet i samarbeid med SINTEF (Mugaas 2010). Prototype to, TMMU, er en videreføring av arbeidet med FSS1500 MMU, og ble utviklet i sammenheng med en prosjektoppgave på NTNU (Suleng 2011). Denne oppgaven har som hensikt å produsere en ny og forbedret MMU med utgangspunkt i de tidligere prototypene. Prototypen skal benyttes for forskning innen protesestyring, og er utviklet i samarbeid med forskere ved University of New Brunswick. Figur 5, 6, 7, 8, 9 og 10 viser de to prototypene. Bildene er hentet fra Suleng (2011).

### 3.2.1 FSS1500 MMU

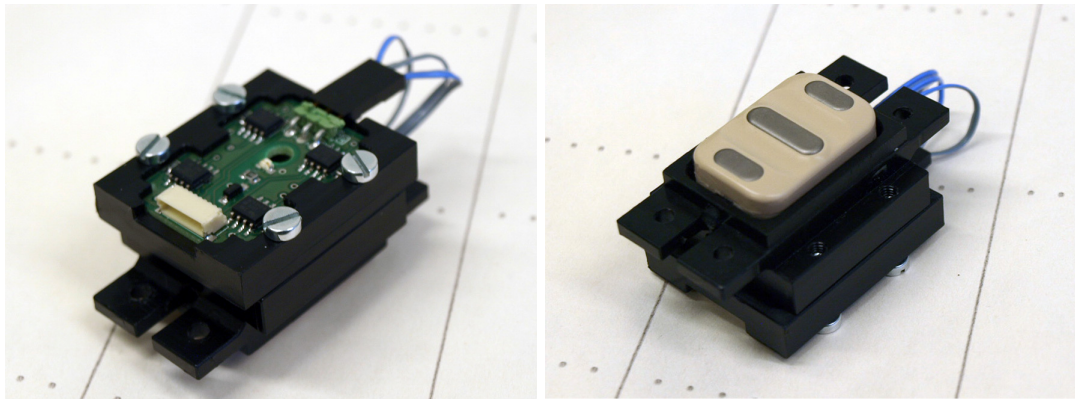
FSS1500 MMU består av en Myobock-elektrode fra *Otto Bock* (2012), en fjær bestående av to plastskiver med skumgummibiter mellom og et kretskort med fire FSS1500 piezoelektriske trykksensorer fra *Honeywell* (2012). Elektroden er festet i sensorhuset ved hjelp av gummistenger på hver side av sensoren og kan vandre vertikalt i huset. Ved å løsne fire skruer på oversiden av sensoren (figur 6), kan man ta ut komponentene. I kretskortet og plastskivene til fjæren er det hull som gjør det mulig å nå innstillingsskruen på oversiden av myobock-elektroden uten å måtte ta ut alle komponentene (figur 5).

### 3.2.2 TMMU

TMMU er direkte basert på FSS1500. I TMMU er Myobock-elektroden byttet ut med en trådløs Trigno-enhet fra *Delsys* (2012) . Trigno-enheten er i seg selv en MMU og består av en SEMG-sensor og tre akselerometere som måler akselerasjon i tre dimensjoner (*Trigno Wireless System User's Guide* 2009). Kraftkortet fra FSS1500 ble benyttet i TMMU. Den eneste endringen på kortet som ble gjennomført, var at den overflødige tilkoblingen til Myobock-sensoren ble fjernet. Fjæren fra FSS1500 ble byttet ut for å motvirke et problem med avvik i nullpunktsmålinger som følge av hysteresis i skumgummifjæren. Målet var å konstruere en fjær med minst mulig avvik og størst mulig dekobling av kraftbidrag på de fire trykksensorene på kraftkortet. I Suleng (2011) presenteres flere forskjellige fjærer.

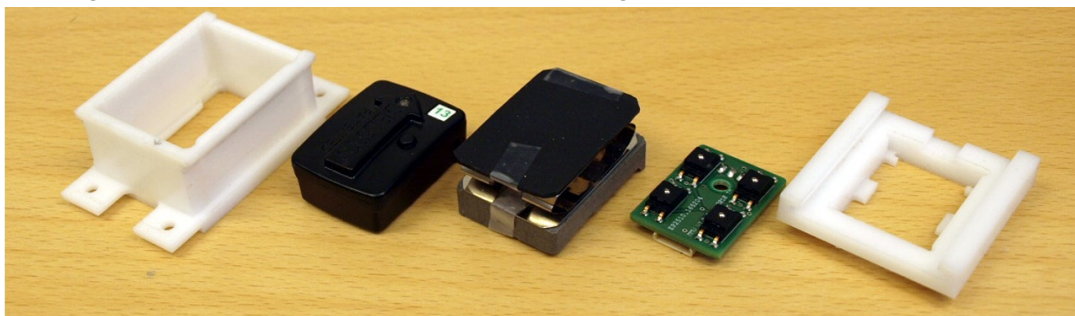


**Figur 5:** FSS1500 MMU komponenter

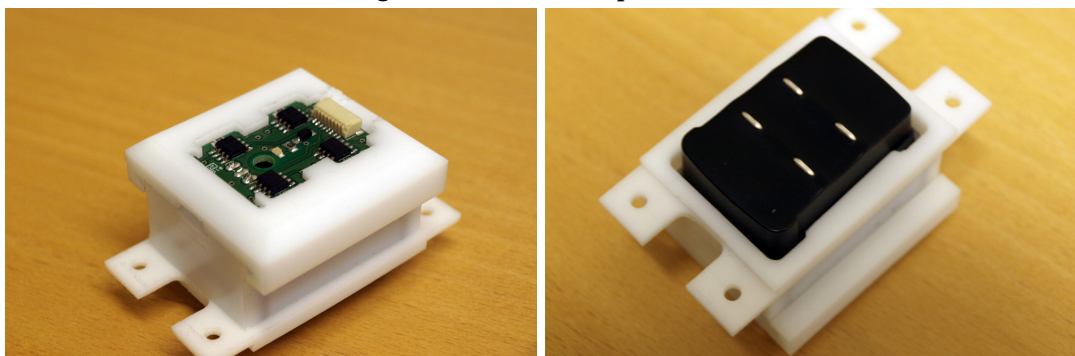


**Figur 6:** FSS1500 MMU overside

**Figur 7:** FSS1500 MMU underside



**Figur 8:** TMMU komponenter



**Figur 9:** TMMU overside

**Figur 10:** TMMU underside



### 3.3 Kravspesifikasjon

Kravspesifikasjonen er utarbeidet i samarbeid med veilederne Øyvind Stavadahl og Anders Fougner på NTNU og Kevin Engelhart og Peter Kyberd ved UNB.

Krav	Beskrivelse	Kommentarer	Ref
1	Modularitet og design		
1.1	MMU-enheten bør være mest mulig modulær, og kraftmåleren bør støtte tilkobling av SEMG-sensorer fra de ledende leverandørene på markedet.	Hovedsakelig Delsys Trigno, Motion Control og LTI kuleelektroder)	Ok
1.2	MMUen skal kunne festes til protesesokkelen med elektrodene inn mot huden på en slik måte at den kan benyttes i så mange som mulig av de eksisterende kommersielle protesealternativene		Ok
1.3	MMUen bør designes med fokus på enkel bruk av hver sensor. Det bør ikke være nødvendig å ta fra hverandre MMUen for å komme til eventuelle knapper og tilkoblinger, og enheten bør lett kunne tas fra hverandre for blandt annet lading av Trigno-enhetene		Ok
1.4	Prototypen bør designes med hensyn på at den fysiske størrelsen bør være så liten som mulig.	Spesielt med tanke på mulighet for å bruke mange MMU på en gang	Ok
2	Sensor-enheter		
2.1	MMUen skal gi et estimat av brukerens grad av muskelsammentrekning basert på SEMG og mekanisk kontaktkraft	LabView programvare muliggjør dette	Ok
2.2	Festemåten skal tillate kontakt mellom elektrodene og huden på samme måte som med en vanlig elektrode.		Ok
2.3	SEMG-sensoren bør kunne vandre vertikalt på en slik måte at kraftsensoren kan lese av den påtrykte kraften på en effektiv og feilfri måte, med minst mulig målefeil (hysteresis etc)	Bør tillate 3 mm vandring med en maksimal kraft på 0-5N ved ytterpunktene. 5N tilsvarer en masse på 500gram. Dette fører til en fjærkonstant på $K=1,7 \text{ kN/m}$	Ikke ok
2.4	Kraftmåleren i sensoren bør baseres på et eksisterende kretskort utviklet av NTNU og SINTEF.	Kraftkortet bør redesignes med hensyn på at den fysiske størrelsen skal være så liten som mulig	Ok
2.5	Kraftsensoren bør kunne benyttes som en separat enhet for måling av kraft mellom armstumpen og protesesokkelen		Ok
3	Data I/O		
3.1	De individuelle signalene fra sensorene (SEMG, akselerometer, kraft) skal være tilgjengelige for individuelle opptak.	National instruments DAQ benyttes for I/O til LabView	Ok
3.2	Systemet skal kunne kobles opp mot en PC ved hjelp av en eller flere I/O-moduler med tilkoblingsmuligheter for minimum 2 MMUer	Bør kunne støtte 4 eller flere enheter	Ok
3.3	Systemet skal være designet slik at signalopptak og signalbehandling i sanntid lett kan programmeres og utføres.	LabView kompatibel I/O-modul og LabView programvare)	Ok

3.4	Den PC-kompatible I/O modulen bør ha minst to analoge utganger som kan kobles til protesestyringen for å simulere direkte input fra SEMG-elektrodene	Bør ha 4 eller fler. Helst på samme I/O-modul som inputlinjene i punkt 6)	Ok
3.5	Dataoverføring mellom protesen og PCen bør være trådløs		ikke ok

### 3.4 Kompatibilitet og modularitet

Det er ønskelig at den ferdige prototypen skal kunne støtte bruk av de ledende produsentenes SEMG-sensorer. Etter samtale med veilederne ved NTNU og UNB ble det bestemt at de sensorene oppgaven vil fokusere på er, *LTI* (2012) sine Cavity back elektroder (*LTI:Remote Electrode System Installation Instructions* 2007) med eksterne forsterkere, *Delsys* (2012) sine Trigno MMUer (*Trigno Wireless System User's Guide* 2009) og *Motion Control* (2012) sine Triad forsterkere og halvkule-elektroder (*MC Triad Preamp System: The "Swiss Army" Preamp* 2010). Designet skal tilby en mest mulig modulær og utviklingsvennlig plattform slik at det kan være mulig å lage nye deler for å kunne benytte andre typer sensorer i fremtiden. Det er også ønskelig at det lett skal være mulighet for å implementere prototypen i et variert utvalg av nåværende og fremtidige typer protesesokler (krav 1.1 og 1.2).

#### 3.4.1 Trigno

Delsys sine Trigno-enheter er trådløst koblet til en datamaskin via en basestasjon. Sensorene kan plasseres i basestasjonen for oppladning. Basen sender signaler fra alle sensorene til en pc via en USB-kabel for opptak med offisielle software fra Delsys, *EMGworks* (Delsys 2012). For opptak av signaler til tredjeparts-software kan en analog dsub-kabel kobles til basestasjonen for separat avlesing av de forskjellige signalene fra hver enkelt sensor. Delsys har også gitt ut en SDK med moduler og eksempelkode til kjente programmer som LabView og Matlab for opptak av signaler direkte over USB-kabelen *Trigno<sup>TM</sup> Digital SDK brochure* (2012). Trigno-enhetene festes til huden med dobbeltsidig teip og er designet for diagnose og fysioterapi i et labmiljø. Enhetene er ikke opprinnelig beregnet for input til protesestyring. Den ferdige prototypen ble designet for å støtte bruken av Trigno-sensorer (krav 1.1). Figur 15, 16 og 17 viser Trigno-enheten. Bildene er hentet fra brukerbrosjyren til produktet (*Trigno Wireless brochure* 2012)

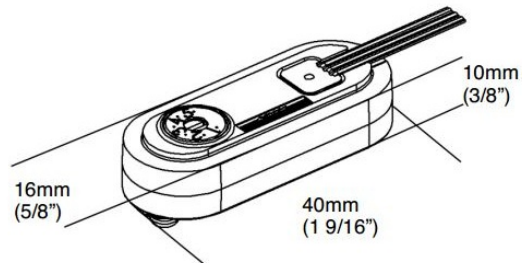
#### 3.4.2 Triad

Motion Control sine Triad-forsterkere tilbyr en rekke forskjellige tilkoblingsmuligheter (*MC Triad Preamp System: The "Swiss Army" Preamp* 2010). De kan

benyttes som forsterkere koblet til eksterne elektroder, samt at man kan feste elektroder av forskjellig utforming direkte til enheten slik at forsterkeren og elektrodene er en og samme enhet på lik linje med Otto Bocks myobock-elektroder (Otto Bock 2012). Triad-forsterkeren kan festes i protesesokkelen ved hjelp av silikonsko. Den kan også skrues fast på utsiden av sokkelen med elektrodene festet gjennom proteseskallet. Prototypen ble designet for å støtte bruk av Triad som en eksternt tilkoblet forsterker der elektrodene er koblet til forsterkeren ved hjelp av ledninger (krav 1.1). Figur 11, 12, 13 og 14 viser eksempler på hvordan man kan montere Triad. Alle bildene er hentet fra den offisielle installasjonsguiden, *MC Triad Preamp System: The "Swiss Army" Preamp* (2010).

### 3.4.3 LTI

På lik linje med Motion Control tilbyr også LTI SEMG-forsterkere som kan kobles til eksterne elektroder. Prototypen ble også designet for å støtte disse elektrodene og de medfølgende forsterkerne (krav 1.1). Figur 18, 19 og 20 viser LTI Cavity-back-elektroder og ekstern forsterker. Bildene er hentet fra *LTI:Remote Electrode System Installation Instructions* (2007).



**Figur 11:** Triad forsterker



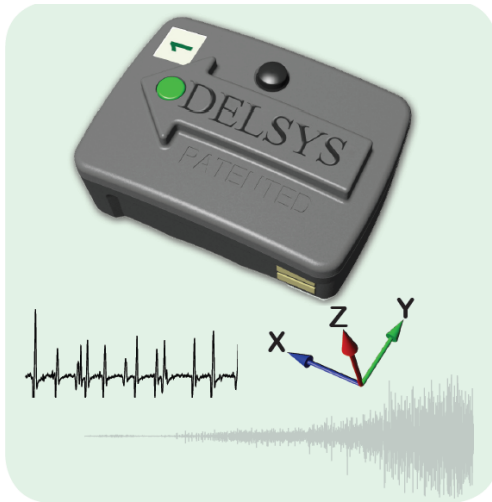
**Figur 12:** Overflatemontering av Triad



**Figur 13:** Ekstern elektrode-tilkobling



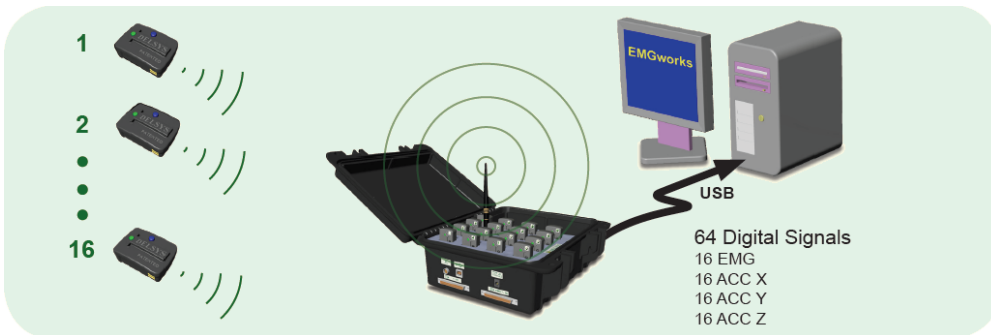
**Figur 14:** Triad montert i silikonsko



Figur 15: Trigno overside



Figur 16: Trigno underside



Figur 17: Basestasjon



Figur 18: Pre-amp med eksterne elektroder fra LTI



Figur 19: Montering av eksterne elektroder



Figur 20: LTI Cavity-back-elektroder

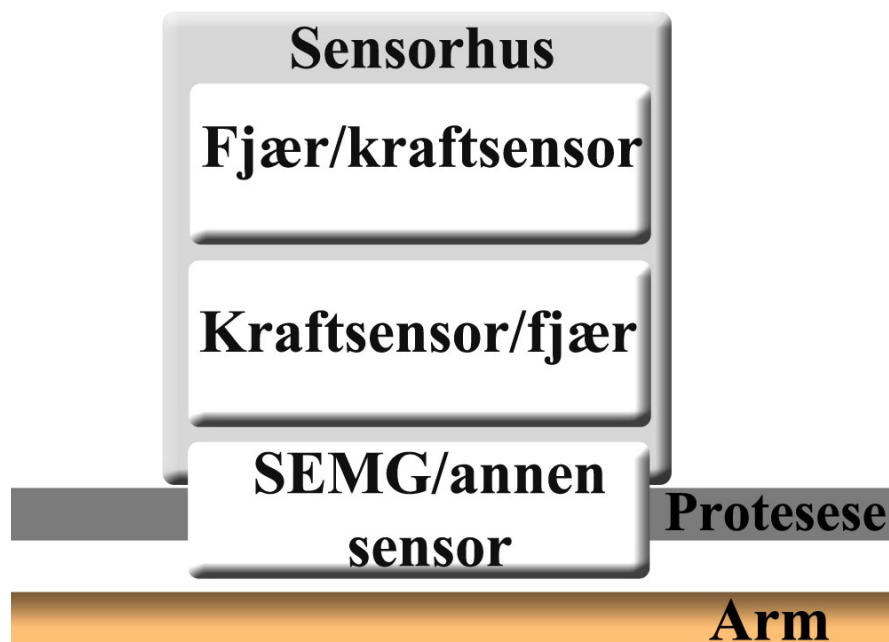
## 3.5 Designforslag

### 3.5.1 Overordnet ide

Prototypen skal tilby en modulær plattform for forskning, og den skal bestå av følgende komponenter:

- SEMG-sensor eller andre typer sensorer som kan måle muskelaktivitet
- Fjær for å tillate vandring av interne komponenter
- Kraftsensor for å måle kontaktkraft mellom hud og muskelsensoren
- Sensorhus for komponentene
- Oppheng for SEMG eller andre sensorer
- Oppheng for kraftsensor

Figur 21 viser et overordnet bilde av sammensetningen av sensoren. I tillegg er det ønskelig at hver enkelt del av sensor-enheten skal kunne benyttes på mange forskjellige måter. Eksempler på dette kan være at kraftsensoren skal kunne benyttes alene på innsiden av protesesokkelen for å kun måle kraft på spesifikke området i protesesokkelen.



Figur 21: Overordnet ide

### 3.5.2 Oppheng Trigno

Siden Trigno-enheten har en komplisert kurvet utforming er det ønskelig å designe et oppheng for å lettere kunne koble den til de andre komponentene i prototypen og for å muliggjøre nøyaktige målinger av kontaktkraft mot oversiden av enheten. Oppheng til Trigno sensorene skulle designes med utgangspunkt i opphenget fra den gamle TMMU-prototypen utviklet i Suleng (2011). Et problem med designet av begge de gamle prototypene var at de interne komponentene i sensorhusene kunne vandre i horisontal retning. Dette problemet ble avdekket under tester utført i Suleng (2011). Problemet førte til avvik i nullpunktsverdier i kraftmålingene som kunne minne om hysteresis i fjæren. For å kunne teste den nye fjæren og avdekke eventuelle hysteresisproblemer har det nye designet som mål å løse dette problemet (krav 2.3). To designendringer for å forbedre nøyaktigheten i kraftmålingene ble gjennomført. For å motvirke muligheten for at interne komponenter kan vandre i horisontal retning er det ønskelig å sørge for at alle komponentene er festet sammen og ikke ligger løst i sensorhuset slik som i de gamle prototypene. I tillegg til dette ble det foreslått å endre rekkefølgen på de interne komponentene slik at kraftsensorene ligger direkte mot opphenget til SEMG-sensoren (figur 22). Dette vil føre til at man får mer nøyaktige målinger da man kun måler de kreftene som faktisk virker direkte på SEMG-sensoren. Designet av opphenget til Trigno-enheten ble så vurdert. Det er viktig at det er lett å ta sensoren inn og ut av opphenget, da enheten må kunne plasseres i basestasjonen for opplading (krav 1.3).

Et utvalg måter å feste Trigno-enheten til opphenget på og utformingen av selve opphenget ble vurdert. Skisser av de forskjellige ideene presenteres i figur 23

Forskjellige produksjonsmetoder ble også vurdert:

- Manuell utfresing
- Utfresing ved hjelp av en programmerbar fresemaskin (CNC-maskin)
- 3D-printing fra 3D-modell

### 3.5.3 Oppheng halvkule-elektroder

Et separat oppheng for LTI og Motion control sine halvkule-elektroder er også et ønskelig tillegg til prototypen. Ideen er at man med enkle grep skal kunne bytte ut Trigno-enheten med en plate som man kan feste halvkule-elektrodene på. To mulige løsninger ble vurdert. Den første løsningen går ut på å lage platen som halvkule-elektrodene skal festes til av et kretskort. På denne måten kan man frese ut ledere i platen og feste en plugg til den for å koble til en ekstern forsterker. Hvis denne løsningen blir benyttet, er det viktig at lederene

er symmetriske for at støybidraget på hver elektrode blir likt. Løsning to går ut på å lage platen i et hvilket som helst egnet materiale. Ledningen til den eksterne forsterkeren festes ved hjelp av ringer under mutterene til halvkule-elektrodene i begge tilfellene (figur 24).

#### 3.5.4 Kraftkort

Det var ønskelig at designet av det gamle kraftkortet skulle revurderes med hensyn på fysisk størrelse (krav 2.4) og trådløs overføring av data (krav 3.5). Når det kommer til fysiske endringer av kortet ble to løsninger vurdert. Den første løsningen gikk ut på å flytte alle komponentene til den ene siden av kretskortet. Den andre involverte å flytte alle komponentene og i tillegg senke kraftsensorene og tilkoblingspluggen inn i kortet for å gjøre det enda tynnere. Begge løsningene er presentert i figur 25. En baktanke med å ha fokus på å minimere størrelsen på kraftkortet er at man gjør det mulig å benytte sensoren som en separat enhet. Man kan for eksempel bruke kraftkortet til å måle kontaktkraft mellom armstumpen og protesesokkelen ved å plassere den på innsiden av protesen mellom armen og sokkelen.

#### 3.5.5 Oppheng kraftkort

I de tidligere prototypene ble kraftkortet festet i lokket på sensorhuset (figur 6 og 9). Da det var ønskelig å gjøre om rekkefølgen på komponentene i sensorhuset slik at kraftkortet ligger rett ovenfor SEMG-sensoren for mer nøyaktige kraftmålinger (krav 2.3), kan ikke lenger kraftkortet festes på denne måten. Uavhengig av hva slags SEMG-sensor som blir benyttet, skal det være mulig å feste kraftkortet til SEMG-oppheng slik at kraftkortet ikke kan vandre horisontalt i forhold til de andre komponentene.

Flere mulige løsninger ble vurdert. Figur 26 viser en skisse av ideene.

#### 3.5.6 Fjær

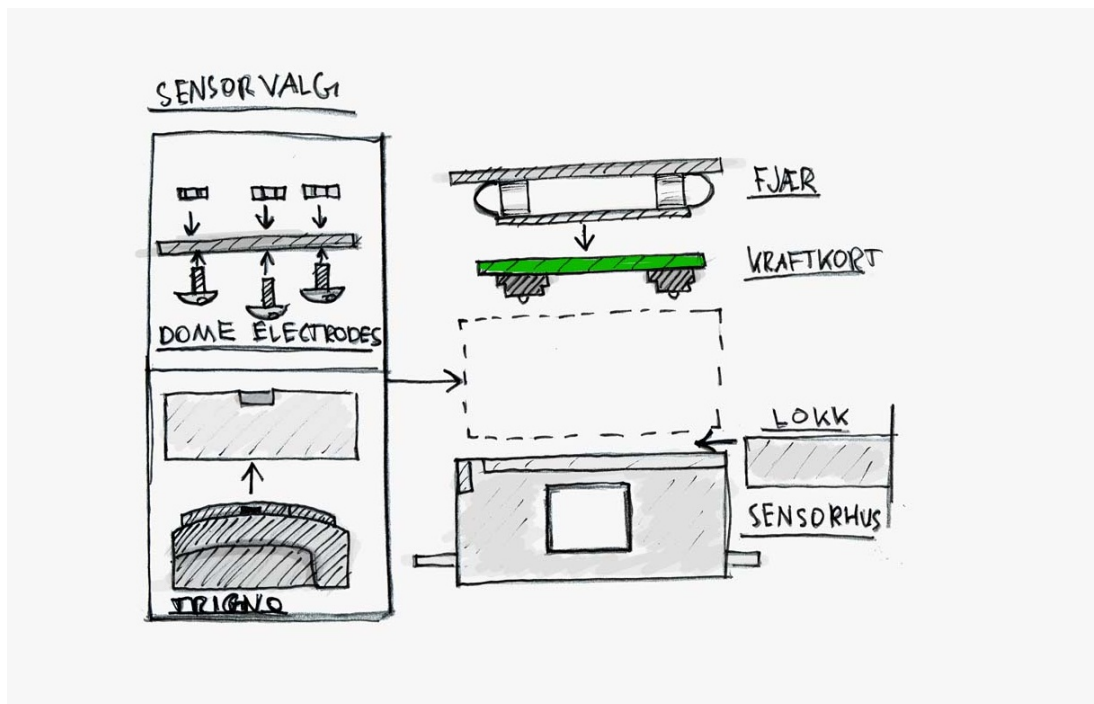
Det er ønskelig at den nye prototypen skal inkludere et fjæringssystem som gjør det mulig for SEMG-sensoren å vandre minimum 3mm i vertikal retning (krav 2.3). I Suleng (2011) ble det utviklet flere forskjellige fjærer, og den siste utgaven av stålfjæren danner et godt grunnlag for videreutvikling og ble videreført og forbedret for bruk i den nye prototypen. Den gamle utgaven (figur 8) bestod av to metallbånd som lå parallelt mellom to metallskiver. To muttere var festet til den nederste skiven for å sørge for at fjæren ikke skulle kunne komprimeres så mye at den kunne deformeres. En egenskap som ble lagt merke til, var at fjæren var veldig motstandsdyktig mot horisontal vandring i den retningen normalt på fjærbåndene. Siden det er ønskelig at sensoren skal være upåvirket av horisontal vandring, ble den nye fjærens design utvidet med



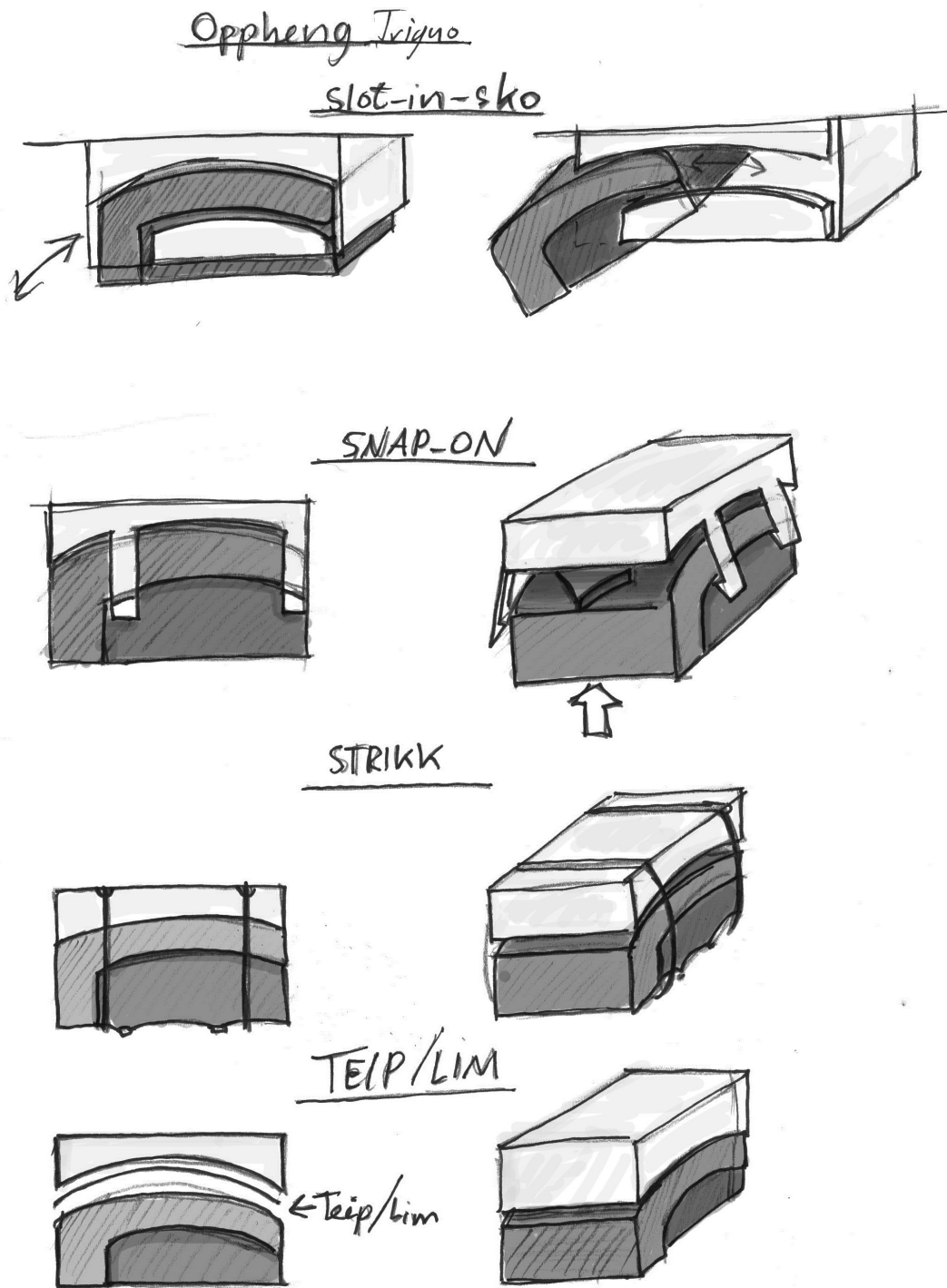
to ekstra metallbånd i denne retningen som skal sørge for at sensoren blir mer stabil. Fjæren fikk også fire hull til skruer for å kunne feste den til kraftkortet. En skisse av designet vises i figur 27.

### 3.5.7 Sensorhus

To løsninger ble igjen vurdert. Løsning en gikk ut på å feste sensor-enhetene til protesehylsen ved hjelp av metall- eller plastbøyler og skruer. Den andre løsningen gikk ut på å lage et nytt heldekkende sensorhus på lik linje med de eldre prototypene. Siden alle sensorenhetene inne i huset nå skal henge sammen for bedre stabilitet, er det hensiktsmessig å revurdere designet på lukkemekanismen til sensorhuset. Ideen med skyvelokk for sensorhuset virket godt i den gamle prototypen fra Suleng (2011) og ble videreført for bruk i den nye prototypen. Ideen går ut på å la den øverste delen av fjæren hvile i et hakk i oversiden av sensorhuset. Når skyvelokket er lukket vil fjæren, som er festet til alle de andre komponentene, holdes fast mellom lokket og sensorhuset. Ved å åpne lokket vil man lett kunne ta ut alle komponentene ved å løfte fjæren ut av sensorhuset. Figur 28 viser skisser av de to sensorhus-løsningene i tillegg til et tverrsnitt av den nye lukkemekanismen.

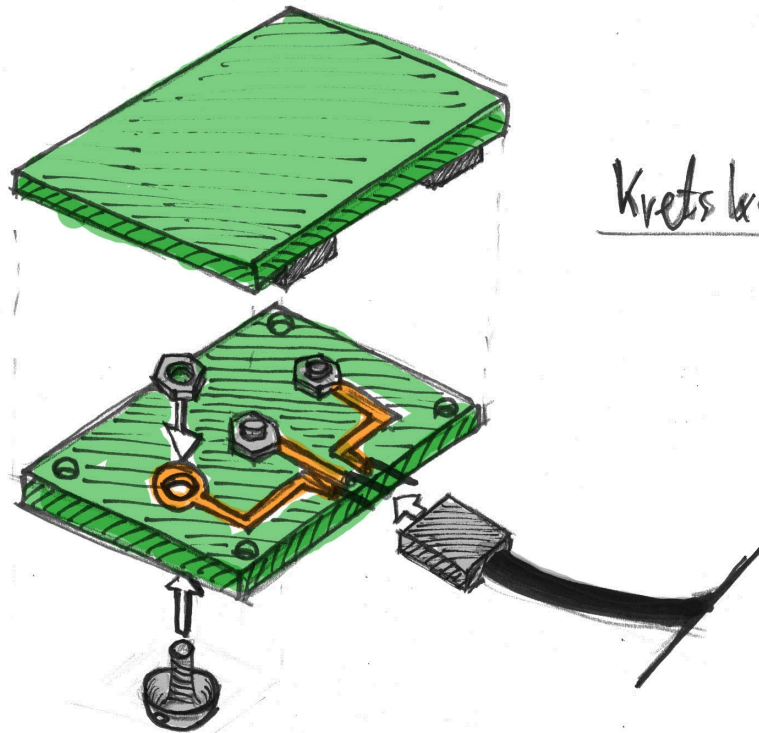


Figur 22: Skisse av interne komponenter

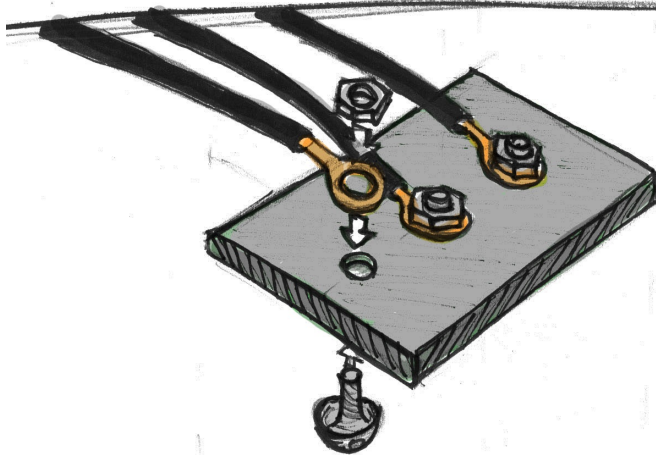


Figur 23: Skisse av ideer til oppheng av Trigno

Oppheng down-elektroder



Krets kort

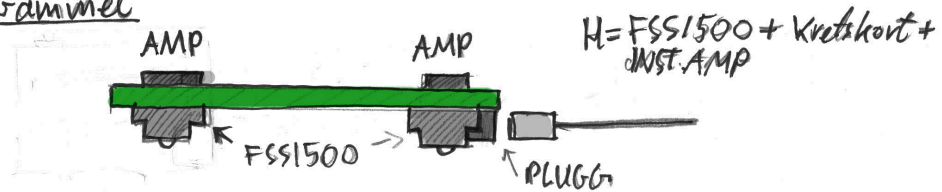


Plate

Figur 24: Skisse av ideer til oppheng av halvkule-elektroder

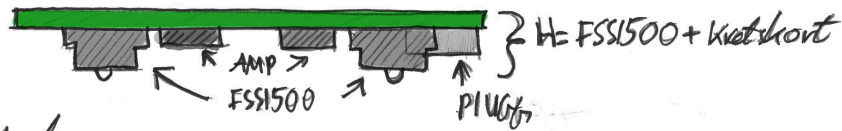
## Kretskort

Gammel

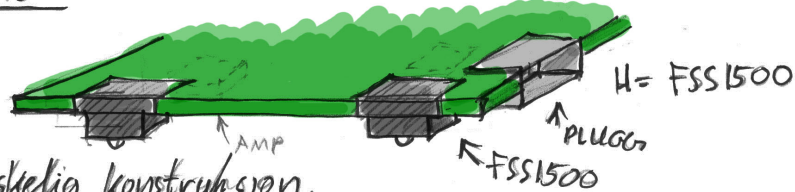


Alle komponenter på en side

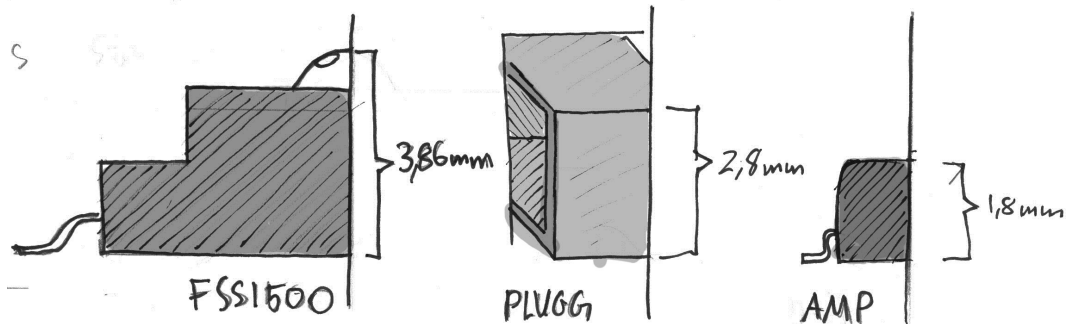
+ Sparer mye i forhold til arbeide arbeid.



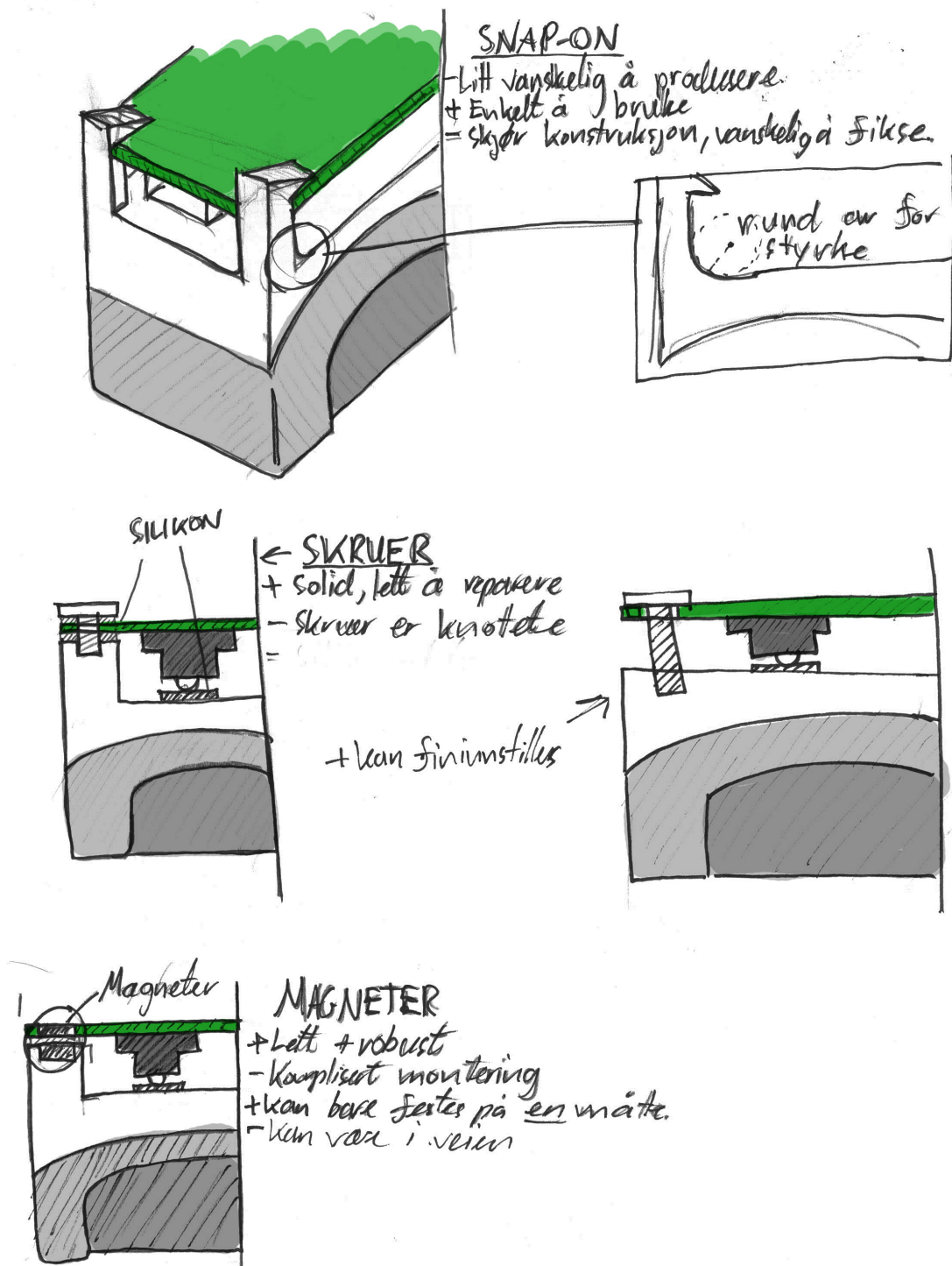
Nedsenket



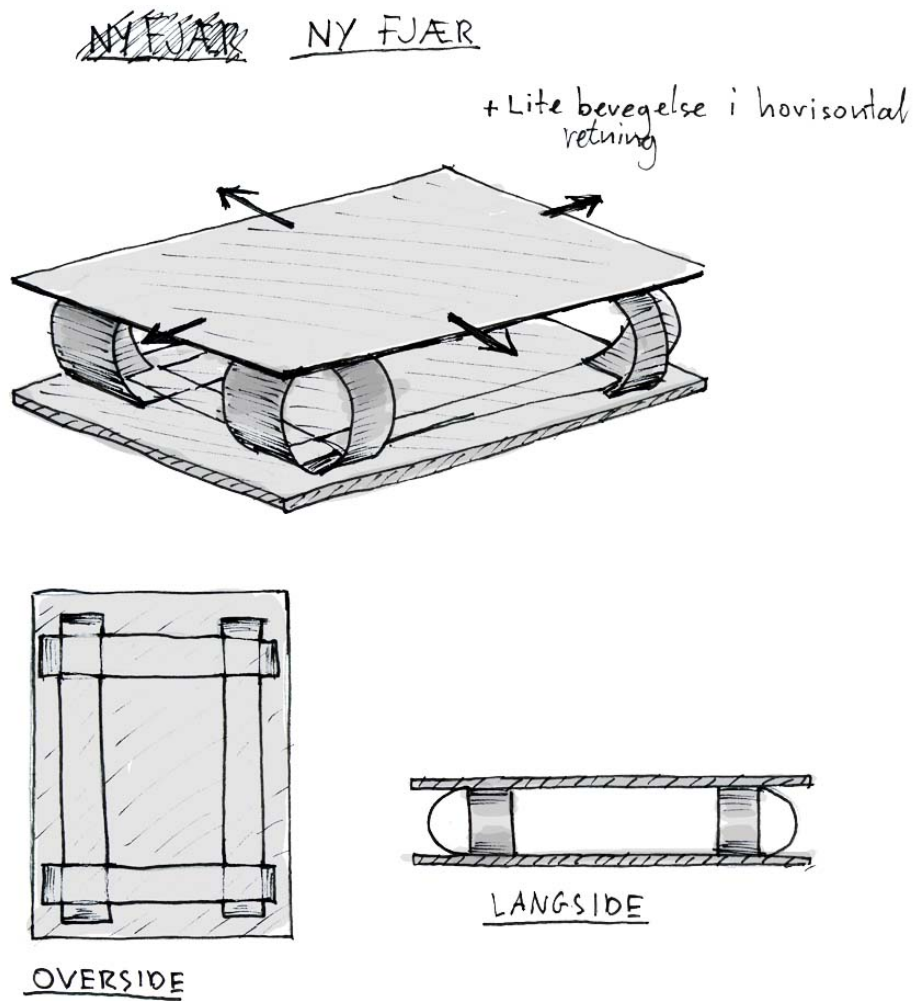
÷ Vanskelig konstruksjon.  
 ÷ Problematisk å rute ledninger.



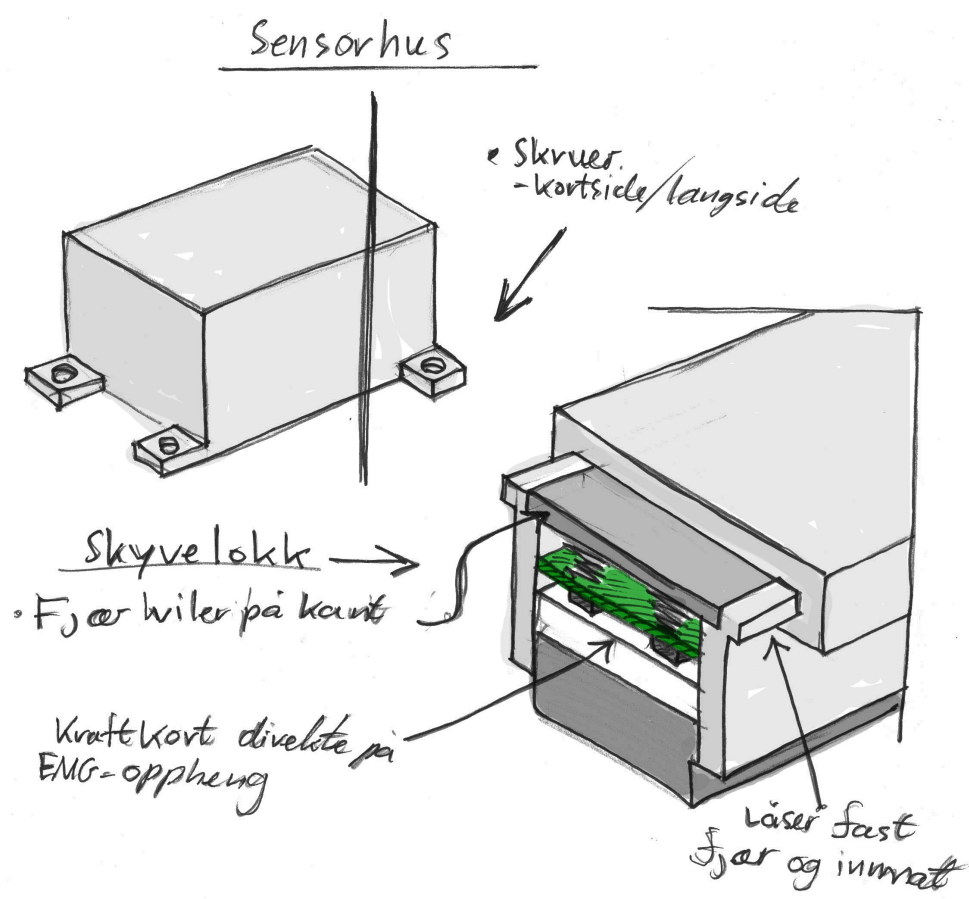
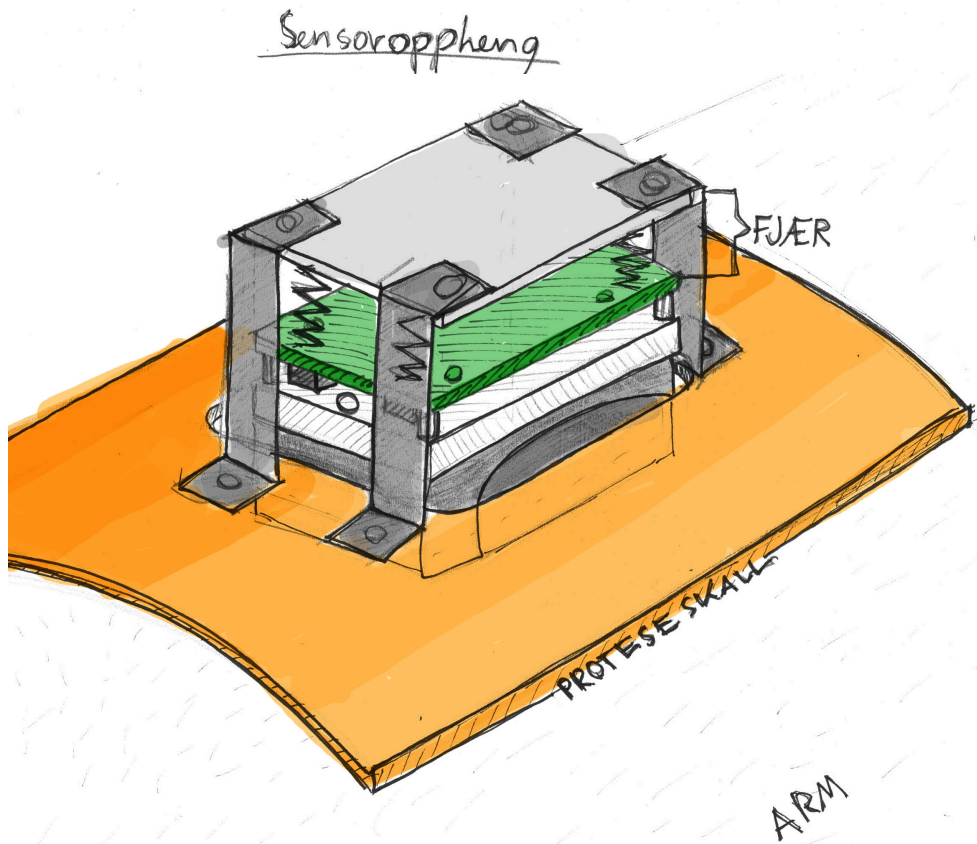
Figur 25: Skisse av ideer til design av kraftkort



Figur 26: Skisse av ideer til oppheng av kraftkort



Figur 27: Skisse av ide til fjær



Figur 28: Skisse av ideer til sensorhus

## 3.6 Designvalg

### 3.6.1 Kraftkort

Siden designet av delene i enheten ikke kunne begynne før det ble bestemt om det skulle utføres endringer på kraftkortet, ble designet av kraftkortet re-vurdert først. Trådløs overføring av data ble tidlig forkastet på grunn av økt arbeidsmengde og fordi det ikke var et prioritert krav for forskerne ved UNB. I den nye prototypen var det også ønskelig å gjøre kraftkortet så tynt som mulig (krav 1.4 og 2.5) da det skal kunne monteres på både på innsiden og utsiden av protesesokler. I den gamle utgaven var mange av komponentene festet på baksiden av kortet. Den høyeste komponenten på kortet er kraftsensorene fra Honeywell. Kortet ble utvidet til å ha lik bredde og lengde som Trigno-sensoren med oppheng. Denne endringen ble gjennomført for å sørge for at kraftsensorene lå mest mulig mot hjørnene av Trigno-enheten for å bidra til en mer stabil konstruksjon. Dette økte arealet på kortet og gjorde det lettere å flytte alle komponentene til den ene siden slik at den totale høyden ble lik høyden på kraftsensorene pluss tykkelsen til kretskortet. Løsningen der kraftsensorene og tilkoblingskontakten skulle bli montert i hull for å gjøre kraftkortet enda tynnere ble vurdert, men ble forkastet på grunn av at konstruksjonen ville blitt mindre robust, samt at det ville vært vanskeligere å gjennomføre. I tillegg til dette ville det blitt problematisk å få plass til alle lederne i kretsen hvis komponentene ble felt inn i kortet. Selv om kortet hadde blitt tynnere med denne fremgangsmåten, ville antallet ekstra millimeter man kunne spart ikke vært så stor i forhold til arbeidsmengden. En annen fordel ved å gå for den andre fremgangsmåten hadde vært at monteringen av kraftsensorene hadde blitt mer nøyaktig i horisontal retning. Plasseringen av sensorene hadde blitt mer lik fra et kort til et annet hvis kraftsensorene var felt inn i kortet. Kretstegningene av det gamle kortet fra FSS1500-prototypen ble benyttet som utgangspunkt for det nye kretskortet (Mugaas 2010).

De endringene som ble gjennomført på kraftkortdesignet var:

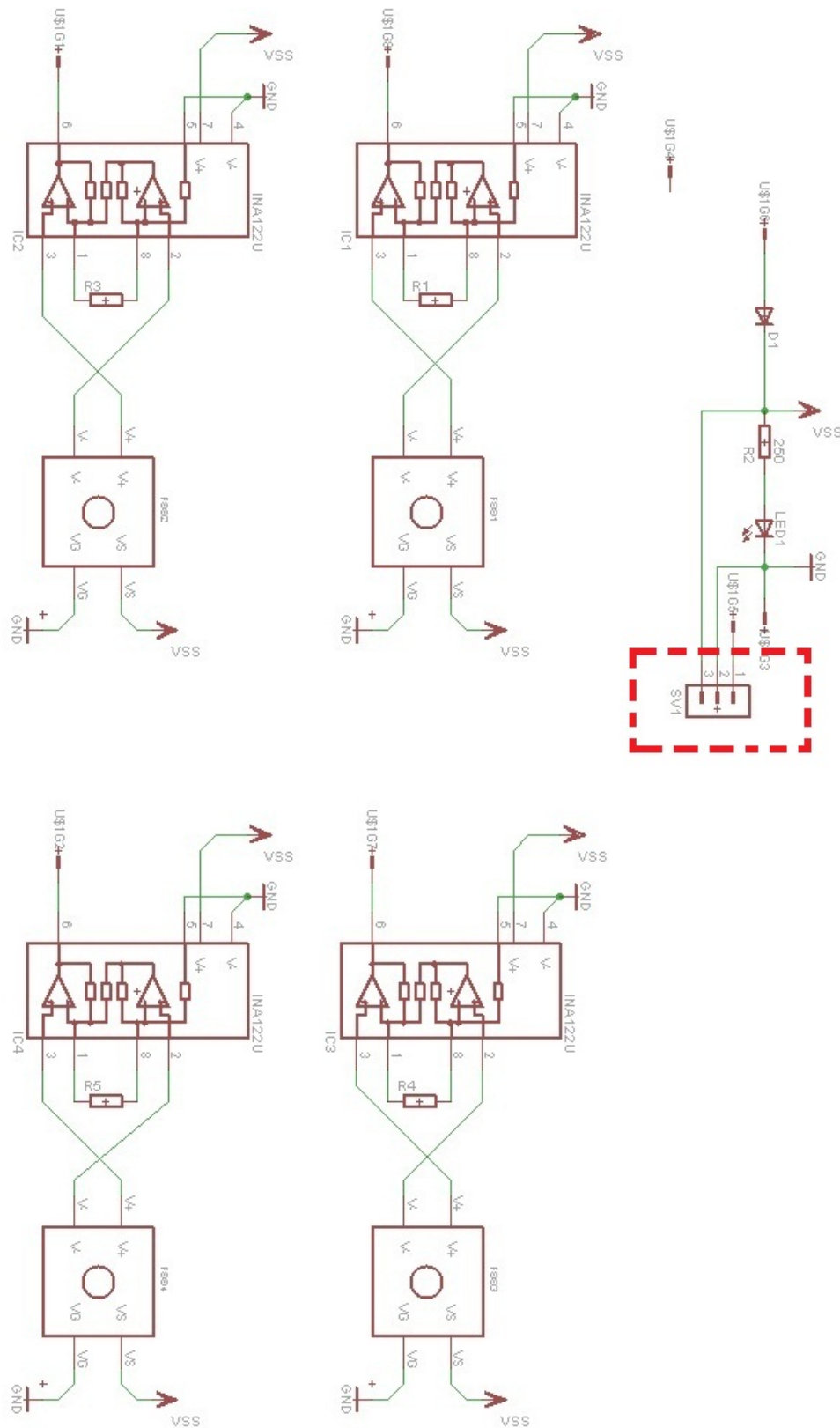
- Pin for Otto-bock elektrode ble fjernet
- Hull for Otto-bock innstillingskrue ble fjernet
- Alle komponenter ble flyttet til en side av kortet
- Posisjonen til alle komponentene ble revurdert
- Lengden og bredden til kortet ble økt
- Alle ledere ble rutet på nytt
- Hull ble lagt til for festeskruer til oppheng og fjær



Et par enkle designregler ble fulgt under omrutingen av lederbanene på kortet:

- 45 graders hjørner på baner for å unngå refleksjonstøy
- Unngå å legge baner for nære hverandre for å unngå støybidrag
- Unngå å legge baner for inngangsspenning nær baner for måledata for å unngå støybidrag
- I den grad det er mulig må banene mellom sensor og forsterkere være så korte som mulig for å unngå forsterking av støy
- Forsøke å gjøre kretsen så symmetrisk som mulig for at eventuelle støybidrag er mest mulig like på alle delene av kretsen

Tegningene av det nye kortet ble så eksportert til gerber-filer fra Eagle for produksjon ved hjelp av den innebygde CAM-prosessen. CAM-filen som ble benyttet ble hentet fra en online opplæring i produksjon av kretskort ved hjelp av Eagle (*Sparkfun pcb tutorial 2008*). *Elprint* (2012) ble vurdert for produksjon av kretskortene, men ble ikke benyttet i første omgang. Grunnen til dette var at det først var hensiktsmessig å produsere en prototype for å undersøke om det nye designet virket etter forventningene. Skal man produsere et fåtall enheter er det enklere og raskere å gjøre denne jobben selv. Ved hjelp av en CNC fresemaskin på det elektriske verkstedet ved Institutt for Teknisk Kybernetikk på NTNU ble to nye kretskort produsert. Denne prosessen krevde et par forsøk før resultatet ble tilfredsstillende. Etter at de ferdige kortene ble frest ut, ble det montert kobberkanaler mellom baksiden og forsiden av kortet, og alle banene på kortet ble kontrollert med et mikroskop og multimeter. Overføldig kobber som kan føre til kortslutninger, ble skrapet bort med en skalpell, og det ble undersøkt om det var kontakt mellom alle punktene på kortet i henhold til Eagle-filene. To eksemplarer av det gamle kretskortet ble demontert og komponentene fra disse ble loddet fast til de nye kortene.



**Figur 29:** Kretsskjema for FSS1500-prototype (Mugaas 2010). Den stiplede firkanten viser Otto-bock pin, som ble fjernet

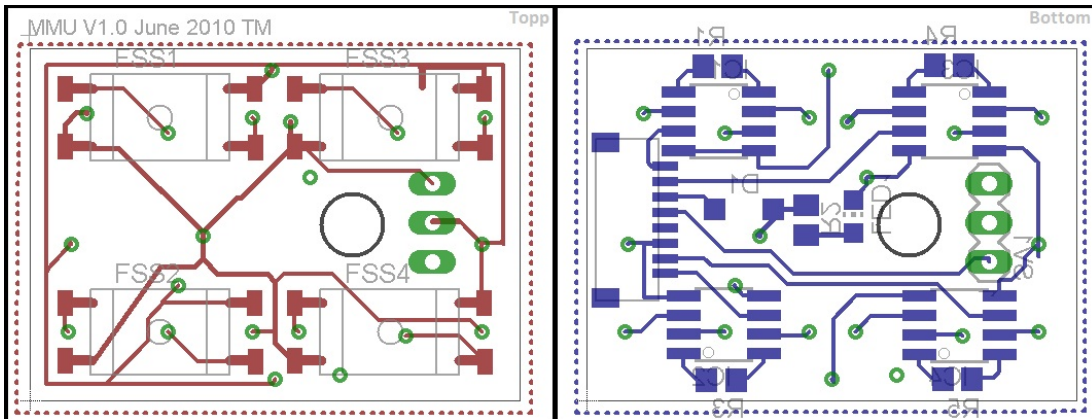


Figure 30: Eagle-fil for FSS1500-prototype

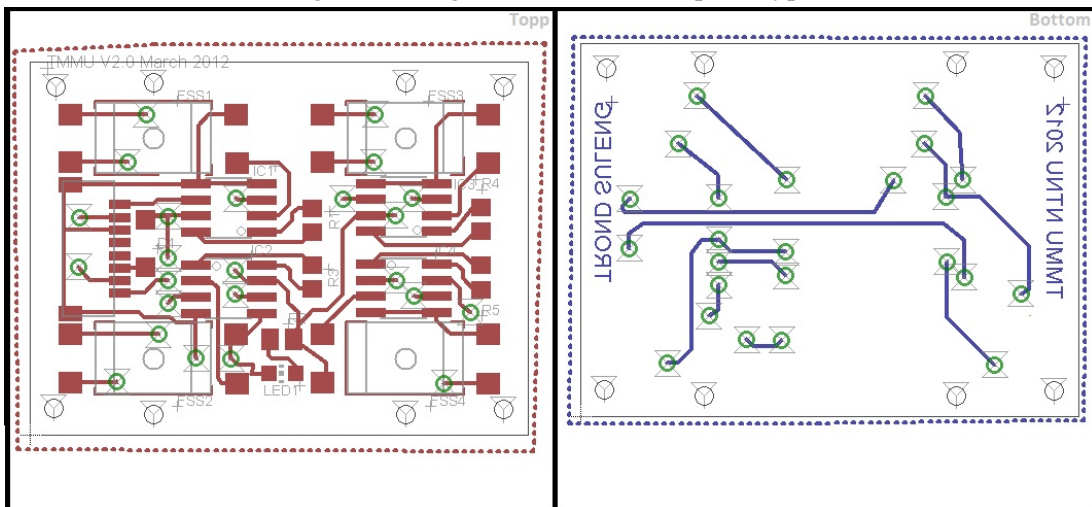
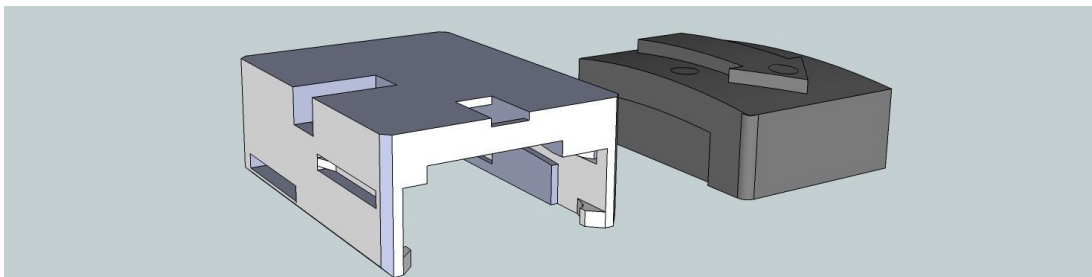


Figure 31: Eagle-fil for nytt design

### 3.6.2 Oppheng Trigno

Det ble bestemt at opphenget skulle 3D-printes, på grunn av friheten dette ville gi til designvalg. I tillegg vil det være enkelt og raskt å masseprodusere opphengene hvis dette er ønskelig. Opphenget for Trigno-enhetene ble tegnet i gratis utgaven av *Google sketchup* (2012). En 3D-modell av en Trigno-enhet ble først tegnet. Mellomstykket ble så designet for å passe rundt utsiden av Trigno-enheten. To selskaper ble kontaktet for å utføre 3D-printingen, *Fix3D* (2012) og *i.materialise* (2012). Det finnes mange forskjellige måter å gjennomføre 3D-printing på, men valget falt på *i.materialise* (2012) og deres laser sintering teknologi. Denne teknologien gjør det mulig å skrive ut fysiske deler ved hjelp av et polyamid-pulver som blir bundet sammen av en laser. 3D-modellen av komponenten blir delt opp i skiver ved hjelp av et dataprogram. Et lag med polyamid-pulver blir så spredt ut, og maskinen skriver ut et lag av modellen. Et nytt lag med pulver blir så spredt over det første, og det neste laget av modellen blir skrevet ut. Denne prosessen blir så repetert til alle lagene av modellen er skrevet ut og komponenten er ferdig. 3D-printing er ikke en svært nøyaktig prosess, og som følge av dette ble det tatt hensyn til 3D-printerens oppløsning på 0,3mm når modellen ble tegnet. Dette førte til at det ble lagt inn en klaring på 0,3mm mellom opphenget og Trigno-enheten i 3D-modellen. Hvis opphenget blir produsert med maksimalt avvik vil Trigno-enheten likevel passe inn i opphenget.

Som følge av at 3D-printing ble benyttet for produksjon av opphenget, ble det lagt til en del detaljer i designet som hadde vært vanskelig å fremstille ved hjelp av andre produksjonsmetoder. På innsiden ble det lagt til fire klemmer bestående av en arm med en avrundet tupp som ble designet for å kunne bøyes ut når Trigno-enheten trykkes inn i opphenget. Funksjonen til disse armene er å holde Trigno-enheten på plass inne i huset under bruk. I tillegg til klemmene ble det også designet to mothaker ved enden av opphenget som skal sørge for at Trigno-enheten holdes enda bedre fast under bruk. Disse hakene skal ikke være i veien når Trigno-enheten skal fjernes fra opphenget. De ble med hensikt designet større en de trengte å være for å tilpasses senere hvis nødvendig. Hull over knappen og LED-lampen ble tegnet inn i modellen for å oppfylle krav 1.3.



**Figur 32:** Modell av oppheng til Trigno

### 3.6.3 Oppheng halvkule-elektroder

Denne løsningen ble ikke produsert på grunn av tidsbegrensninger, men tanken var å gå for den enkleste av de to løsningene, det vil si platen som ikke var fra et kretskort. Denne løsningen er enkel, og ved å lage fire hull med gjenger for skruene på linje med opphenget for Trigno-enhetene vil man kunne koble til disse uten problemer. Det eneste man må sørge for under produksjonen av en slik løsning, er at festepunktene for elektrodene er satt opp etter instruksjonene fra de respektive produsentene. Nærmere informasjon om montering av eksterne elektroder finnes i *MC Triad Preamp System: The "Swiss Army" Preamp* (2010) og *LTI:Remote Electrode System Installation Instructions* (2007).

### 3.6.4 Oppheng kraftkort

Valget av opphenget falt på skruer. Denne løsningen er enkel og robust, og gir i tillegg muligheten for finjustering av kraftsensorene ved å stramme eller løsne de fire skruene. Detaljert informasjon om opphenget og montering av dette finnes i brukerguiden for den ferdige prototypen i Appendiks A.

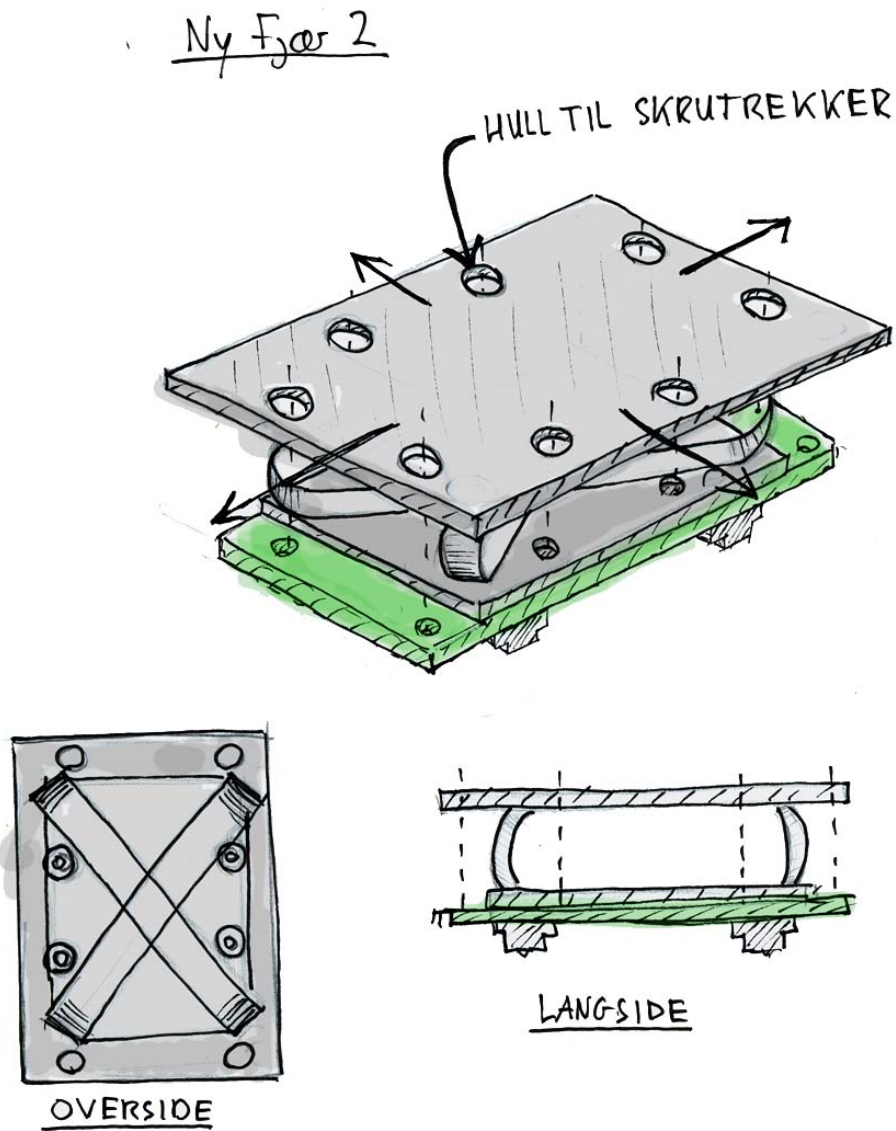
### 3.6.5 Sensorhus

Et komplett sensorhus ble produsert på det mekaniske verkstedet ved institutt for teknisk kybernetikk på NTNU. Huset ble frest ut for hånd fra en plastikkloss av ansatte på verkstedet. På grunn av at det kun var ønskelig å produsere en prototype i første omgang ble det ikke benyttet en CNC-fresemaskin. En slik maskin må programmeres før den skal benyttes og er derfor kun praktisk hvis det er ønskelig å produsere mange enheter på en gang. 3D-modellene som ble konstruert kan benyttes som grunnlag for å programmere en slik maskin. Designet har to hull, et i kortsiden og et i langsiden av huset, som sørger for at ledningen til kraftsensoren kan kobles til og at LED-lampen og knappen på Trigno-enheten kan observeres og trykkes inn mens prototypen er i bruk. Hullet i langsiden gjør det også mulig å trekke ut ledninger for bruk av kuleelektroder i stede for Trigno. Hakket i kortsiden av huset har også som hensikt å tilby en åpning for at man lett skal kunne vippe fjæren ut av huset og dermed kunne ta ut de interne komponentene på en effektiv måte.

### 3.6.6 Fjær

Etter en gjennomgang av det nye designet med ansatte på det mekaniske verkstedet ble det foreslått å gjennomføre noen endringer i fjæredesignet. Ved å ha to metallbånd som ligger diagonalt mellom platene i stedet for fire som ligger vinkelrett på hverandre i hjørnene på fjæren, kan man få samme ytelse

i stabilitet uten å øke kompleksiteten på fjæren. Dette fører til at fjæren blir lettere å produsere, noe som er en fordel for eventuell masseproduksjon av fjærer. Det ble i tillegg foreslått å innføre hull i den øverste platen over hvert av skruehullene i den nederste platen slik at man lettere kommer til med skrutrekkeren. Skisser av det nye designforslaget vises i figur 33.



Figur 33: skisse av nytt fjærdesign

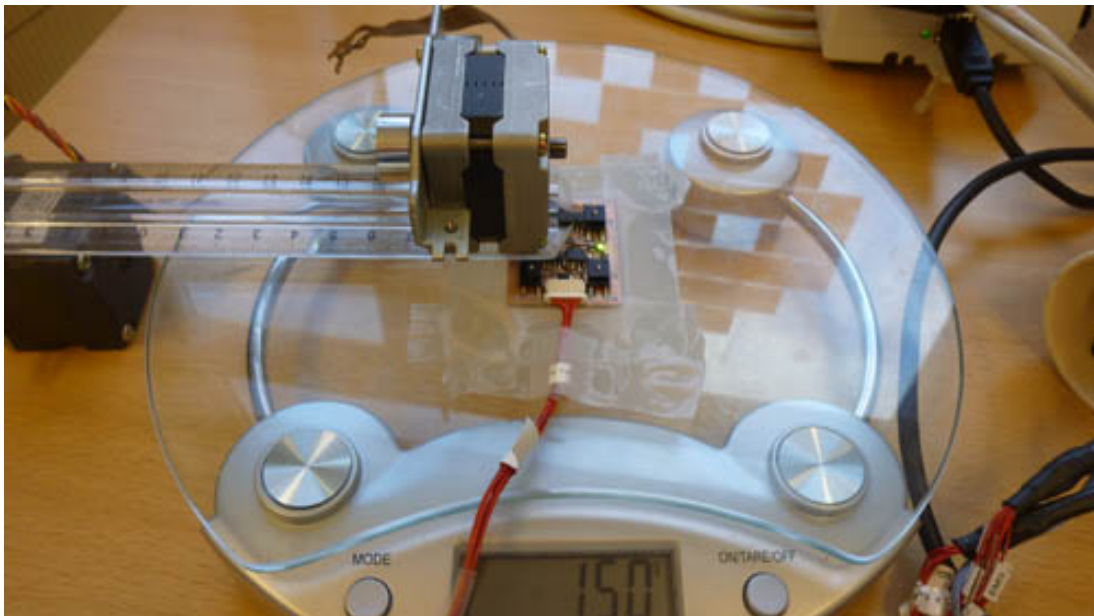
## 4 Test av prototype

### 4.1 Kraftkort

#### 4.1.1 Linearitet

For å undersøke om kraftkortet oppfører seg på samme måte som de gamle fra tidligere arbeider, ble testen av linearitet fra Mugaas (2010) og Suleng (2011) utført på nytt. For ordens skyld gjengis testens gjennomføring her.

Det nye kraftkortet ble lagt på en kjøkkenvekt med lastcellene pekende oppover. Kraftkortet ble teipet fast til vekten for at avlesningen skulle bli mest mulig lik gjennom alle delene av testen. Gjenstander med forskjellig og kjent vekt ble så lagt på hver lastcelle etter tur ved hjelp av en linjal, og utslaget fra hver lastcelle ble notert og plottet mot vekten av gjenstanden lest av fra kjøkkenvekten. Hensikten med denne testen var å undersøke om hver enkelt lastcelle viser en lineær sammenheng mellom påtrykt kraft og avlest verdi. Det skulle også undersøkes om hver enkelt celle oppførte seg likt som de andre. Dataene ble samlet inn for hånd. Den påtrykte vekten ble lest av fra kjøkkenvekten og utslaget fra hver lastcelle ble samlet ved hjelp av et LabView-program videreutviklet fra Suleng (2011) og en USB-6211 DAQ fra *National Instruments* (2012). De innsamlede dataene ble plottet ved hjelp av Matlab. LabView-programmet som ble benyttet i testen finnes vedlagt i Appendiks B. Figur 34 viser oppsettet og gjennomføringen av testen.

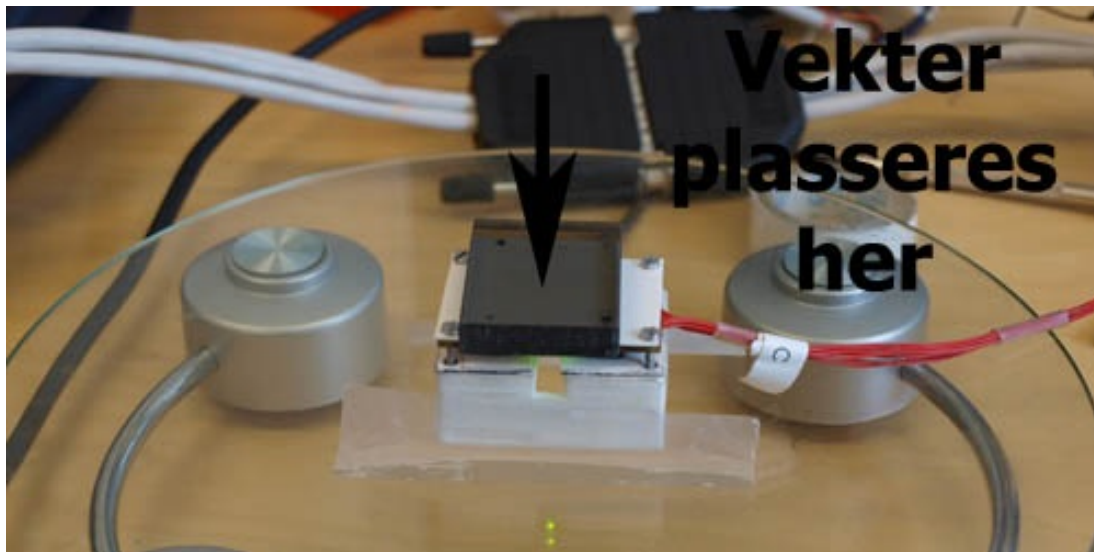


Figur 34: Linearitetstest. Vekt blir påtrykt lastcelle DR

### 4.1.2 Hysterese

For å lettere kunne skille hysterese i fjæren fra avvik som følge av andre feilkilder, gjennomførtes det en ny test. Hensikten med denne testen er å undersøke om det forekommer avvik i nullpunktsverdiene til kraftkortet når det er koblet til Trigno-opphenget.

Opphenget og kraftkortet ble skrudd sammen med en gummifilm mellom. Opphenget ble så teipet fast til en kjøkkenvekt og vekten ble tarert. Man koblet så kraftkortet til en pc ved hjelp av det samme testprogrammet benyttet for å samle inn data til linearitetstesten. Kraftkortet ble kalibrert ved å fysisk stramme skruene som holder kortet festet til Trigno-opphenget. Etter dette kalibrertes alle sensorene slik at de ble separert fra hverandre i grafen for å gjøre det lettere å observere eventuelle avvik. Etter at alle sensorverdiene hadde stabilisert seg ble nullverdiene lagret ved å trykke på ZERO-knappen i programmet. En plastkloss ble festet med dobbelsidig teip på toppen av kraftkortet for å kunne legge gjenstander av forskjellig vekt på kortet uten å være nær skruehodene. Gjenstandene ble plassert på toppen av kraftkortet og tatt bort etter 10 sekunder for å samle inn data. Ved å undersøke forskjellen mellom de lagrede nullpunktsverdiene og de avleste signalene kan man få ett inntrykk av graden av hysterese i kraftkortet. Figur 35 viser et bilde av oppsettet i denne testen.

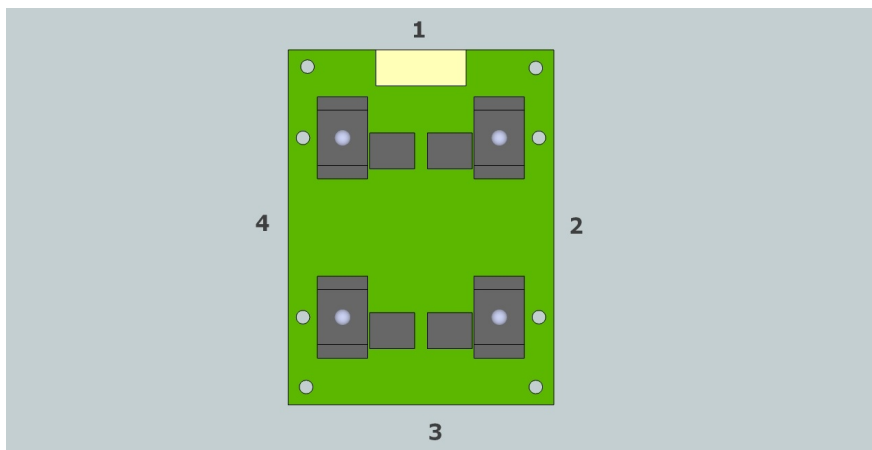


**Figur 35:** Hysteresetest. Kraftkort med Trigno-oppheng og plastkloss

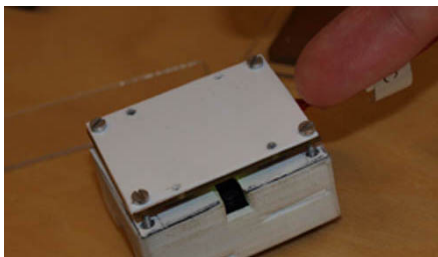


### 4.1.3 Hysterese fra horisontale endringer

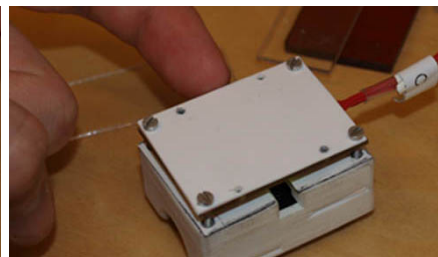
For å undersøke om kraft påført i horisontal retning skaper avvik i nullpunktverdiene for lastcellene på kraftkortet, ble det gjennomført en ny test. Kraftkortet ble kalibrert og nullet ut som tidligere. Opphenget ble så holdt fast mens det ble påført kraft mot de fire sidene av kraftkortet etter tur. Mellom hvert opptak lot man kortet ligge til avlesningene var stabile for så å nulle kortet ut og påføre kraft mot en annen side av kortet. Ved å undersøke avvikene mellom de lagrede nullpunktverdiene og signalene fra hver lastcelle kan man si noe om graden av hysterese som følge av horisontale endringer. Figur 36, 37, 38, 39 og 40 viser bilder av hvor kraften ble påført i de forskjellige delene av testen.



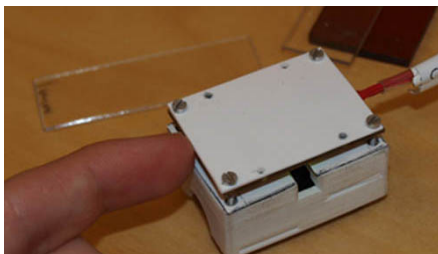
Figur 36: Posisjoner



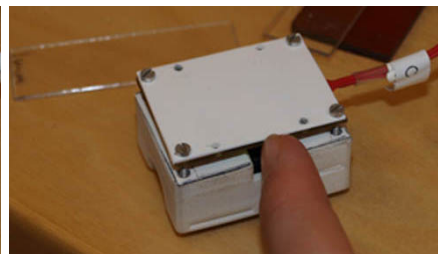
Figur 37: Posisjon 1



Figur 38: Posisjon 2



Figur 39: Posisjon 3



Figur 40: Posisjon 4

## 4.2 Fjær

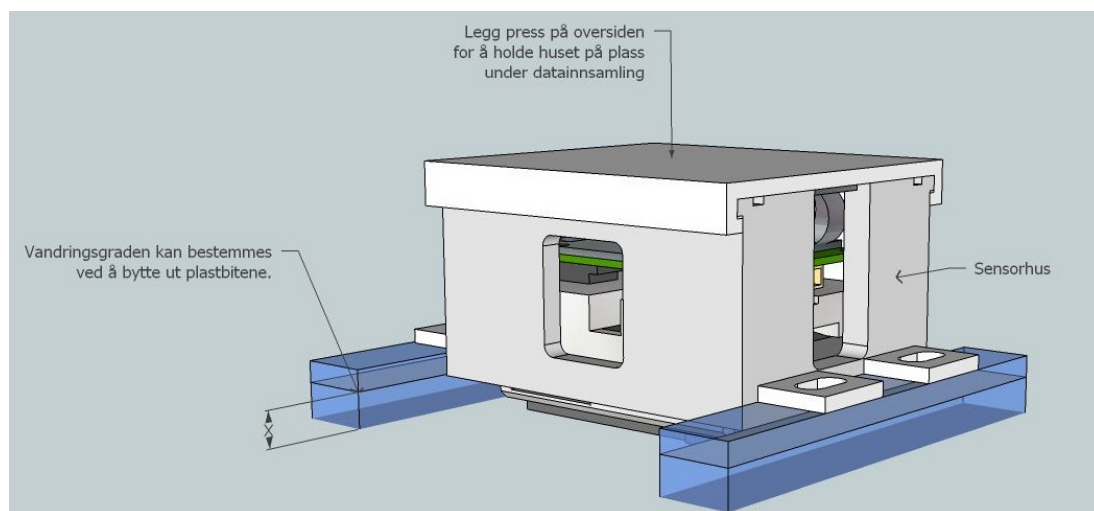
### 4.2.1 Vandring

Fjæren ble lagt på en vekt og klemt sammen til maksimal vandring og vekten ble avlest ved ytterpunktet.

### 4.2.2 Hysterese

Grunnlaget for testen var den samme som i Suleng (2011). Den ferdige prototypen ble satt sammen, og plastklosser med forskjellige tykkelser ble lagt under skruefestene på sensorhuset. Hensikten med denne testen var å undersøke om kraftkortet viste avvik i nullpunktsverdier etter fjæren ble komprimert med en kjent grad av vandring. Ved å endre tykkelsen på klossene lagt under sensorhuset kan man bestemme hvor langt fjæren skal vandre, og man kan undersøke om forskjellige vandringsgrader gir hysterese i fjæren. Figur 41 viser en modell av oppsettet.

Hysterese i fjæren ble undersøkt ved å koble prototypen til LabView-programmet for å kunne lese av signalene fra hver lastcelle. Kraftkortet ble fysisk kalibrert på like linje med de tidligere testene. Prototypen ble holdt nede ved bestemte vandringsgrader over en tidsperiode på 10 sekunder. Sensorhuset ble så sluppet tilbake til utgangspunktet og eventuelle avvik fra nullpunkt kunne observeres ved å undersøke differansen i grafen.



Figur 41: Hysteresetest av fjær

### 4.3 Flerfunksjonelt protesesystem

Testen har som hensikt å undersøke om prototypen kan benyttes som inputsensor for et flerfunksjonelt armprotesesystem. Det undersøkes også om det er enkelt å ta inn data fra kraftkortet i et eksisterende program.

#### 4.3.1 Programvare

Et LabView-program utviklet ved et tidligere prosjekt på NTNU (Bersvendsen 2011) og videreutviklet i Ådne Solhaug Linnerud (2012), ble benyttet for å teste den ferdige prototypen som input-sensor for et flerfunksjonelt armprotesesystem. Systemet består av input-sensorer i form av Trigno-enheter og benytter mønstergjenkjenning basert på LDA for å klassifisere input til flere forskjellige bevegelsesklasser for proporsjonalstyring av protesen. Ved hjelp av skjermguidet trening blir treningssettet til klassifikatoren generert. Programmet ble utvidet for å ta inn signaler fra kraftkortene. Input fra kraftkortene ble ikke benyttet i klassifiseringen, på grunn av økt arbeidsmengde, men ble inkludert for å vise at man lett kan ta opp data fra sensorene i et eksisterende program. Det samme LabView-programmet som ble benyttet i test av kraftkort og fjær ble benyttet som grunnlag for dette formålet.

#### 4.3.2 Laboppsett

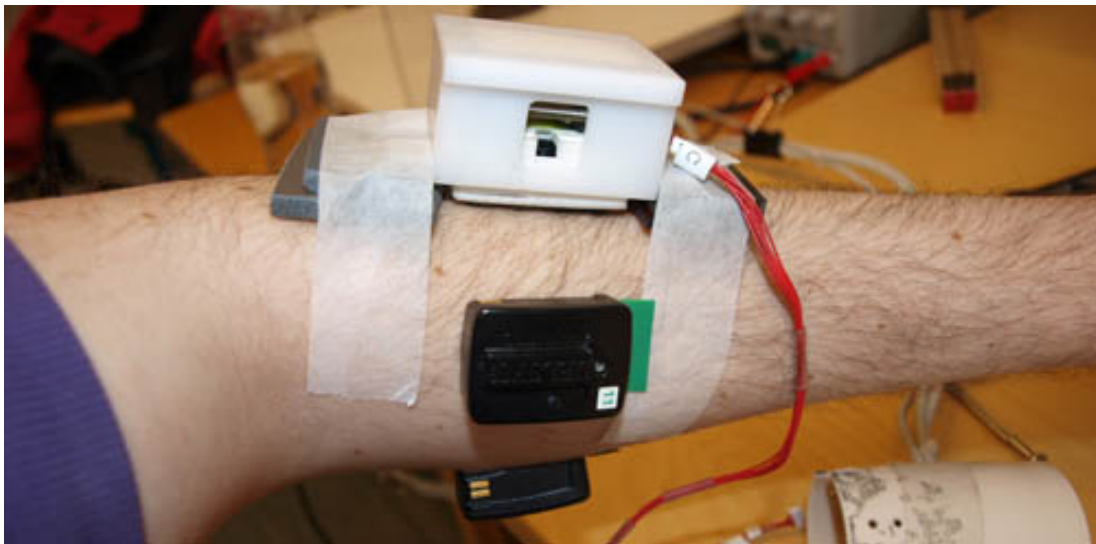
Laboppsettet benyttet i denne testen er det samme som i Ådne Solhaug Linnerud (2012), men ble utvidet for å ta inn data fra et kraftkort. Oppsettet består av en protesehånd fra *Motion Control* (2012) som er koblet til en pc via en DAQ fra *National Instruments* (2012). I tillegg til protesen er det også en Trigno basestasjon med USB-kabel og 16 Trigno-enheter. Systemet ble trent opp til å klassifisere input til fem bevegelsesklasser: Supinasjon/pronasjon av håndledd, åpning/lukking av hånd og hånd i ro.

For å ta inn data fra kraftkortet ble en USB-6211 DAQ fra *National Instruments* (2012) med tilkoblingskabel benyttet. Denne DAQen har 16 inputkanaler og kan støtte sampling av opp til fire kraftkort på en gang (krav 3.2).

TMMU-prototypen ble teipet til testpersonens venstre underarm med to plastklosser mellom festepunktene i sensorhuset for å simulere at enheten er festet til en protesesokkel. I tillegg til Trigno-enheter i TMMUen, ble 3 Trigno-enheter festet på muskuløse punkter rundt testpersonens arm. Disse fire Trigno-enheterne dannet grunnlaget for input av styringssignaler til protesesystemet.



**Figur 42:** Protese fra *Motion Control* (2012)

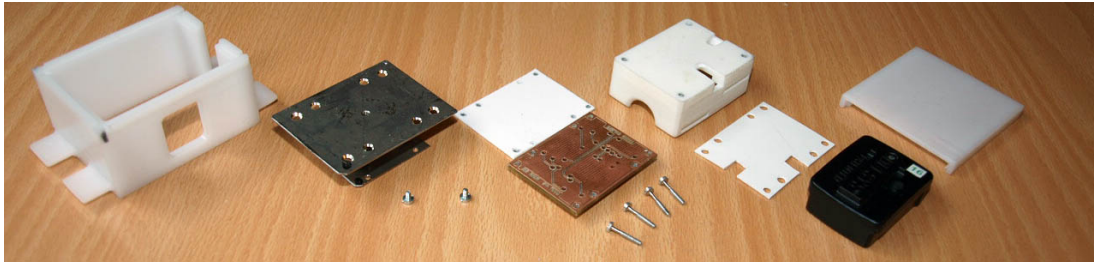


**Figur 43:** Plassering av Trigno-enheter og TMMU

## 5 Resultater

### 5.1 Prototype

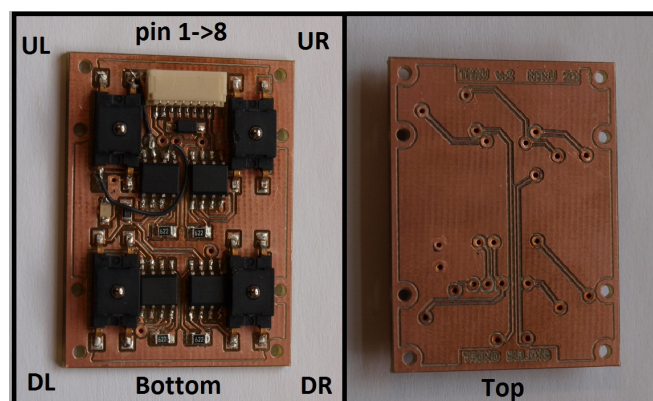
En brukerguide med fysiske og tekniske spesifikasjoner for den ferdige prototypen og alle de interne komponentene, finnes vedlagt i brukerguiden fra Appendiks A. Figur 44 viser delene til den ferdige prototypen.



Figur 44: TMMU2-komponenter

#### 5.1.1 Kraftkort

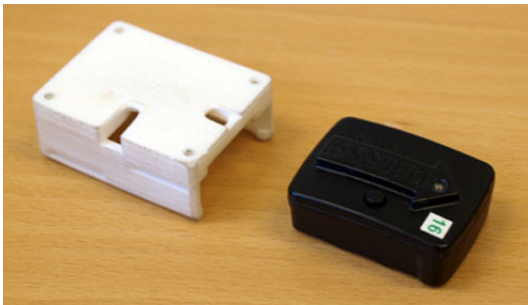
To kraftkort ble produsert på det elektriske verkstedet ved institutt for teknisk kybernetikk under veiledning av ansatte. Under produksjonen av et av kraftkortene løsnet to av banene etter et forsøk på å fjerne to feilmonterte komponenter. De svarte ledningene (figur 45) ble loddet på for å kompensere for dette tapet. Kun det ene kraftkortet ble testet, da det andre ikke virket etter forventningene. Dette skyldtes feil gjort underveis i produksjonsfasen. Teknisk data for kraftkortet er inkludert i brukerguiden i Appendiks A under seksjonen *Technical specifications*. Eagle- og gerber-filer for kraftkortet er vedlagt i Appendiks B.



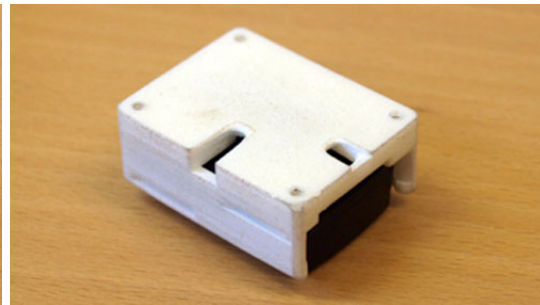
Figur 45: Ferdig kraftkort

### 5.1.2 Oppheng Trigno

Den ferdige 3D-modellen ble eksportert for 3D-printing med en Sketchup-plugin fra (*i.materialise* 2012). Modellen ble produsert i ved bruk av laser sintering-metoden, og resultatet er et ferdig oppheng i polyamid. Opphenget måtte bearbeides minimalt for å gjøre plass til Trigno-enheten og skruehull ble frest ut på det mekaniske verkstedet ved institutt for teknisk kybernetikk. Figur 46 og 47 viser det ferdige opphenget. En Sketchup-modell av opphenget finnes vedlagt i Appendiks B.



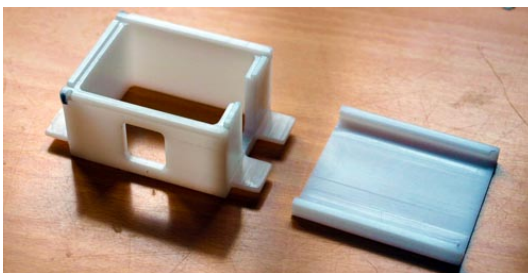
Figur 46: Oppheng



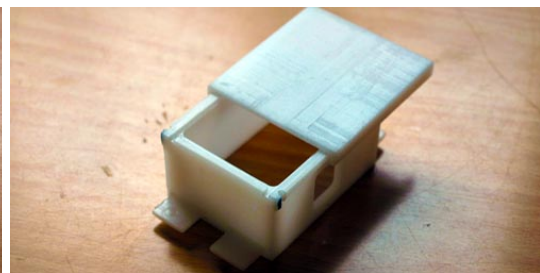
Figur 47: Oppheng med Trigno

### 5.1.3 Sensorhus

Sensorhuset ble produsert for hånd av ansatte på det mekaniske verkstedet ved institutt for teknisk kybernetikk. Figur 48 og 49 viser det ferdige huset og det tilhørende lokket. En Sketchup-modell av sensorhuset med lokk finnes vedlagt i Appendiks B.



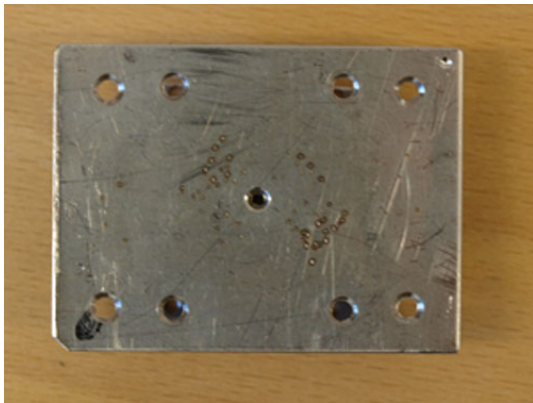
Figur 48: Sensorhus



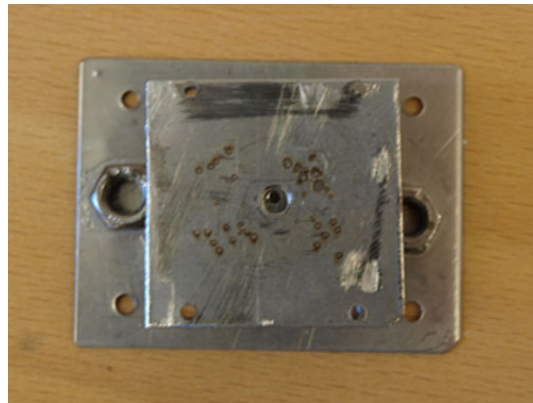
Figur 49: Sensorhus med lokk

### 5.1.4 Fjær

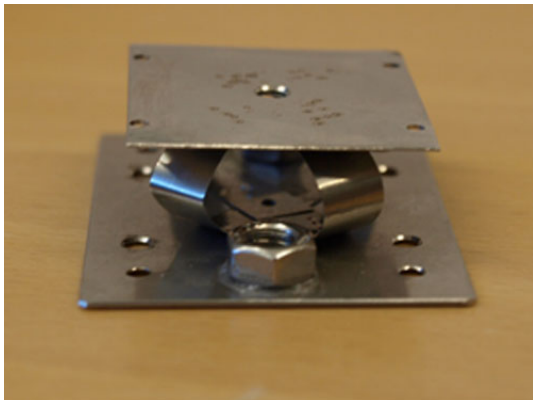
Den ferdige fjæren ble produsert for hånd av ansatte på det mekaniske verkstedet ved institutt for teknisk kybernetikk. Oversiden av fjæren er større enn undersiden og passer direkte inn i hakket i oversiden av sensorhuset. Mutterene festet til den største platen har som hensikt å hindre fjæren å vandre så langt at fjærøyelene kan deformeres. En Sketchup-modell av fjæren finnes vedlagt i Appendiks B.



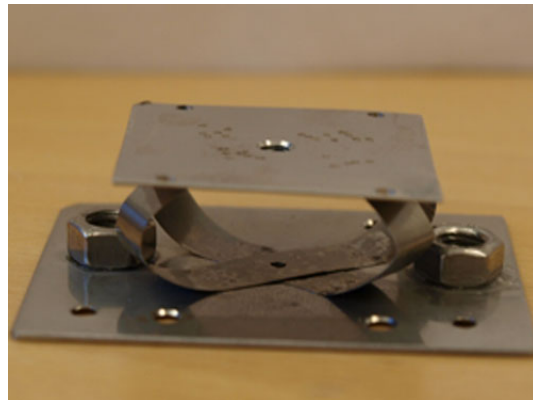
**Figur 50:** Fjær overside



**Figur 51:** Fjær underside



**Figur 52:** Fjær kortside



**Figur 53:** Fjær langside

## 5.2 Test av kraftkort

### 5.2.1 Linearitet

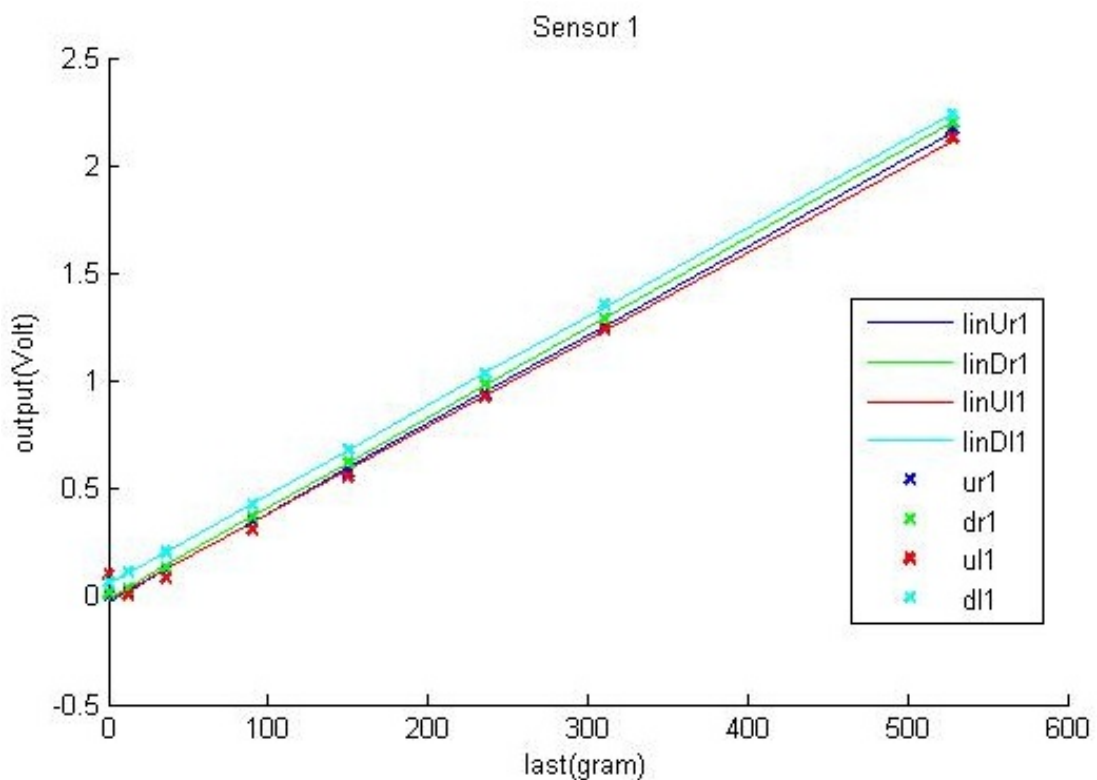
Tabell 2 og 3 viser resultatet av linearitetstesten og lineariserte ligninger for kraftkortet.

	UR1	DR1	UL1	DL1
0g	0,011	0,013	0,010	0,062
12g	0,025	0,037	0,010	0,113
36g	0,123	0,136	0,086	0,207
90g	0,344	0,368	0,310	0,426
150g	0,576	0,618	0,555	0,684
236g	0,936	0,988	0,926	1,032
310g	1,250	1,290	1,237	1,353
528g	2,166	2,200	2,130	2,232

Tabell 2: Data fra forsøk

Kraftkort 1	
UR	$y = \frac{1}{243,01}x - \frac{1}{46,06}$
DR	$y = \frac{1}{239,38}x - \frac{1}{201,20}$
UL	$y = \frac{1}{244,26}x - \frac{1}{25,72}$
DL	$y = \frac{1}{242,59}x + \frac{1}{16,18}$

Tabell 3: Linearisering av avleste verdier

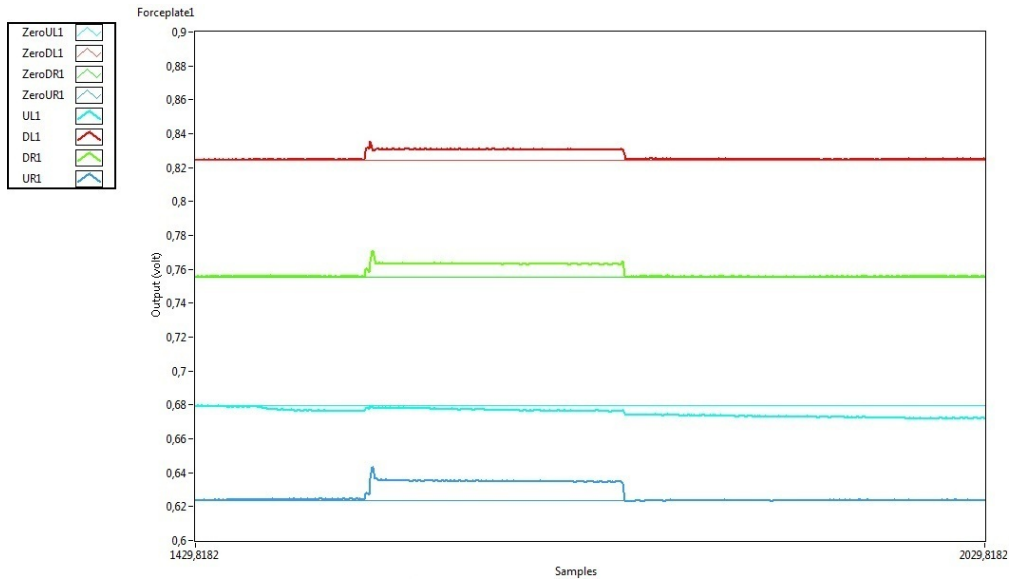


Figur 54: Test av linearitet

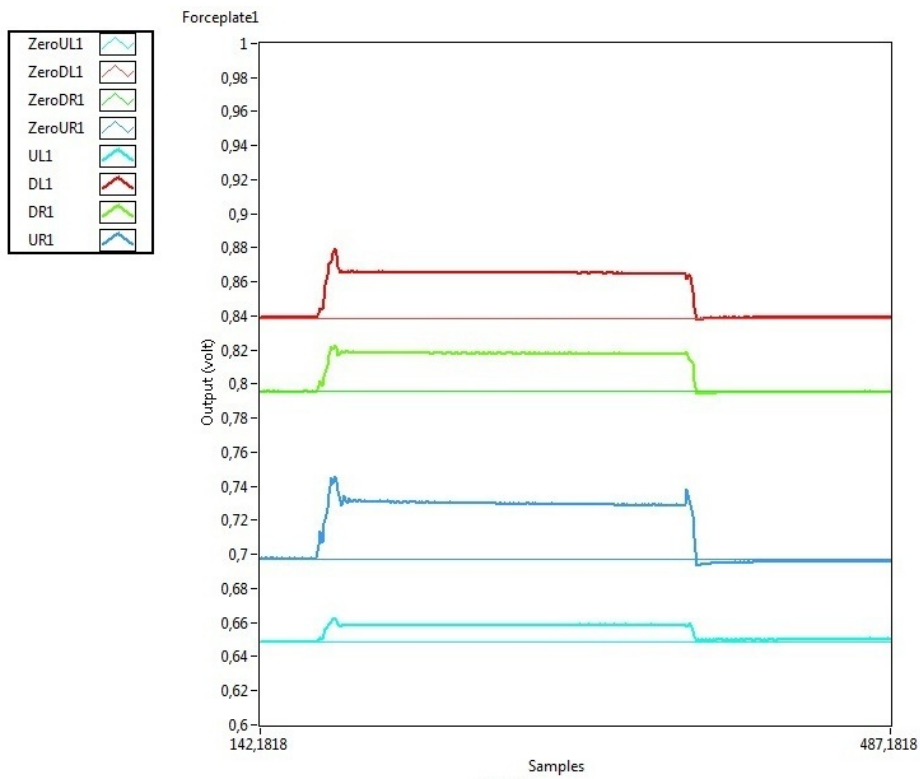


### 5.2.2 Hysterese

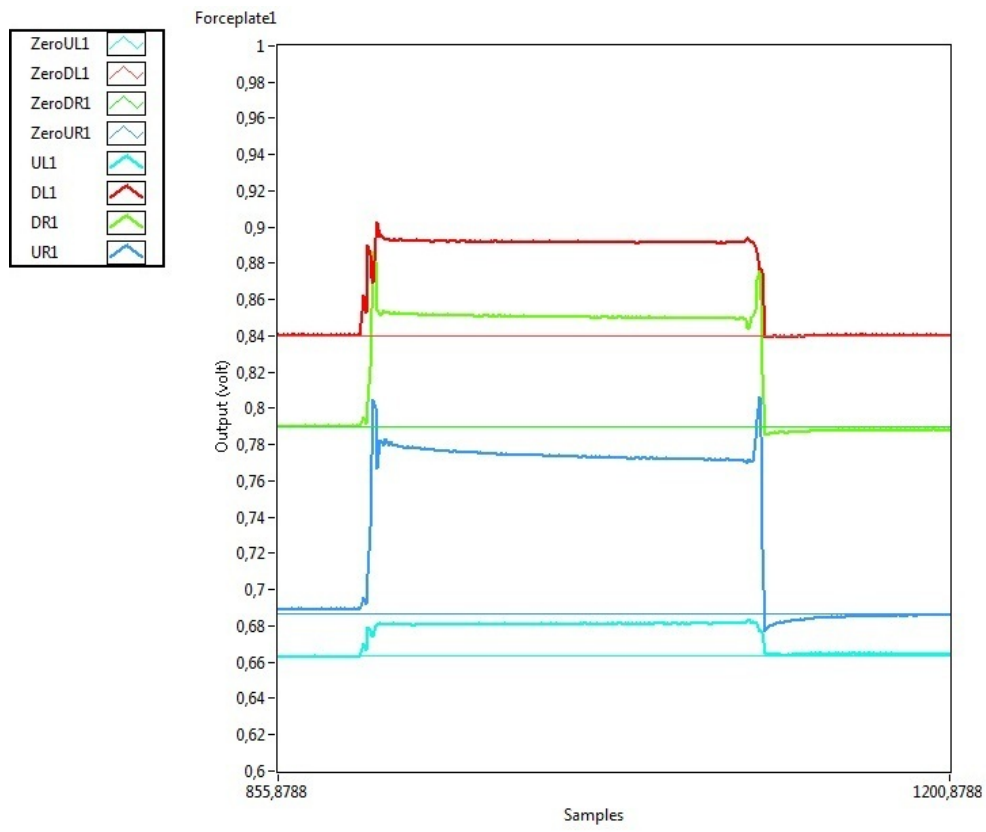
Opphenget og kraftkortet ble påtrykt vekter på henholdsvis 20g, 68g, 156g, 258g og 414g.



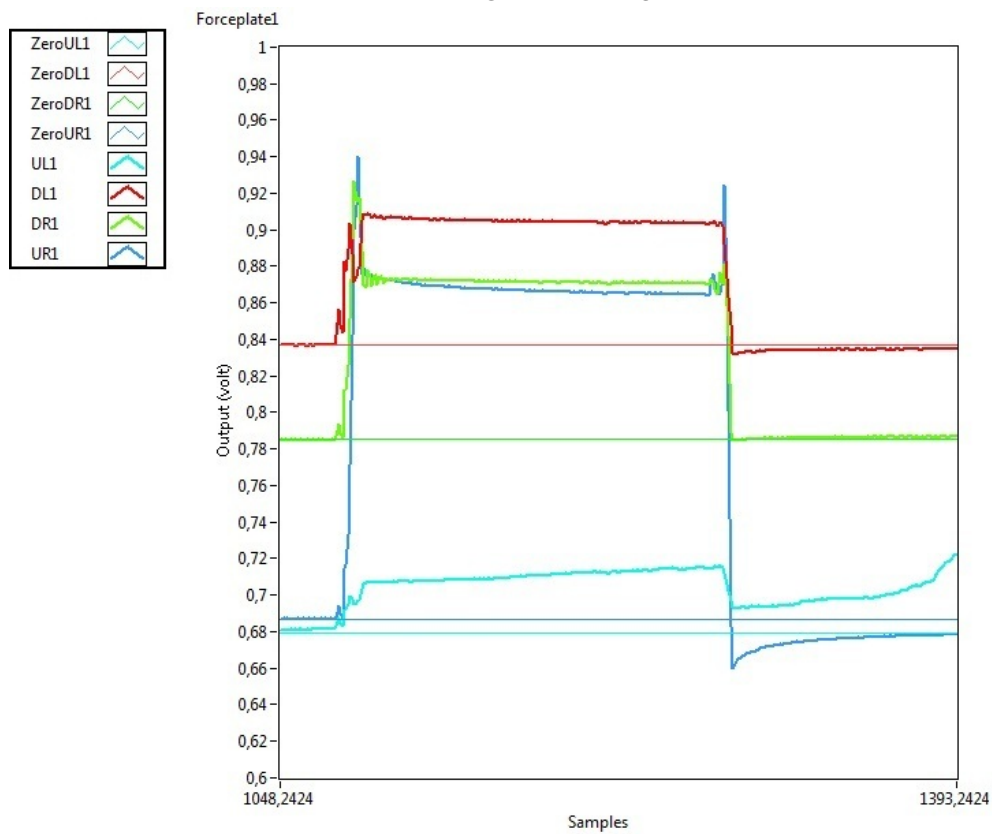
Figur 55: 20g



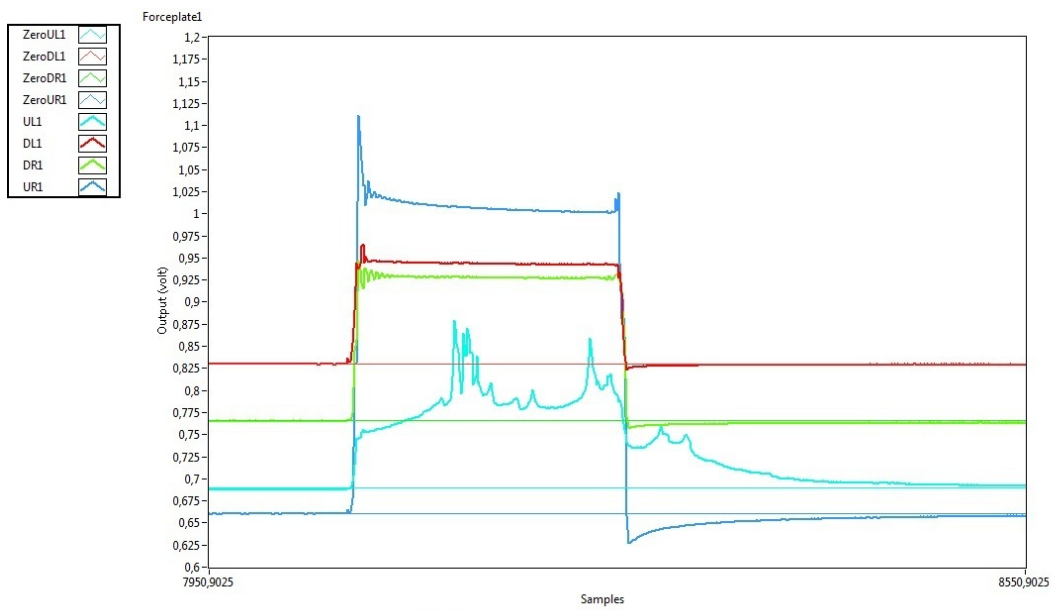
Figur 56: 68g



Figur 57: 156g

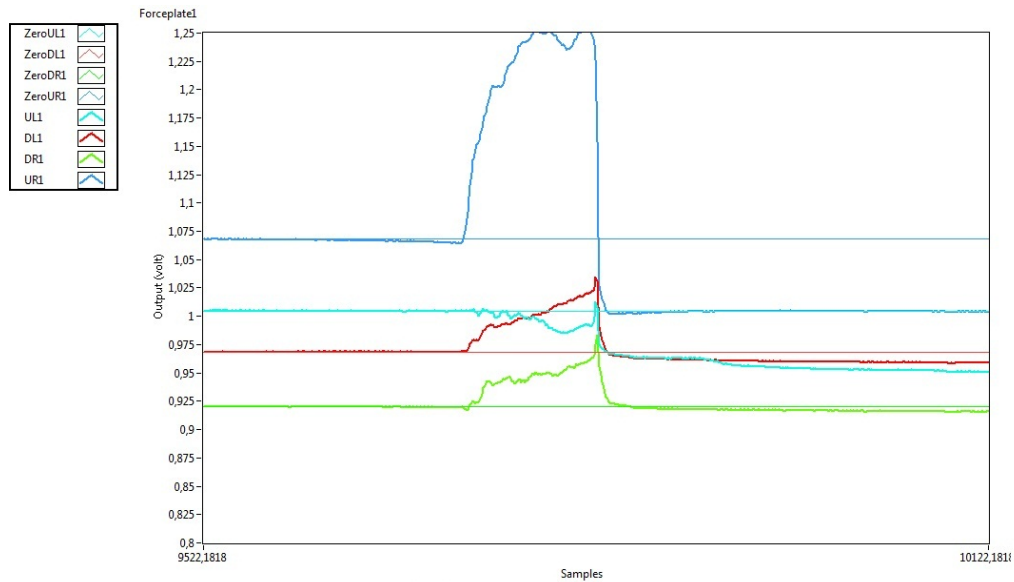


Figur 58: 258g

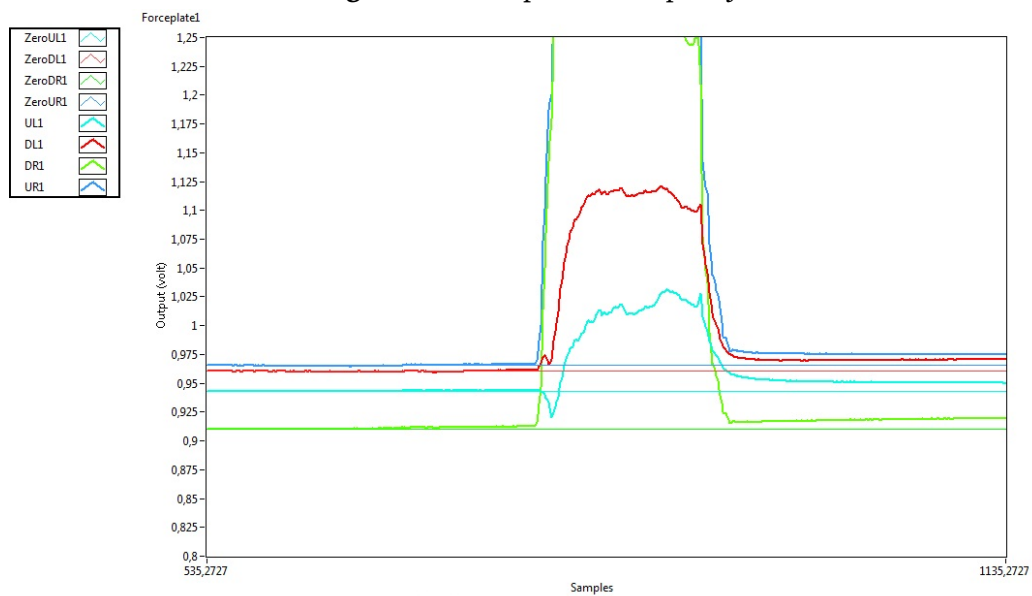


Figur 59: 414g

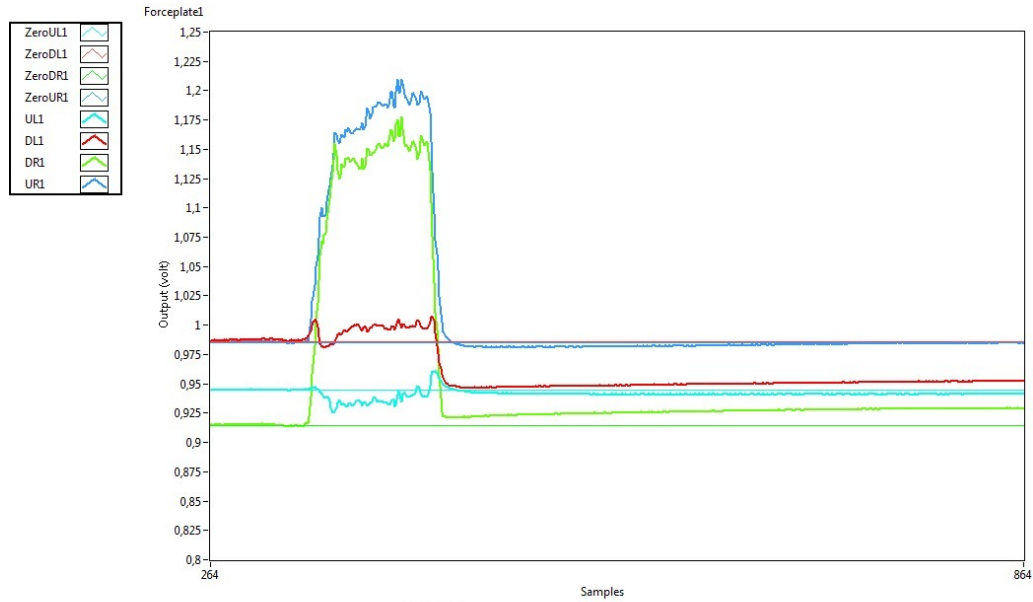
### 5.2.3 Hysteresese fra horisontale endringer



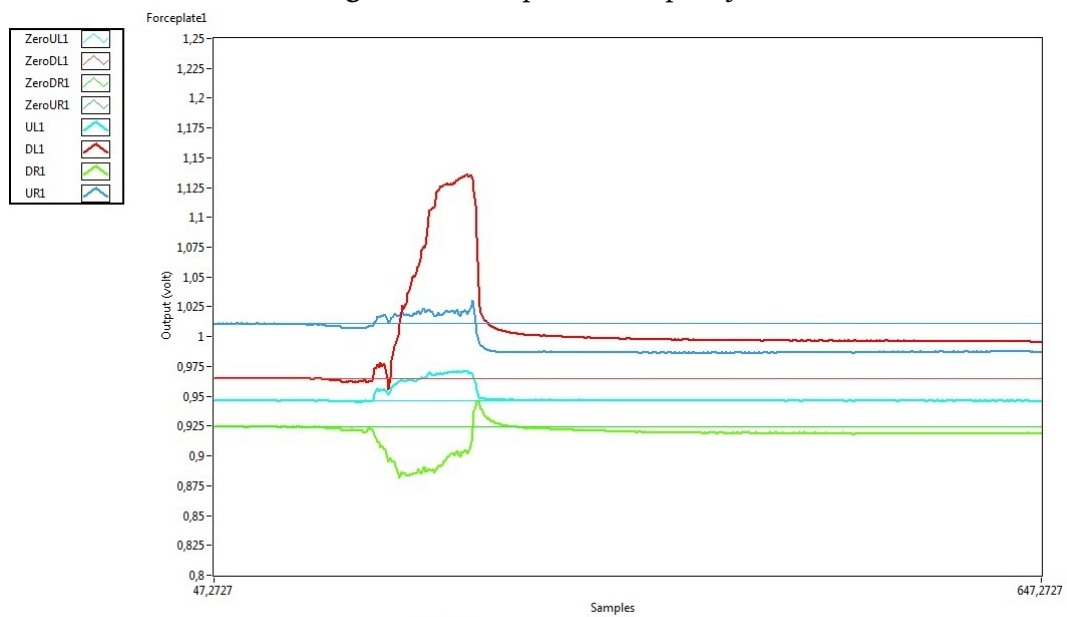
**Figur 60:** Kraft påført mot posisjon 1



**Figur 61:** Kraft påført mot posisjon 2



Figur 62: Kraft påført mot posisjon 3



Figur 63: Kraft påført mot posisjon 4

## **5.3 Test av fjær**

### **5.3.1 Vandring**

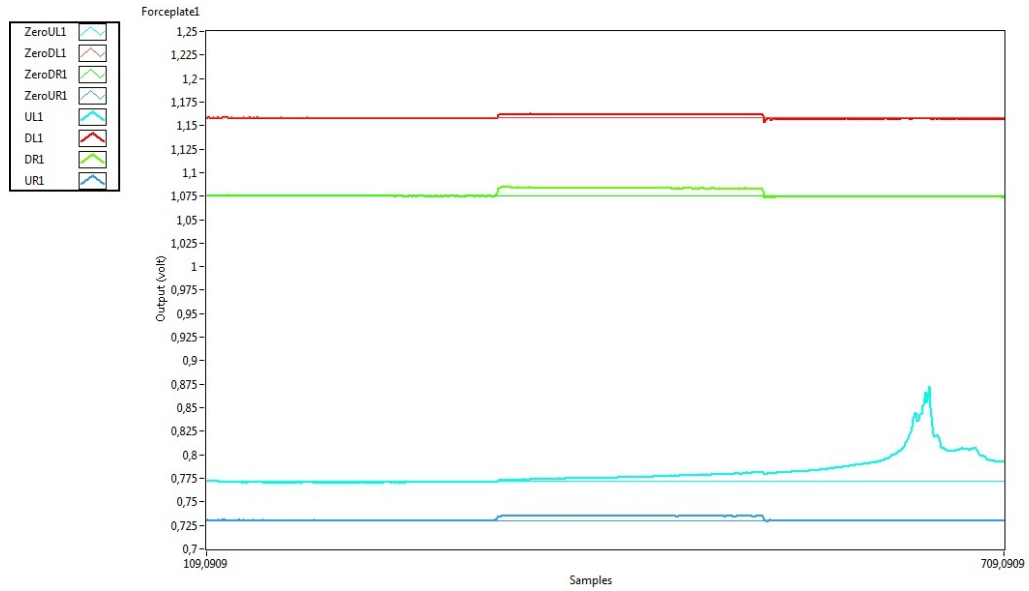
Maksimal vandring for fjæren er ca 5mm. Fjæren når denne lengden ved en påtrykt vekt på 200g.

### **5.3.2 Hysterese**

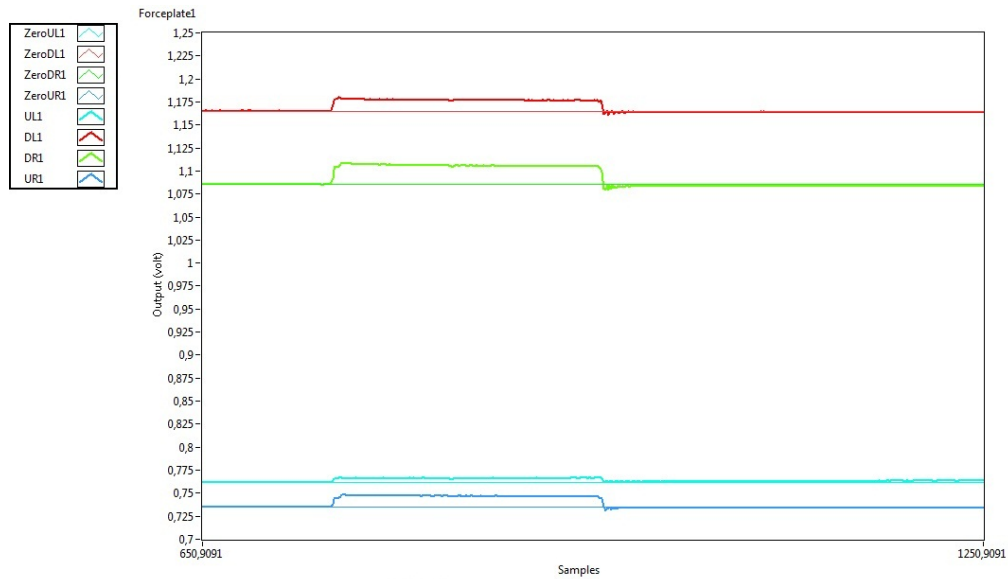
Fjæren ble testet ved henholdsvis 1mm, 3mm, 4mm og 5mm vandring.

## **5.4 Test av flerfunksjonelt protesesystem**

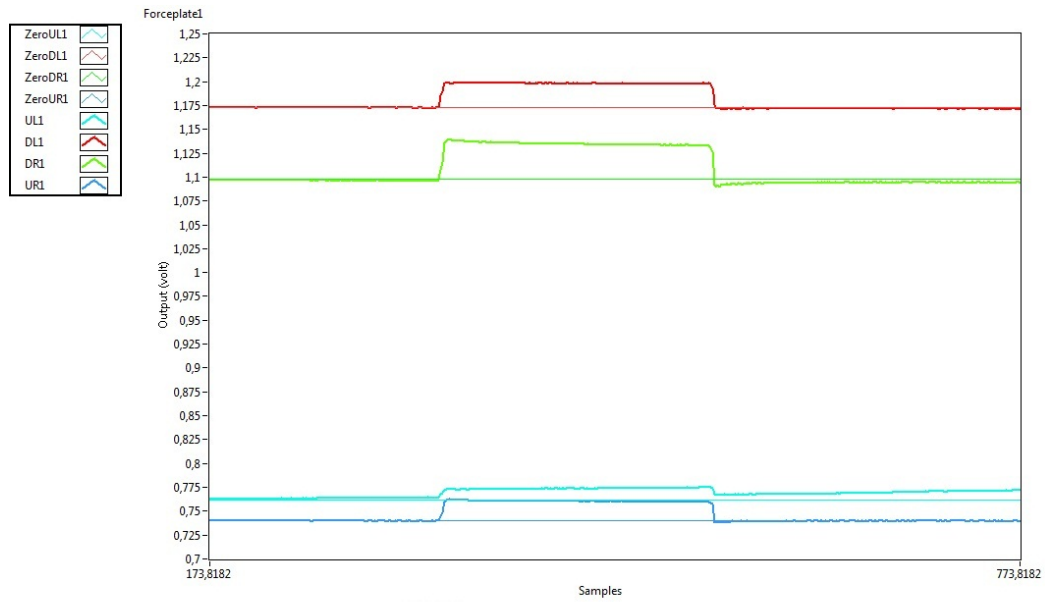
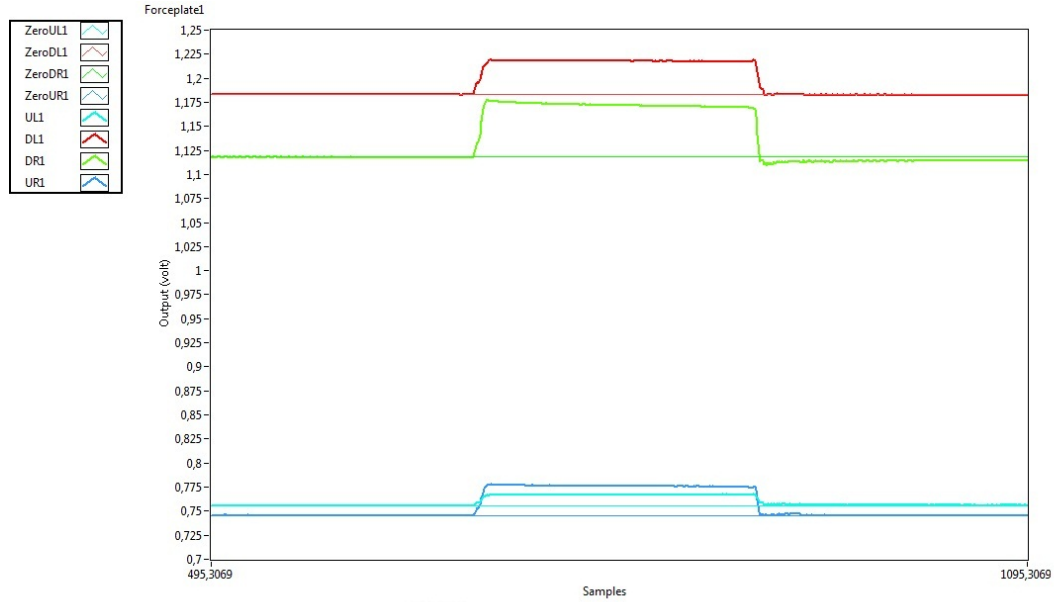
TMMUen virket på samme måte som en vanlig Trigno-enhet. I tillegg var det mulig å observere kraftbidrag ved å inkludere koden i det eksisterende programmet. Dette ble gjort i en håndvending og var lett å gjennomføre i samarbeid med Ådne Solhaug Linnerud, forfatteren av styringsystemet for protesen. Figur 68, 69, 70, 71 og 72 viser bilder av testpersonen som utfører henholdsvis supinasjon, pronasjon, kraftgrep, åpning av hånd og ingen bevegelse. Skjermen i bakgrunnen viser den resulterende klassifiseringen av disse bevegelsene og datamaskinen sender et korresponderende styringssignal til protesehånda.



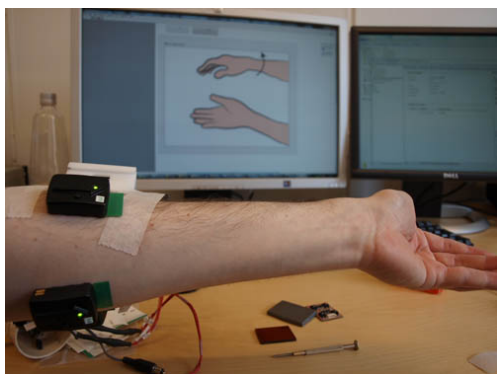
Figur 64: 1mm vanding



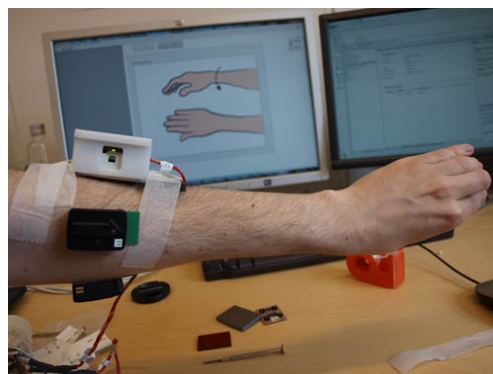
Figur 65: 3mm vanding

**Figur 66: 4mm vandring****Figur 67: 5mm vandring**

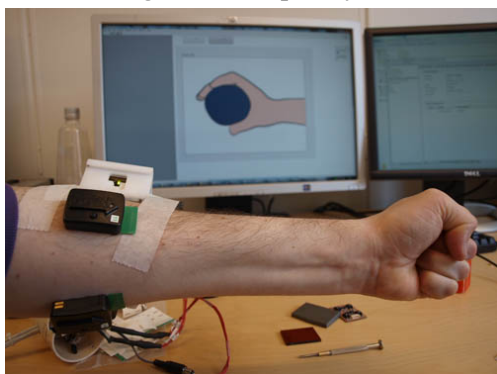




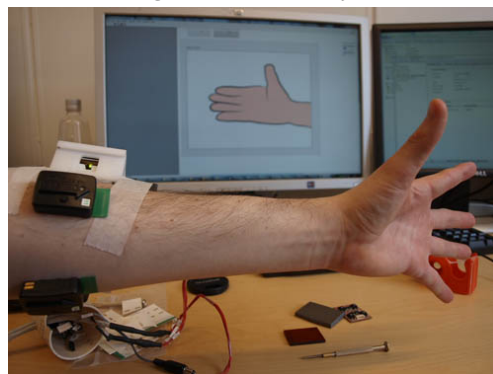
**Figur 68:** Supinasjon



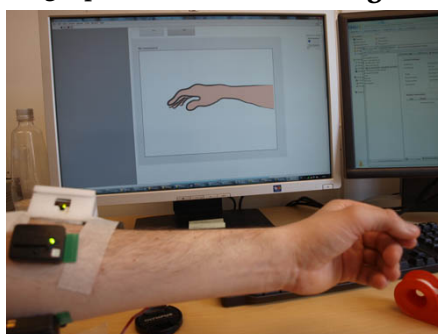
**Figur 69:** Pronasjon



**Figur 70:** Kraftgrep



**Figur 71:** Åpne hånd



**Figur 72:** Ingen bevegelse

## 6 Diskusjon

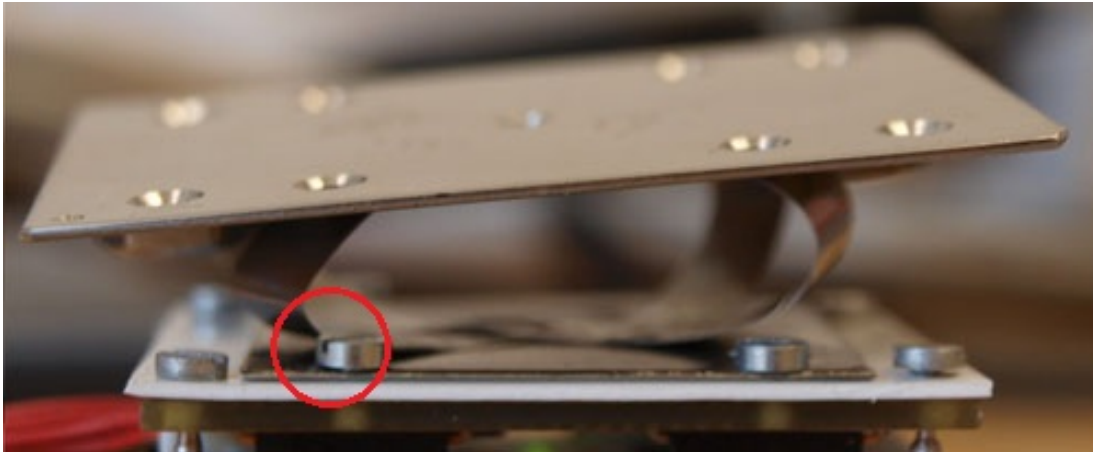
### 6.1 Prototype

#### 6.1.1 Kraftkort

Kraftkortet i den ferdige prototypen fungerte på lik linje med kortene fra de tidligere prosjektene. Det var ingen problemer assosiert med det nye oppsettet av komponentene, og den nye festemetoden for både fjær og Trigno-oppheng virket etter forventningene godt. Det viste seg at problemet med horisontal vandring ble delvis motvirket av å endre rekkefølgen og monteringen av komponentene. Det andre kraftkortet oppførte seg ikke på riktig måte. LED-lampen ville ikke lyse opp, og etter feilsøking ble det avdekket at noen av motstandene ikke holdt riktig verdi. Motstandene ble fjernet og kontrollert og LED-lampen ble byttet ut. Det viste seg at det ikke var noe galt med motstandene og de ble igjen festet til kortet. Etter at komponentene var blitt montert på nytt viste det seg at problemet vedvarte. Problemet skyldes mest sannsynlig feil i loddeteknikk eller skitne, kalde eller generelt dårlige loddepunkter. For løse problemene er det hensiktsmessig å kontrollere alle loddepunktene og eventuelt demontere kortet, rense loddepunktene og lodde alle komponentene fast på nytt.

#### 6.1.2 Fjær

Den ferdige fjæren virket delvis etter forventningene. Løsningen med diagonale fjærbøylere fungerte til en viss grad. Den ferdige fjæren var delvis motstandsdyktig mot påvirkning i horisontal retning, men selve konstruksjonen var i seg selv veldig vinglete. Dette kommer av at fjærbøylene var festet for nærme midten av platen fordi designet som ble levert for produksjon ikke hadde spesifisert hvor hver bøyler skulle festes. Ved en ny utgave av fjæren burde dette spesifiseres nærmere for å unngå misforståelser. Et annet problem var at fjæren ikke var like stiv som forventet, og det krevde alt for lite kraft for å komprimere den (krav 2.3). På grunn av tidsbegrensninger ble ikke designet forbedret videre, men for videre forskning er det nødvendig å lage en ny fjær som er mer stabil og med høyere fjærkonstant. Festemekanismen med gjenger i kraftkortet virket etter forventningene godt. Det er lett å komme til skruer med skrutrekker via hullene på oversiden av fjæren og skruene holder den godt festet til kraftkortet. Det eneste problemet med festemåten var at en av fjærbøylene hadde en tendens til å henge seg opp i hodet på den ene skruen etter en sammentrykning. Dette ble løst ved å ta den nevnte skruen ut. Delene ble holdt like godt sammen av kun tre eller to skruer. De interne komponentene kan vandre maksimalt 5mm (krav 2.3) og fjæren sørger for at elektrodene på Trigno-enheten er i kontakt med huden under bruk (krav 2.2).



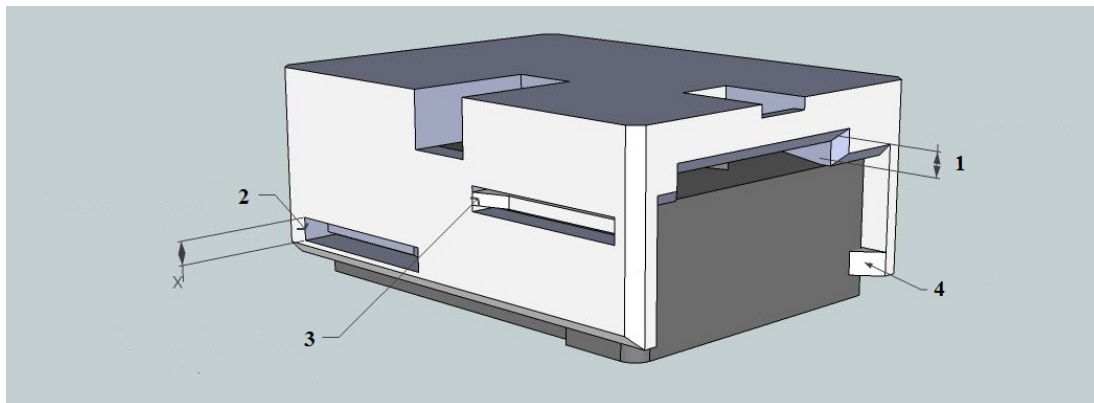
Figur 73: Fjær henger fast mot skrue

### 6.1.3 Oppheng Trigno

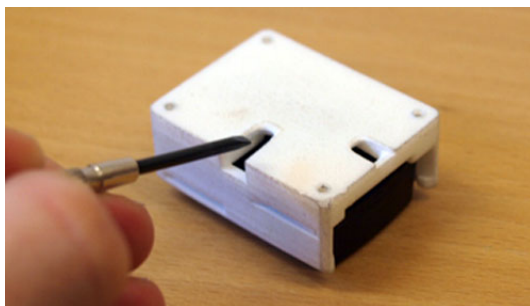
Den ferdige delen fungerte relativt godt (figur 46 og 47). Materialet virker sprøtt og porøst, men kan uten problemer bøyes en god del uten å brette eller deformeres. Materialet gir av seg et fint støv ved berøring og manipulering. Dette er et direkte resultat av produksjonsmetoden, laser sintering, da delene består av et plastpulver som er smeltet sammen ved hjelp av en laser. Det oppgis også fra produsenten at dette materialet ikke egner seg til bruk i fuktige omgivelser på grunn av porøsiteten i materialet, som fører til at delen lett kan absorbere fuktighet (*i.materialise* 2012). Dette er ikke helt ideelt med tanke på bruksområdet. Dette problemet kan motvirkes ved å mette delen med lakk, som vil resultere i en glatt og hard overflate, eller produsere delen i et annet materiale. Detaljnivået på delene er relativt godt med tanke på den oppgitte skriveroppløsningen på 0,3mm. Noen deler av modellen måtte bearbeides med kniv og slipeverktøy for å få Trigno-enheten til å passe. Det var ikke god nok klaring til at pilen på oversiden av Trigno-enheten fikk plass i sporet på innsiden av opphenget. Dette kan skyldes målefeil, feil i 3D-modellen eller produksjonsfeil. Ellers passet opphenget relativt godt. Ved ettertanke kan nye versjoner av opphenget designes med mye bedre klaring for pilen, da dette ikke vil ha noe å si for kraftmålingene (fig 74, punkt 1).

Løsningen med klemmer som holder modellen på plass inne i opphenget ble overflødig, da Trigno-enheten passet så godt at trykket fra veggene var nok til å holde enheten på plass inne i opphenget. Selve ideen bak klemmene er god, men klemmene må gjøres tykkere over det hele for å sørge for at Trigno-enheten holdes bedre fast inne i opphenget hvis denne ideen skal videreføres (fig 74, punkt 2). Alternativt kan man også vurdere å kun ha klemmer på den ene siden av opphenget for å klemme Trigno-enheten mot den ene veggen og dermed sørge for at den ligger mer stabilt inne i opphenget (fig 74, punkt 3).

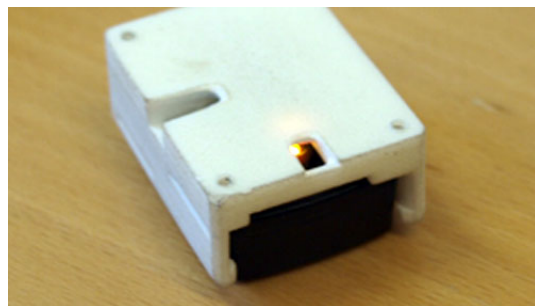
Dette vil også stille større krav til hver enkelt klemmes styrke. Ved å kun ha klemmene på den ene siden vil posisjonen til Trigno-enheten være mer lik hver gang den fjernes og settes inn i opphenget, noe som kan være et problem ved brukstider som overgår batterilevetiden til Trigno-enheten. Mothakene som var designet for å holde Trigno-enheten på plass virket greit, men var i største laget. De ble kuttet ned med en kniv for å yte mindre motstand, men burde redesignes ved neste versjon av prototypen (fig 74, punkt 4). Hullene over knappen og LED-lampen virket som forventet (figur 75 og 76)



**Figur 74:** Mulige forbedringer av Trigno-oppheng



**Figur 75:** Knapp



**Figur 76:** LED

#### 6.1.4 Sensorhus

Det ferdige sensorhuset er en god del større enn de tidligere prototypene. Opphenget til Trigno-enheten setter store begrensninger når det kommer til å minimere den fysiske størrelsen til prototypen (krav 1.4). Målene til det ferdige sensorhuset samt de gamle prototypene finnes i henholdsvis Appendiks A, Suleng (2011) og Mugaas (2010). Skyvelokket er enkelt å bruke og holder de interne komponentene fast på planlagt måte. Hakket i kortsiden på huset gjør det enkelt å trekke ut ledningen til kraftkortet. Ved å la hakket gå helt

opp til toppen av huset kan man også ta ut kraftkortet fra huset uten å trekke ut ledningen. Denne løsningen ble ikke benyttet på langsiden av huset, da det ville gjort hele konstruksjonen mindre stabil. Dette kan om ønskelig freses ut ved et senere tidspunkt. Hullene i sensorhuset gjør det også mulig å operere knappen og observere LED-lampen på Trigno-enheten uten problemer (krav 1.3). Skyvelokket og festemekanismen for komponentene inne huset virket bra. Fjæren holdes på plass mellom lokket og hakket i sensorhuset og det er svært lett å ta de interne komponentene ut og inn. Siden den øverste platen til fjæren ble litt tynnere enn forventet, var det nødvendig å legge en brettet papirbit mellom lokket og fjæren for å sørge for at delene passet perfekt sammen. Ved en senere utgave av prototypen er det nødvendig å sørge for at hakket i sensorhuset har samme dybde som tykkelsen til den øverste platen til fjæren. Skrufestene til prototypen ble ikke testet på en protesesokkel, men antas å virke på en hensiktsmessig måte da ideen er hentet fra Mugaas (2010) (krav 1.2).

## 6.2 Test av kraftkort

Man kan merke seg at selv om fjæren var mer problematisk enn den fra den gamle prototypen, ble den ferdige prototypen likevel mindre påvirket av endringer i horisontalt plan.

### 6.2.1 Linearitet

Hver enkelt sensor oppførte seg med relativt lik lineær respons, med unntak av sensor DR, som viser et avvik i stigningstall (figur 54 og tabell 3). Dette kan skyldes at vekten benyttet i forsøket ikke var nøyaktig nok, produksjonsfeil på kraftkortet, avvik i forsterkeren koblet til sensor DR eller avlesningsfeil.

### 6.2.2 Hysterese

Testen ble gjennomført uten store problemer. Med unntak av sensor UL1 (turkis kurve i alle grafene), oppførte kraftkortet seg relativt godt. Ved 20 og 68 gram kan man observere lav til ingen grad av hysterese etter endt kraftpådrag (figur 55 og 56). Når vekten øker, øker også avvikene. Det er spesielt sensor UR1 (blå kurve) som viser hysterese. Det tar opp til flere sekunder fra endt kraftpådrag til den blå kurven har stabilisert seg rundt nullpunktet. Signalene fra sensor DL1 (rød kurve) og DR1 (grønn kurve) viser også avvik ved 156, 258 og 414 gram pådrag, men disse er en betraktelig mindre enn avvikene for UR1. Dette kan skyldes at sensor UL1 mistet den ene kobberbanen på kraftkortet, noe som kan føre til at sensoren vipper når den bli lagt under press, og mye av kraften blir holdt oppe av sensor UR1 istedet.

Sensor UL1 viste sporadiske avvik og hopp i målingene i alle testene. Det er sensor UL1 som var gjenstand for brudd i banene på kretskortet, og dette er nok grunnen til avvikene. Mest sannsynlig er det ett eller flere loddepunkter som ikke har ordentlig god kontakt. Når kraftkortet blir lagt under press, som følge av at festeskruene strammes over denne sensoren, blir ledningsevnen i disse problemområdene endret. Det er verdt å legge merke til at det andre kretskortet, som ikke ble testet på grunn av varierende motstandsverdier, ikke viser disse avvikene for noen av sensorene. Avvikene vises best i figur 55, 58, 59, 60, 62, 64 og 66.

### 6.2.3 Hysteres fra horisontale endringer

Kraftkortet viser avvik i nullpunktverdiene for alle sensorene etter en direkte påvirkning i horisontal retning. Det kan kommenteres at disse kreftene er veldig store i forhold til de som vil vise seg under vanlig bruk av enheten, og at kreftene stort sett vil fokuseres i vertikal retning når sensoren er festet i en protesesokkel. Resultatene fra vandringstesten viser at kraftkortet oppfører seg relativt godt under vanlig bruk, med unntak av sensor UL1.

## 6.3 Test av fjær

### 6.3.1 Vandring

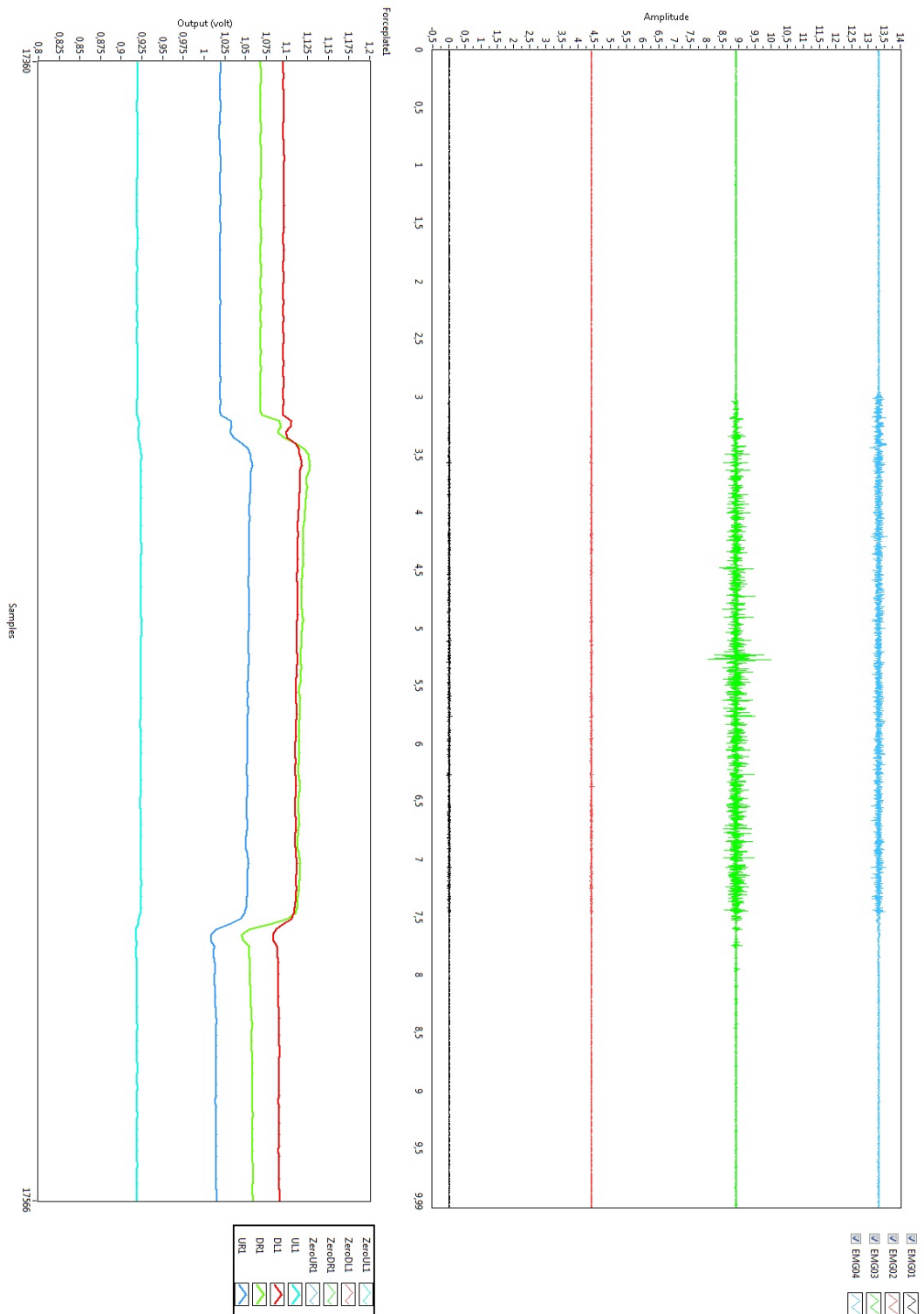
Fjæren oppfyller ikke kravene til en motkraft på 5N ved minimum 3mm vandring (krav 2.3). Forslag til endringer av fjæren blir presentert i seksjonen om fremtidig arbeid.

### 6.3.2 Hysteres

Ut ifra resultatene er det ikke store spor av hysteres i fjæren ved 1mm og 3mm vandring (figur 64 og 65). Man kan se antydninger ved 4mm og 5mm i sensor DR1 (figur 66 og 67, grønn linje). Det kan også legges merke til at det er denne sensoren som er utsatt for størst kraft under alle testene. Dette kan komme av at man har fire kraftsensorer, som fører til at det er vanskelig å fordele kraften jevnt mellom alle fire punktene kortet hviler på. Det kan også skyldes at festeskruen ved denne sensoren er strammere enn de andre, eller forskjeller i motstanden som bestemmer forsterkningsgraden i instrumentforsterkeren. Sensor UL1 (turkis linje) viser, også i denne testen, sporadiske feil i måleverdiene. Dette er spesielt tydelig i figur 64.

## 6.4 Test av flerfunksjonelt protesesystem

Det var lett for testpersonen å styre protesehånden etter endt opplæring av klassifikatoren. Ved å importere en liten bit av LabView-kode kunne man også utvide programmet til å sample og vise kraft målingene samtidig som man styrte protesen. Figur 77 viser samplede kraft- og EMG-målinger fra kraftkortet og de fire Trigno-enhetene. Den grønne kurven i EMG-plottet viser Trigno-enheten som var festet i TMMUen. Opptaket er tatt opp under ekstensjon av håndledd. Under denne typen håndbevegelse vil musklene rett under prototypen trekke seg sammen og føre til at Trigno-enheten vandrer i sensorhuset. Dette demonstrerer muligheten for å ta opp kraft- og SEMG-signaler på samme tid.



Figur 77: EMG og kraft fra protesetesten



## 7 Fremtidig arbeid

### 7.1 Oppheng Trigno

#### 7.1.1 Materialvalg

Som nevnt tidligere er materialet som ble benyttet porøst og kan absorbere fuktighet. I fremtidige utgaver av opphenget kan det derfor være hensiktsmessig å bruke et annet materiale. Et annet materialvalg kan være prime gray fra *i.materialise* (2012). Modeller produsert i prime gray er glatte og detaljerte og er, i følge produsenten like robuste som modeller produsert i polyamid. En modell produsert i dette materialet vil ikke være porøs, og vil derfor tolerere fuktighet. Modeller i prime gray blir produsert ved hjelp av stereolitografi. En 3D-modell deles opp i lag på samme måten som ved hjelp av laser sintering. Forskjellen ligger i materialet og hvordan det bindes sammen. Et flytende polymer blir bundet sammen ved hjelp av en laser som får det til å stivne. Siden materialet er flytende settes det begrensninger på designfrihet. Det er nødvendig å bygge opp overheng med støttestrukturer, som må fjernes i etterkant av produksjonen. Dette kan føre til problemer når det kommer til klemmene i opphenget, men kan gjennomføres hvis det er mulig å fjerne støttestrukturene i etterkant uten å skade resten av modellen. Figur 78 viser et bilde av en modell produsert i prime gray. Bildet er hentet fra *i.materialise* (2012).



**Figur 78:** Prime gray eksempel (*i.materialise* 2012)

### 7.1.2 Klaring for Trigno

Den første utgaven av opphenget hadde for liten klaring for pilen på oversiden av Trigno-enheten. Dette førte til at opphenget måtte bearbeides for at Trigno-enheten skulle passe i opphenget. Hvis det er ønskelig å skrive ut flere oppheng er det derfor hensiktsmessig å øke klaringen slik at man ikke trenger å manipulere opphenget før bruk. Trigno-enheten er ikke avhengig av å ha kontakt med denne delen av opphenget, så denne delen kan endres uten problemer. En ny modell der klaringen for pilen er økt fra 0,3mm til 1,0mm finnes i Appendiks B.

### 7.1.3 Klemmer

Klemmene i prototypen av opphenget ble en tanke for små og burde yte mer motstand. Dette kan endres ved å gjøre de tykkere og/eller kortere, samt øke størrelsen på klemmehodet. Det kan også bemerkes at selve opphenget i seg selv ble litt mindre enn planlagt. Som et resultat av dette passet Trigno-enheten veldig godt inn i opphenget, og den ble holdt på plass av spenningen i veggene alene. Man kan ikke være sikker på om fremtidige utgaver av opphenget vil være helt like, på grunn av unøyaktigheter i produksjonen. Det er derfor hensiktsmessig å videreføre ideen med klemmer for å sørge for at Trigno-enheten sitter godt fast under bruk.

### 7.1.4 Mothaker

Mothakene ved bunnen av inngangen til Trigno-enheten ble med vilje designet større enn nødvendig. Dette ble gjort fordi man heller vil ha muligheten til å fjerne overflødig plast enn å måtte bestille et helt nytt oppheng. Mothakene ble, som planlagt, litt for store. De fungerte også greit uten å måtte bearbeides. For å gjøre det lettere å ta Trigno-enheten ut av opphenget, er det fordelaktig å redusere størrelsen på mothakene i fremtidige modeller av opphenget.

### 7.1.5 Fysisk størrelse

Et annet problem med det nåværende designet er den totale størrelsen på enheten. Det er ikke plass til særdeles mange TMMUer på en enkelt protesesokkel som følge av dette, noe som begrenser friheten til å plassere sensorene over ønskede muskelgrupper. Trigno-enheten setter den største begrensningen på designet når det kommer til dette problemet, da denne delen av sensoren ikke kan forandres i det hele tatt. Opphenget er den bredeste delen internt i sensorhuset, og designet bør revurderes hvis størrelsen blir et stort problem ved bruk av prototypen. Opphengene som blir festet med lim, teip eller strikk er de ideene som vil ha minst fysisk størrelse (figur 23). Endrer man

oppheget til en av disse to vil en eventuell ny prototype være omtrent like stor som den utviklet i Suleng (2011).

## 7.2 Kraftkort

Kraftkortet har fire separate lastceller for å muliggjøre måling av kraft og retningen til kraften. En fremtidig utgave av kraftkortet kan endres til å ha tre sensorer i stede for fire. Dette vil føre til at det blir lettere å sørge for at alle sensorene har kontakt med overflaten samtidig. Det vil også gjøre beregningen av retningen til den påtrykte kraften lettere. Størrelsen på kraftkortet kan også gjøres mindre hvis man produserer kortet fra den andre designløsningen (figur 25, nedsunken).

## 7.3 Fjær

Det er fremdeles et stort forbedringspotensiale når det kommer til valg av fjær. Designet basert på stålbøyer mellom to plater er vanskelig å masseprodusere og tar stor plass i sensorhuset siden bøyene øker omfanget av fjæren når den komprimeres. Ved å bytte ut bøyene i designet med enten trykkfjærer, tallerkenfjærer eller fjærende skiver, som er masseproduserte og kan kjøpes i store kvanta, kan man muligens forbedre designet til fjæren. Eksempler på en nettbutikk som tilbyr slike fjærer er *Sodemann* (2012). De fjærende skivene og tallerkenfjærene ser ut som et godt valg, men er alt for stive for å benyttes i denne sammenhengen da den mykeste utgaven krever en kraft på 26N for å klemmes sammen. I tillegg er vandringslengden veldig lav, men dette kan løses ved å plassere flere fjærer oppå hverandre. Det virkes som at trykkfjærene er det beste valget da disse kan bestilles i flere forskjellige tykkelser og lengder. Et eksempel er trykkfjæren med lagernummer C01800140560M. Den har en maksimal vandring på 8,17mm, en fjærkonstant på 0,46N/mm og en maksimal motkraft på 3,74N noe som er vel innenfor kapasiteten til lastcellene på kraftkortet og fire av disse fjærene i parallell vil oppfylle krav 2.3. Problemet med trykkfjærene er at fjæren vil bli lite motstandsdyktig mot horisontale påvirkninger. Figur 79 viser bilder av fjærene hentet fra *Sodemann* (2012).



Figur 79: Alternative fjærer (Sodemann 2012)

## 8 Konklusjon

Prototypen produsert i dette prosjektet er et steg i riktig retning mot en nøyaktig MMU, men det er fremdeles noen problemer assosiert med designet av produktet.

Fjæren er fremdeles ikke god nok til å muliggjøre nøyaktig måling av kontaktkraften mot oversiden av Trigno-opphenget. Den er preget av avvik i nullpunktverdier og er ikke stiv nok til å yte ønsket motkraft ved maksimal vandring.

Problemet fra den gamle prototypen, der kraftkortet viser store avvik i nullpunktverdier som følge av horisontal vandring av de interne komponentene, blir delvis motvirket av det nye designet. Direkte påvirkninger mot sidene av kortet kan bli et problem, da det ble avdekket at kretskortet fremdeles kan bevege seg i horisontal retning som følge av store horisontale påvirkninger som støt eller lignende.

Den fysiske størrelsen til den ferdige prototypen er litt for stor med tanke på at flere enheter skal kunne benyttes på samme protesesokkel. Dette problemet er vanskelig å gjøre noe med da de interne komponentene setter store begrensninger på den utvendige størrelsen til prototypen.

Selv om prototypen er preget av disse problemene er det mulighet for å benytte enheten i videre forskning hvis man revurderer designet av fjæren og hvis man ikke trenger å benytte mange enheter på en gang. Enheten er enkel å koble til en datamaskin for sampling av data fra alle sensorenhetene, den kan benyttes som inputsensor til et flerfunksjonelt armprotesesystem og gir en antydning av kontaktkraften mellom SEMG-sensoren og protesebrukerens arm.

## 9 Bibliografi

A.Fougner, E.Scheme, A.D.C.Chan, K.Englehart & Ø.Stavdahl (2011), 'Resolving the limb position effect in myoelectric pattern recognition', pp. 1–8.

A.Fougner, Ø.Stavdahl, P.J.Kyberd, Y.G.Losier & P.A.Parker (2012), 'Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control - a review', *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* . submitted for publication.

Aghili, F. & Haghpanahi, M. (1995), 'Use of a pattern recognition technique to control a multifunctional prosthesis', *Medical and Biological Engineering and Computing* **33**(3), 504–508.

Bersvendsen, J. (2011), 'Control of a multifunction arm prosthesis model'.

*Delsys* (2012).

URL: <http://www.delsys.com/>

Ådne Solhaug Linnerud (2012), 'Lab-oppsett for protesestyring'.

Duda, R. O., Hart, P. E. & G.Stork, D. (2001), *Pattern Classification*, second edition edn, Wiley-Interscience.

*Elprint* (2012).

URL: <http://elprint.no/>

Englehart, K. & Hudgins, B. (2003), 'A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control', *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* **50**(7), 848–854.

Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P. & Stevenson, M. (1999), 'Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations', *Medical engineering & physics* **21**(6-7), 431–438.

*Fix3D* (2012).

URL: <http://www.fix3d.no/>

*Google sketchup* (2012).

URL: <http://sketchup.google.com/>

Guger, C., Harkam, W., Hertnaes, C. & Pfurtscheller, G. (1999), 'Prosthetic control by an eeg-based brain-computer interface (bci), in 'Proc. aaate 5th european conference for the advancement of assistive technology', pp. 3–6.

---

G.W.Horn (1963), 'Muscle voltage moves artificial hand', *Electronics* **30**(41), 34–36.

Honeywell (2012).

URL: <http://www.honeywell.com>

i.materialise (2012).

URL: <http://i.materialise.com/>

Journee, H. & De Jonge, A. (1993), 'Ultrasound myography: application in nerve conduction velocity assessment and muscle cooling', *Ultrasound in medicine & biology* **19**(7), 561–566.

Kenney, L., Lisitsa, I., Bowker, P., Heath, G. & Howard, D. (1999), 'Dimensional change in muscle as a control signal for powered upper limb prostheses: a pilot study', *Medical engineering & physics* **21**(8), 589–597.

Kuiken, T., Miller, L., Lipschutz, R., Lock, B., Stubblefield, K., Marasco, P., Zhou, P. & Dumanian, G. (2007), 'Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study', *The Lancet* **369**(9559), 371–380.

Kyberd, P., Chappell, P. & Nightingale, J. (1988), 'Sensory control of a multifunction hand prosthesis', *Biosensors* **3**(6), 347–357.

LTI (2012).

URL: <http://www.liberatingtech.com/>

LTI:Remote Electrode System Installation Instructions (2007), Liberating Technologies, incorporated.

MC Triad Preamp System: The "Swiss Army" Preamp (2010), Motion Control, incorporated.

Merrill, D., Lockhart, J., Troyk, P., Weir, R. & Hankin, D. (2011), 'Development of an implantable myoelectric sensor for advanced prosthesis control', *Artificial Organs* **35**(3), 249–252.

Motion Control (2012).

URL: <http://www.utaharm.com/>

Mugaas, T. (2010), 'Multimodal myoelectric unit (mmu) force measurement documentation'. Confidential.

Muzumdar, A. (2004), *Powered upper limb prostheses: control, implementation and clinical application*, Springer Verlag.

National Instruments (2012).

URL: <http://www.ni.com/>

Otto Bock (2012).

URL: <http://www.ottobock.com>

Silva, J., Chau, T. & Goldenberg, A. (2003), Mmg-based multisensor data fusion for prosthesis control, in 'Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE', Vol. 3, IEEE, pp. 2909–2912.

Silva, J., Heim, W. & Chau, T. (2005), 'A self-contained, mechanomyography-driven externally powered prosthesis', *Archives of physical medicine and rehabilitation* **86**(10), 2066–2070.

Sodemann (2012).

URL: <http://www.fjaer.net/>

Sonka, M., Hlavac, V. & Boyle, R. (2008), *Image processing, analysis and machine vision*, third international student edition edn, Cengage learning.

Sparkfun pcb tutorial (2008).

URL: <http://www.sparkfun.com/tutorials/115>

Stavdahl, O., Gronningsaeter, A. & Malvig, K. (1997), Ultrasound based estimation of muscle contraction, Myoelectric Symposium.

Sæther, M. (2009), 'Practical artifact cancellation for myoelectric prosthesis control'.

Suleng, T. (2011), 'Mmu for protesestyring (emg-sensor med akselerometer og kraftmåling)'.

*TED talks: A prosthetic arm that feels* (2011).

URL: <http://www.ted.com/talks/>

Trigno<sup>TM</sup> Digital SDK brochure (2012), pm-w01 edn, Delsys incorporated.

URL: <http://www.delsys.com/>

Trigno Wireless brochure (2012), Delsys incorporated.

URL: <http://www.Delsys.com/>

Trigno Wireless System User's Guide (2009), pm-w01 edn, Delsys incorporated.

URL: <http://www.delsys.com/>

V.Putti (2005), 'Historical prosthesis', *the journal of hand surgery* **30B**, 310–325. Written in 1925.

URL: <http://jhs.sagepub.com/>



- Weir, R., Heckathorne, C. & Childress, D. (2001), 'Cineplasty as a control input for externally powered prosthetic components.', *Journal of rehabilitation research and development* **38**(4), 357–363.
- Zheng, Y., Chan, M., Shi, J., Chen, X. & Huang, Q. (2006), 'Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis', *Medical engineering & physics* **28**(5), 405–415.
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E., Ephraim, P., Travison, T. & Brookmeyer, R. (2008), 'Estimating the prevalence of limb loss in the united states: 2005 to 2050', *Archives of physical medicine and rehabilitation* **89**(3), 422–429.

## **Appendiks A Brukerguide prototype TMMU**

*Triple Multi Modal Unit, TMMU*

# User guide

---

# Contents

<b>1</b>	<b>Product overview</b>	<b>1</b>
1.1	Sensor casing . . . . .	1
1.2	Force circuit . . . . .	1
1.3	Trigno casing . . . . .	2
1.4	Spring . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Technical specifications</b>	<b>3</b>
2.1	Force circuit . . . . .	3
2.2	Spring . . . . .	5
<b>3</b>	<b>Physical specifications</b>	<b>6</b>
3.1	Sensor casing . . . . .	6
3.2	Force circuit . . . . .	8
3.3	Spring . . . . .	8
3.4	Trigno casing . . . . .	9
<b>4</b>	<b>Getting started</b>	<b>10</b>
4.1	Assembly . . . . .	10
4.1.1	Trigno casing . . . . .	10
4.1.2	Mounting force circuit . . . . .	11
4.1.3	Mounting the spring . . . . .	13
4.1.4	Putting it all together . . . . .	14
4.1.5	Connecting the force circuit . . . . .	15
4.1.6	Connecting the Trigno base station . . . . .	16
4.1.7	Prosthesis socket mounting . . . . .	18
<b>5</b>	<b>Additional information</b>	<b>19</b>
<b>6</b>	<b>Bibliography</b>	<b>20</b>

## 1 Product overview

The TMMU prototype is a multi modal sensor unit designed for use in upper limb prosthesis research. The sensor consists of a series of different components, that can be assembled in different ways for a range of applications. Please see Suleng (2012) for detailed information on the design and development of the finished product.

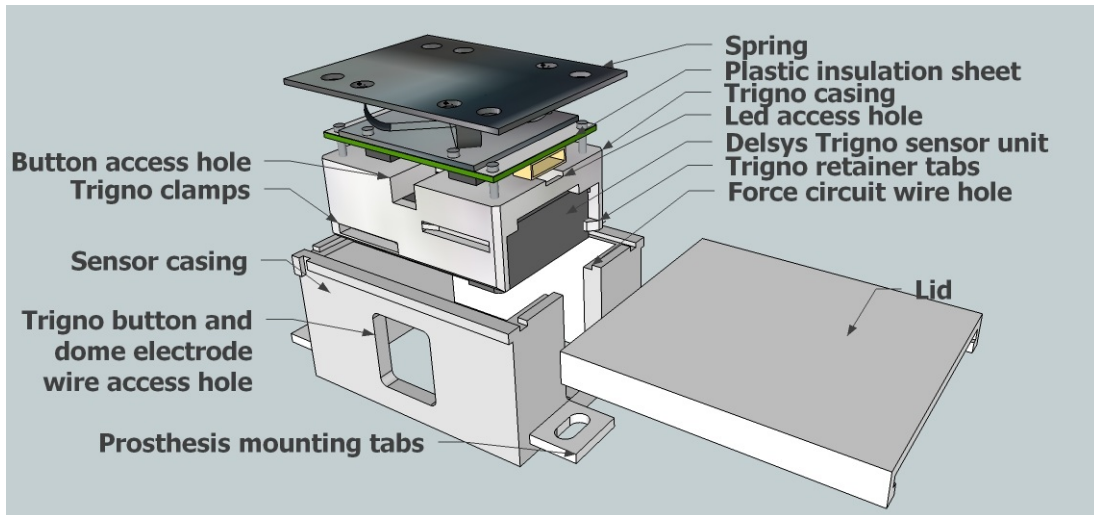


Figure 1: TMMU prototype

### 1.1 Sensor casing

The sensor casing is milled out of a block of durable plastic. It features a sliding lid that makes removal of the internal components a quick and easy task. The casing has four external tabs that can be used to secure it to the prosthesis socket with screws or other fasteners.

### 1.2 Force circuit

The unit includes a force sensor circuit that features four linear FSS1500 load cells from Honeywell (2012) (*FSS-SMT Series Low Profile Force Sensor* 2009) and four INA22 instrumentation amplifiers (*INA122 Single Supply, MicroPower instrumentation amplifier* 1997) from Texas Instruments (2012). It is originally designed to be used for research on movement artefacts in SEMG-signals, and can be mounted on top of different SEMG-sensors to measure the force acting on it from the residual limb. The circuit can also be used with other sensors if a corresponding sensor casing has been designed.

The circuits uses are not just limited to this task alone. It can also be used for other applications like being mounted alone inside a prosthesis socket to gather force data from specific points in a socket.

The circuit features screw holes for sensor case and spring mounting. The circuit needs to be calibrated in software as the sensors tend to have zero point offsets.

### **1.3 Trigno casing**

The prototype is mainly designed to be used with a Delsys Trigno wireless SEMG and accelerometer device, but users are free to design their own casing for different sensors. The Trigno casing is designed to let the user be able to easily remove the device from the TMMU for charging in the Trigno base station. It features screw holes for attaching the force circuit with the supplied screws.

The top surface of the casing is flat to enable the user to modify or extend the design according their needs.

### **1.4 Spring**

To allow the Trigno or another connected sensor to travel vertically inside the casing, a spring is included in the prototype. The spring is hand made from sheet metal and features two diagonally mounted coils that ensure stability in the horizontal plane without restricting movement in the vertical plane. The bottom plate of the spring features four holes for securing the spring to the circuit board. The top plate of the spring features eight holes for easy access to the screws underneath.

## 2 Technical specifications

### 2.1 Force circuit

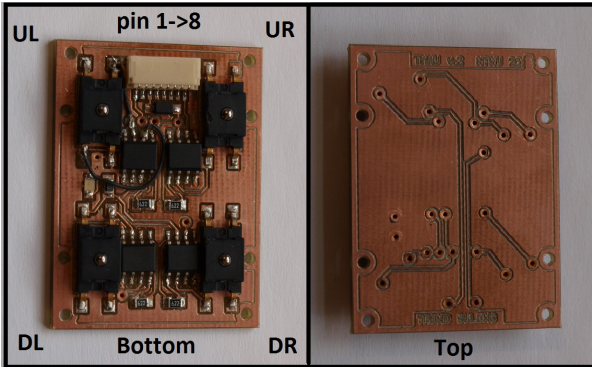
Component	Parts-number	Supplier
FSS1500NGT, Force sensor	785-FSS1500NGT	Mouser
INA122UA, instrumentation amplifier	595-INA122UA	Mouser
ERA6AEB622V, 6K2 Resistor 0,1%	1670238	Farnell
MBR0530T1, Diode Schottky	2296548	Farnell
QTLP630C-4, LED, Green	3599681	Farnell
SM08B-SRSS-TB, Header 8 way	1679124	Farnell
AMP 1-825437-0 Header	3417920	Farnell
MC 0.1W 0805 1% 220R Resistor	9332804	Farnell

**Table 1:** Components

Parameter	Min	Avarage	Max	Unit
Supply Voltage	3.0	5.0	6.0	Volts
Force	0.0	-	14.7	Newton
Temperature	-40[40]	-	85[185]	°C/[°F]
Output	0.0	-	5.0	Volts

**Table 2:** Technical parameters

Pin	Data
1	sensor UL(FSS2)
2	sensor DL(FSS4)
3	Supply voltage
4	Not connected
5	Not connected
6	Ground
7	sensor DR(FSS3)
8	sensor UR(FSS1)



**Figure 2:** Pin I/O

See *FSS-SMT Series Low Profile Force Sensor* (2009), *INA122 Single Supply, MicroPower instrumentation amplifier* (1997) and Suleng (2012) for more detailed information.

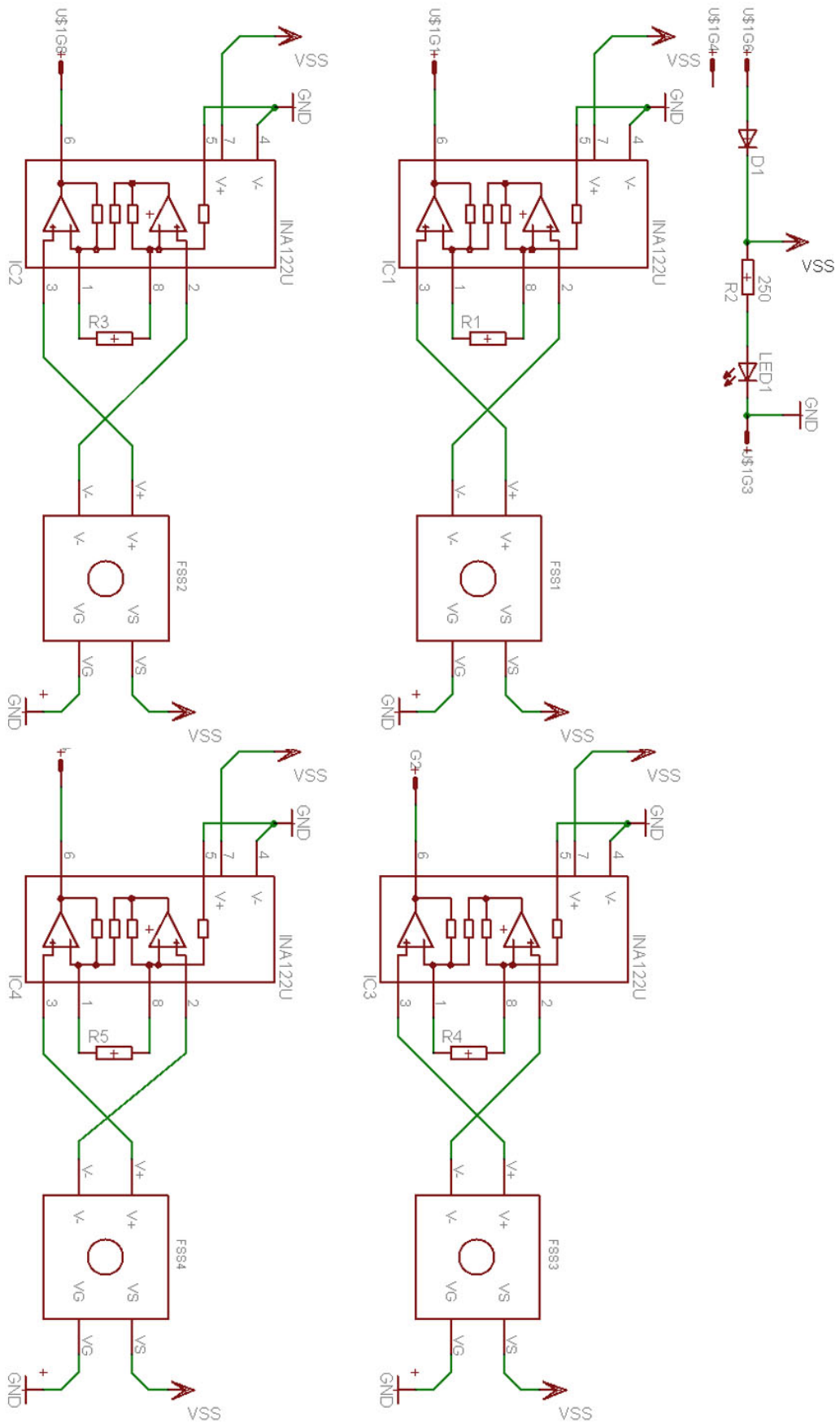


Figure 3: Force sensor schematic



### 2.2 Spring

The springs are hand made, and therefore specific data from one individual spring is not considered to be accurate for all springs.

Parameter	Min	Max	Unit
Travel	0	5.0	Millimeters
Force	0	2	Newton

**Table 4:** Technical parameters

### 3 Physical specifications

#### 3.1 Sensor casing

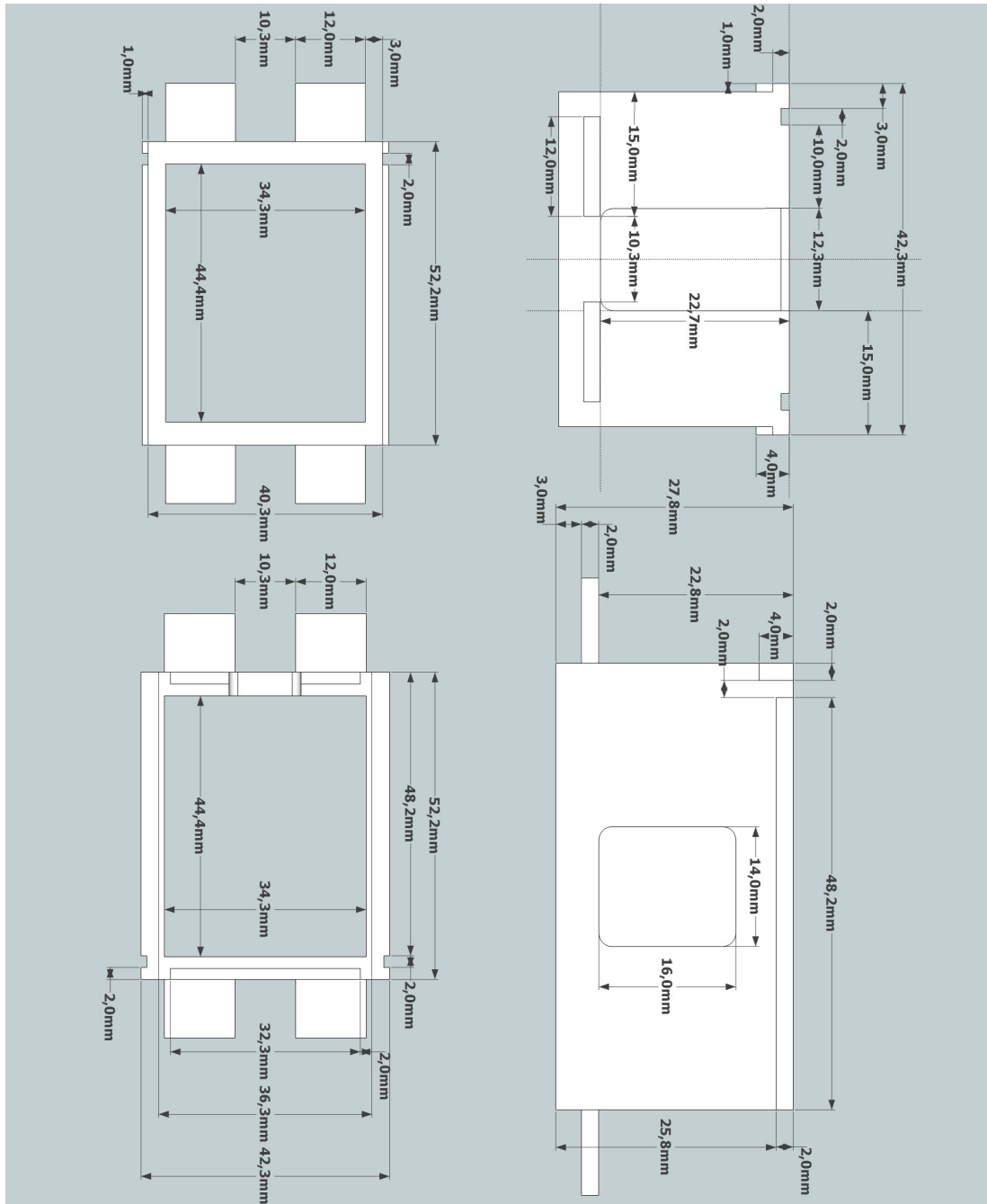


Figure 4: Sensor casing

### 3 Physical specifications

---

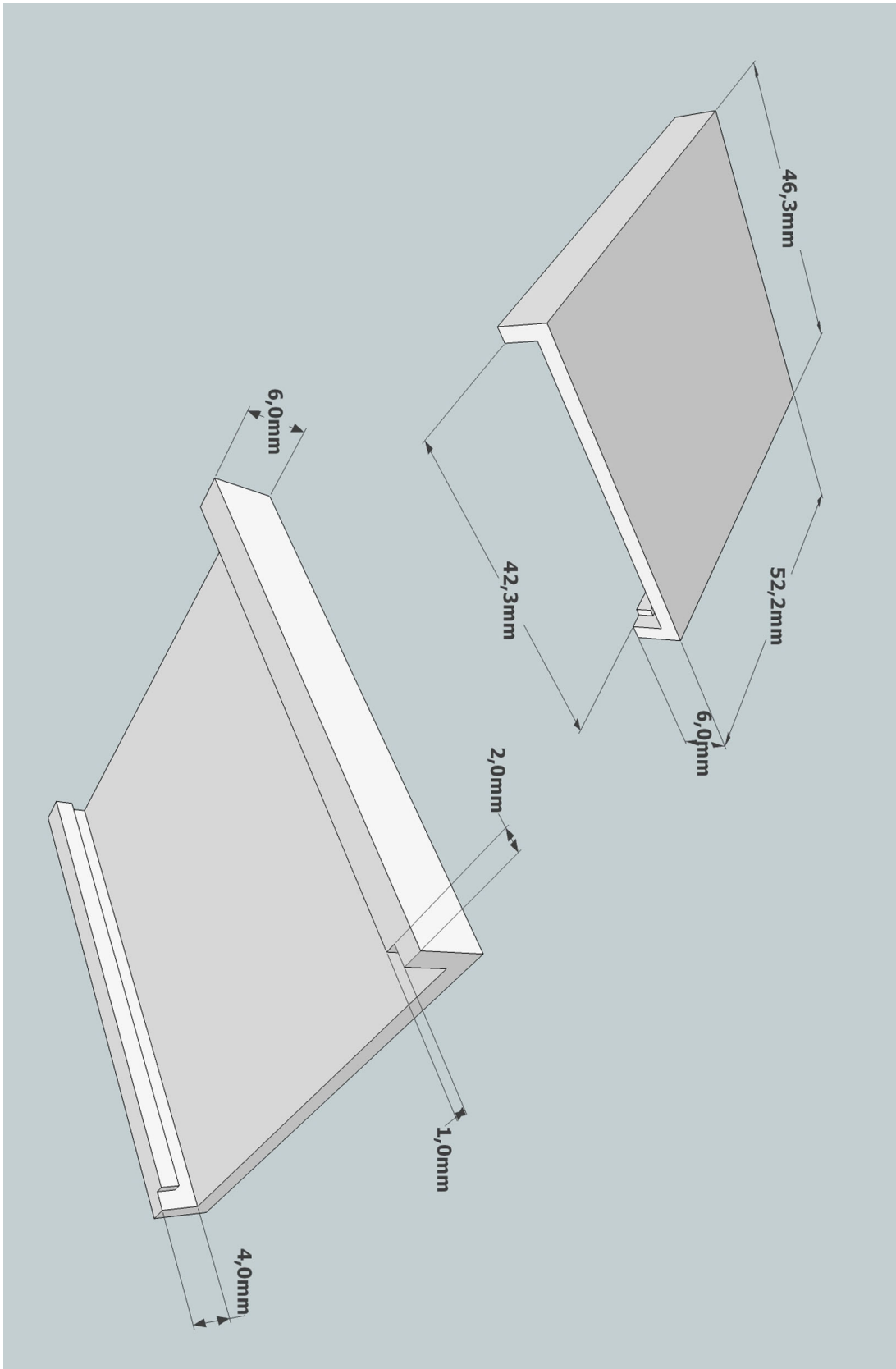


Figure 5: Sensor casing lid

### 3.2 Force circuit

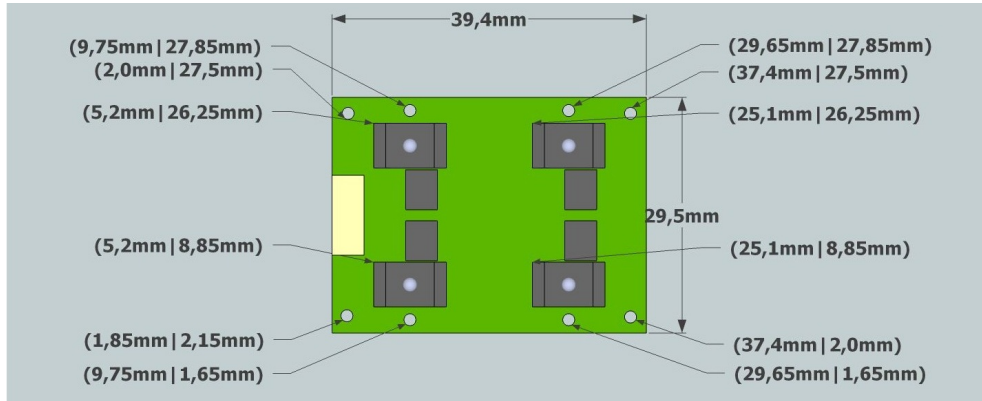


Figure 6: Force circuit

### 3.3 Spring

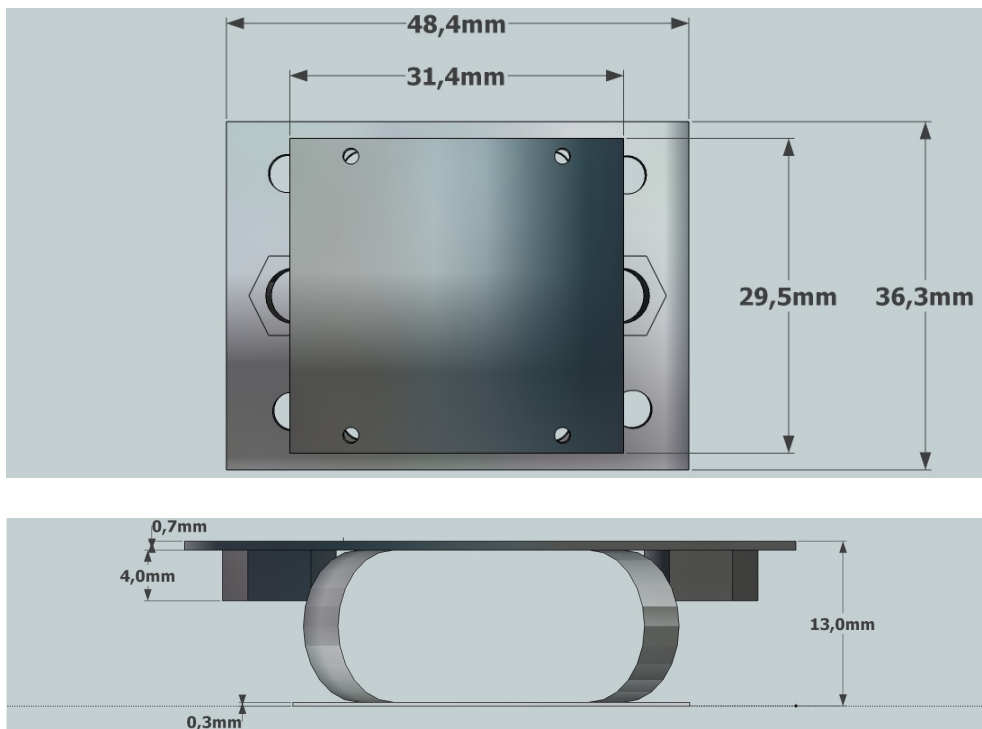
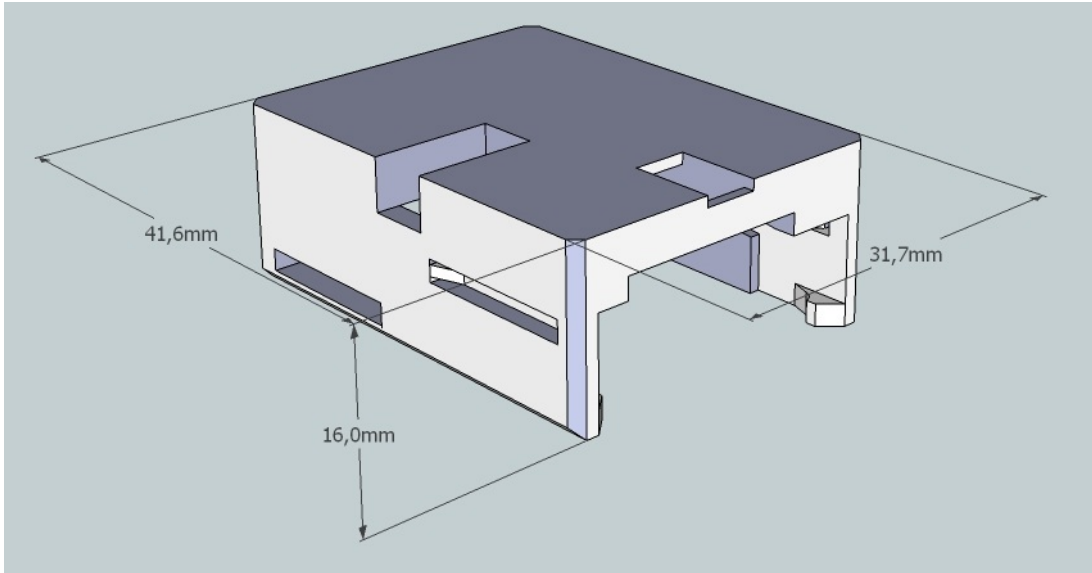


Figure 7: Spring

### 3.4 Trigno casing



**Figure 8:** Trigno casing

## 4 Getting started

### 4.1 Assembly

#### 4.1.1 Trigno casing

The Trigno easily snaps in to position in the Trigno casing as follows. The arch in the back of the casing makes it easier to push the Trigno device out again for charging or replacement. Four plastic arms and two retainers keep the sensor in place while in use, and two holes in the top enables the user to operate the button and view the status LED without removing the device from the casing.

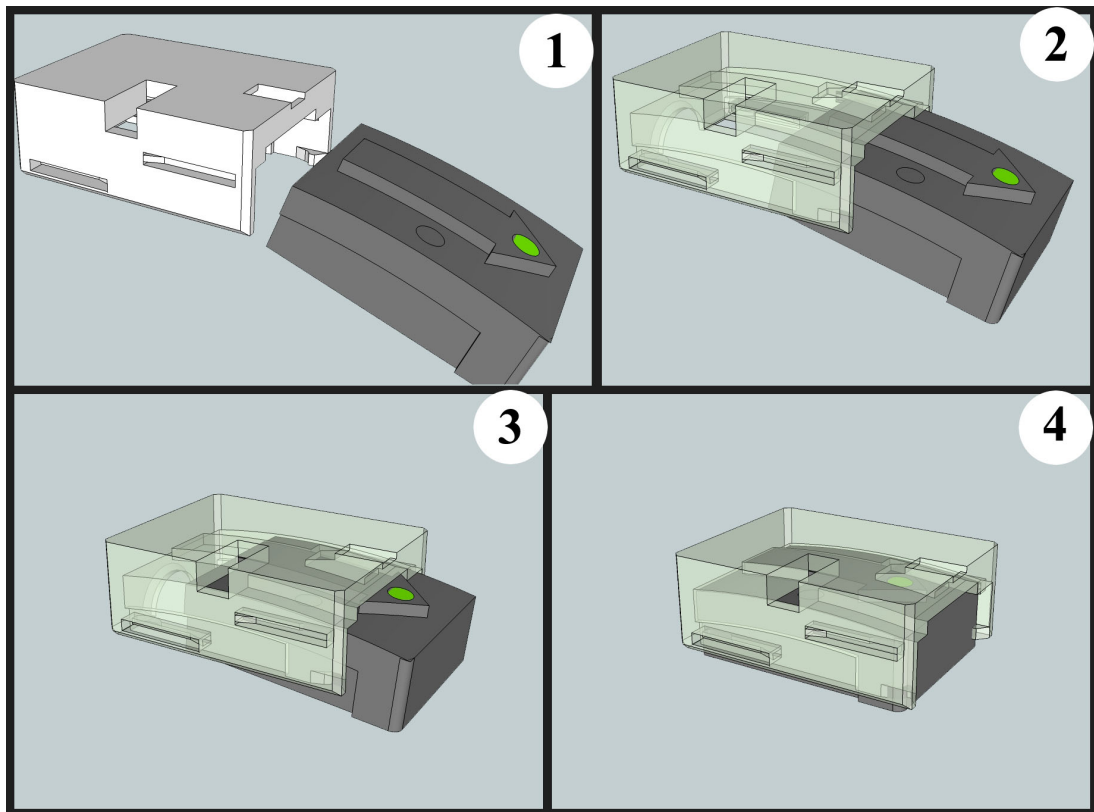


Figure 9: Use of Trigno casing

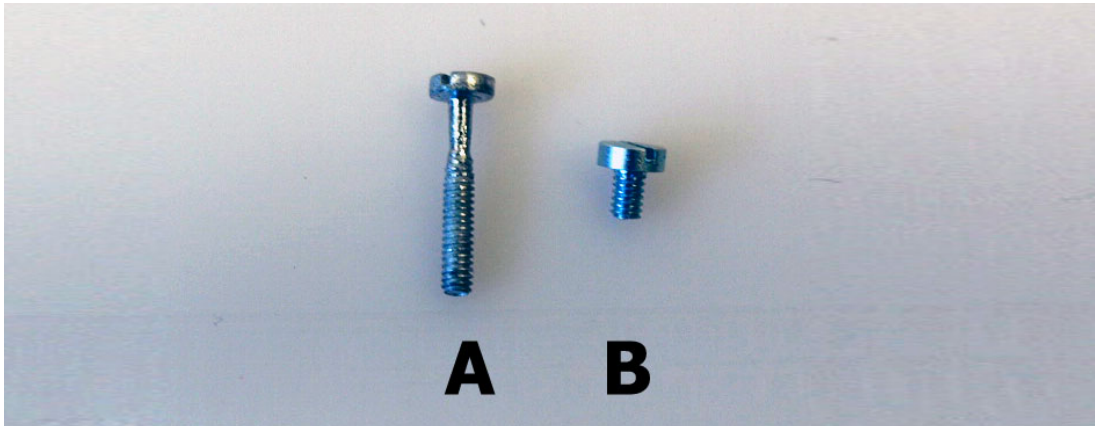
### 4.1.2 Mounting force circuit

The force circuit is mounted on the Trigno casing with four long screws inserted into threaded holes in the casing (figure 10, A). The top part of the screws are not threaded to minimize the friction between the circuit board and the screws. By releasing or tightening the screws the user is able to tune the force sensor physically. A rubber pad or similar flexible material should be inserted between the sensor and the Trigno casing before fastening the screws. This is because the force circuit needs to have simultaneous contact of all four load cells for correct measurement of the contact force. A thin plastic sheet should be placed between the two in order to prevent short circuiting the circuit board as the spring is made of conductive metal. Mounting the spring is described in the next section of the guide.

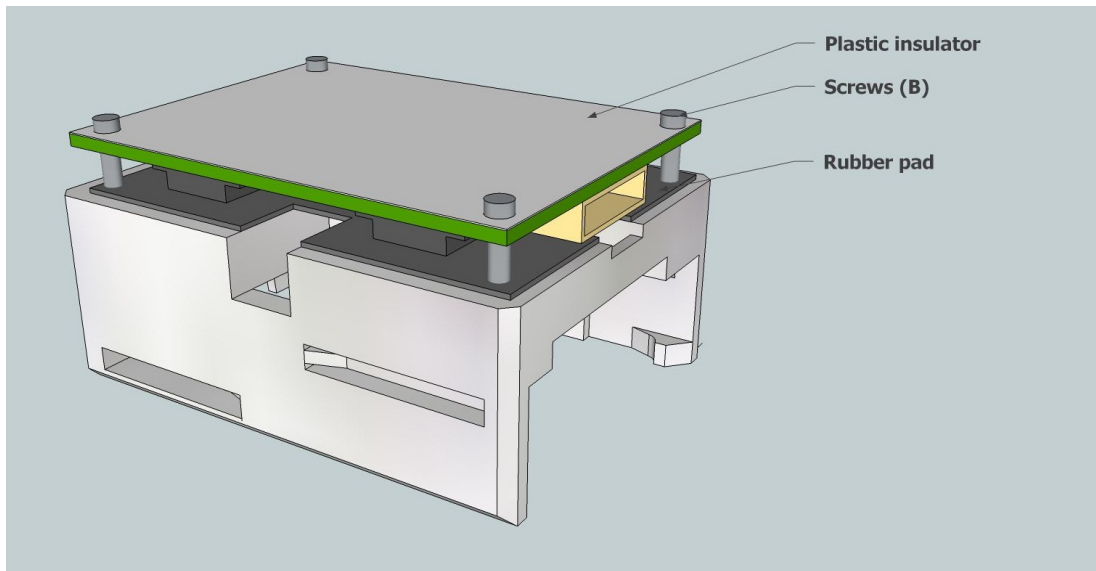
**Tips:** By tightening or loosening the screws the individual force sensors can be physically calibrated to counteract offsets in zero point measurements.

**Caution:** Take care as to not tighten the screws too hard as this can result in tearing of the threads in the porous plastic of the Trigno casing.

**Caution:** Make sure that the connector on the circuit board faces towards the LED-hole on the Trigno casing, due to a manufacturing error the bottom left hole for the screw in figure 6 is offset slightly. This could compromise correct operation of the unit or even damage it.



**Figure 10:** Screws



**Figure 11:** Mounting force circuit to the Trigno casing



### 4.1.3 Mounting the spring

After connecting the force circuit to the Trigno casing, the spring is secured to the force circuit. The bottom part of the spring is secured to the circuit board with four screws that fit into threaded holes in the circuit board (figure 10, B).

**Caution:** Be careful not to compress the springs to far. This can result in deformation of the coils and change the springs properties. The two nuts welded on the top plate during assembly is designed to prevent the spring from being completely compressed, thus preventing deformation from excessive compression.

**Caution:** Take care as to not tighten the screws to hard as this can result in tearing of the treads in the circuit board.

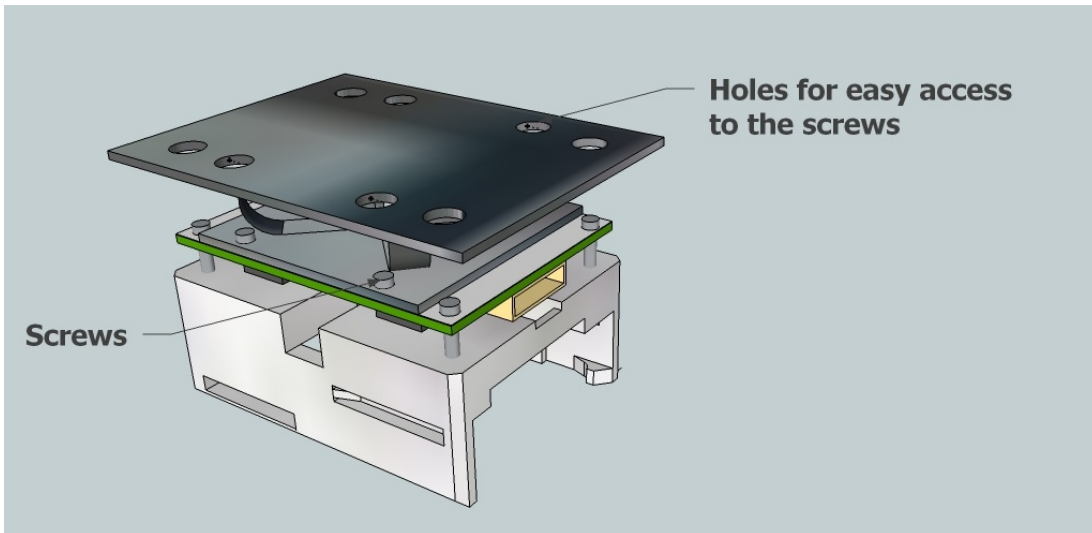


Figure 12: Connecting the spring

#### 4.1.4 Putting it all together

On the inside of the sensor casing there is a small groove that the top panel of the spring is designed to rest on. When the lid is closed, the whole configuration of the internal parts is held in place without being able to move in any direction except for the intended vertical movement of the spring.

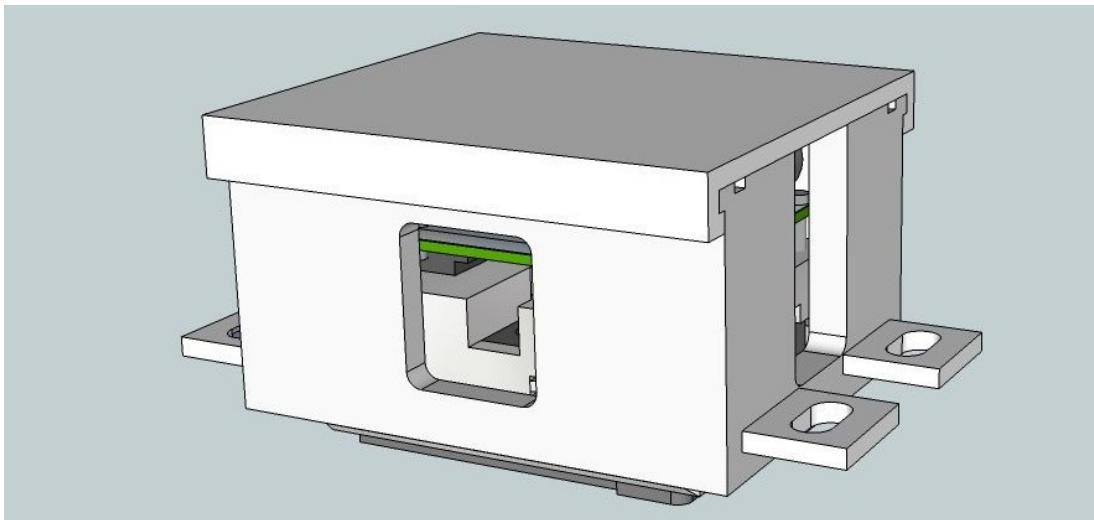
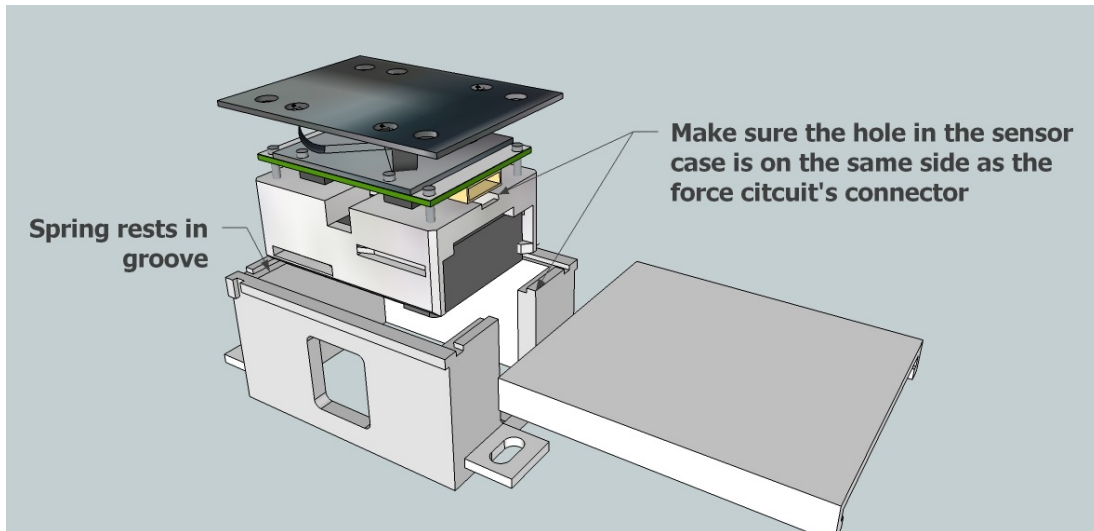


Figure 13: Final assembly

### 4.1.5 Connecting the force circuit

The force circuit can be connected to a computer with a National Instruments (National Instruments 2012) Data Acquisition Device (DAQ). The DAQ used in the development of the TMMU was a National Instruments USB-6211. It has 16 analogue input channels, and can support up to four force circuits at the same time. During the testing of the prototype, a D-sub cable with appropriate connector headers was used to connect the prototype to the DAQ. The user is free to decide how to connect the force circuit to a computer, but the use of National instrument devices is recommended. See the technical specifications for information on supply and output voltage, temperature range, and force range. Figure 14 shows the channels used to connect one TMMU to the USB-6211. The image is collected from the help file in the National Instruments Measurement and Automation explorer program.

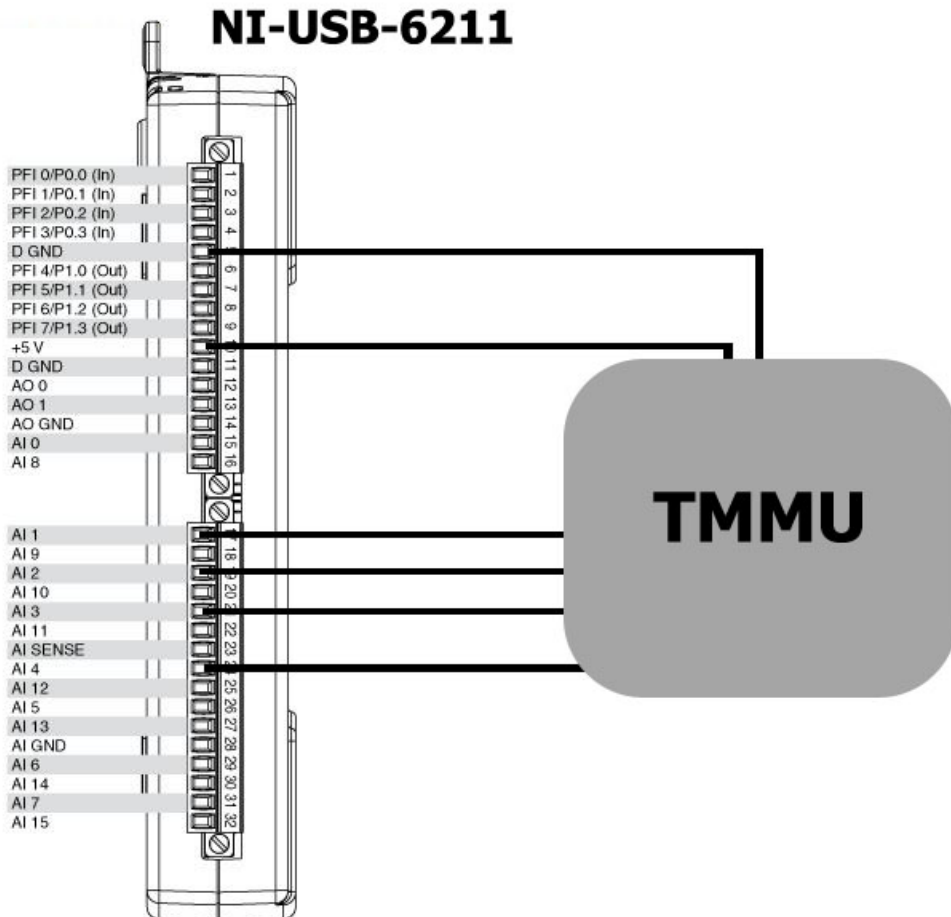


Figure 14: Connecting the force circuit to USB-6211

#### 4.1.6 Connecting the Trigno base station

To enable the user to collect data from the Trigno sensor modules, the user needs to install device drivers and software from *Delsys* (2012). There are currently a number of choices available for connecting the Trigno basestation and gathering data. In all cases the user needs to install the Delsys Trigno Analogue Output program. Delsys has released an SDK for the Trigno system (*Trigno Digital SDK brochure* 2012). It contains sample source code for MATLAB, LabView, Google, Android-based mobile devices, Windows (C# or C), and Linux. The TMMU is designed for use with Labview, and was tested by utilising the VI from the SDK to transfer the data over the base stations USB-cable to a LabView program. One can also use the Delsys DC-A22 Unterminated Output Cable to transfer individual data from the base station. It features a 68 pin dsub connector and separate wires 4 for each Trigno unit, for transfer of sensor data to an external data acquisition device. For more detailed information on the use of the Delsys Trigno products please see the official Trigno user guide (*Trigno Wireless System User's Guide* 2009).

## 4 Getting started

Trigno output	Cable pin	Conductor Color Primary/Secondary		Trigno output	Cable pin	Conductor Color Primary/Secondary	
EMG1	68	Violet	Orange	AY9	16	Tan	Violet
AX1	67	Blue	Orange	AZ9	17	Tan	Gray
AY1	33	Orange	Blue	EMG10	49	Blue	Tan
AZ1	34	Orange	Violet	AX10	48	Green	Tan
EMG2	66	Green	Orange	AY10	14	Tan	Green
AX2	65	Yellow	Orange	AZ10	15	Tan	Blue
AY2	31	Orange	Yellow	EMG11	47	Yellow	Tan
AZ2	32	Orange	Green	AX11	46	Orange	Tan
EMG3	64	Gray	Pink	AY11	12	Tan	Orange
AX3	63	Violet	Pink	AZ11	13	Tan	Yellow
AY3	29	Pink	Violet	EMG12	45	Pink	Tan
AZ3	30	Pink	Gray	AX12	44	Brown	Tan
EMG4	62	Blue	Pink	AY12	10	Tan	Brown
AX4	61	Green	Pink	AZ12	11	Tan	Pink
AY4	27	Pink	Green	EMG13	42	Violet	White
AZ4	28	Pink	Blue	AX13	41	Blue	White
EMG5	60	Yellow	Pink	AY13	7	White	Blue
AX5	59	Orange	Pink	AZ13	8	White	Violet
AY5	25	Pink	Orange	EMG14	40	Green	White
AZ5	26	Pink	Yellow	AX14	39	Yellow	White
EMG6	58	Gray	Brown	AY14	5	White	Yellow
AX6	57	Violet	Brown	AZ14	6	White	Green
AY6	23	Brown	Violet	EMG15	38	Orange	White
AZ6	24	Brown	Gray	AX15	37	Pink	White
EMG7	55	Green	Brown	AY15	3	White	Pink
AX7	54	Yellow	Brown	AZ15	4	White	Orange
AY7	20	Brown	Yellow	EMG16	36	Brown	White
AZ7	21	Brown	Green	AX16	35	Tan	White
EMG8	53	Orange	Brown	AY16	1	White	Tan
AX8	52	Pink	Brown	AZ16	2	White	Brown
AY8	18	Brown	Pink	GND	9	White	Gray
AZ8	19	Brown	Orange	GND	22	Brown	Blue
EMG9	51	Gray	Tan	GND	43	Gray	White
AX9	50	Violet	Tan	NC	56	Blue	Brown

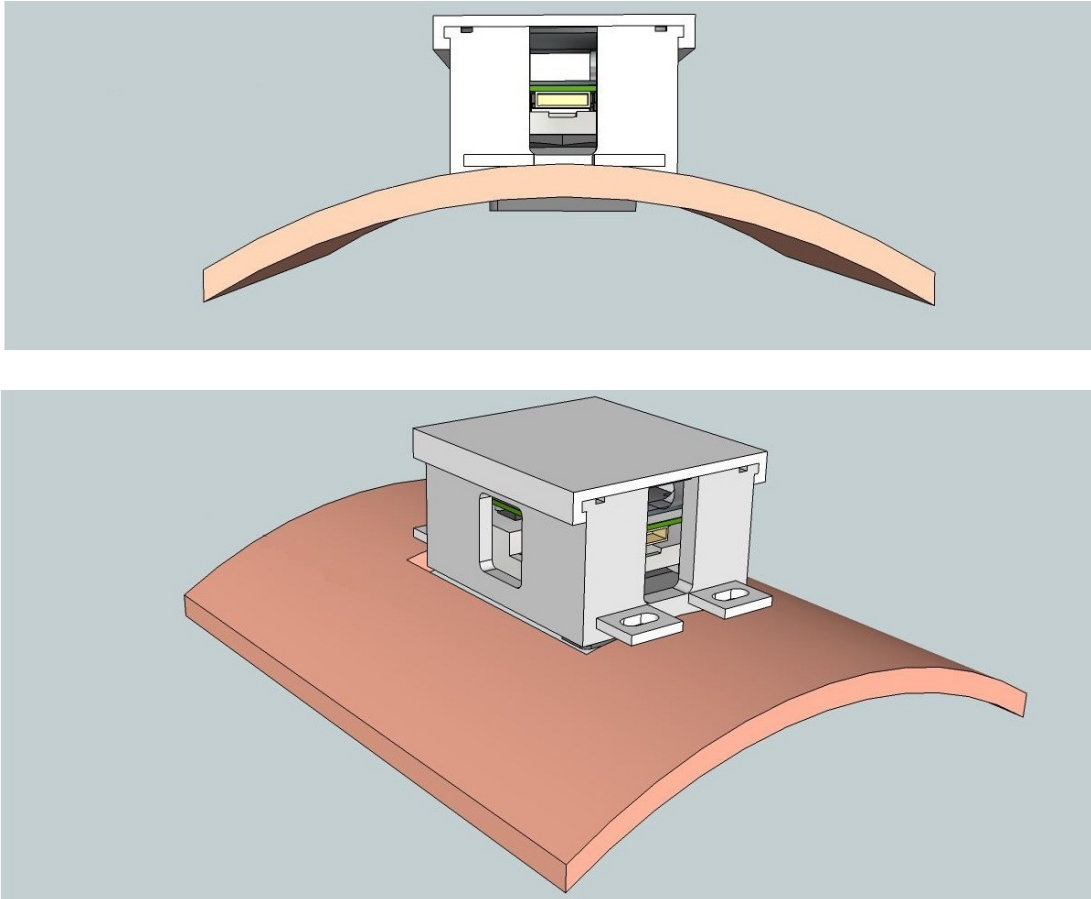
**Table 5:** Delsys DC-A22 unterminated output cable wiring



**Figure 15:** Delsys DC-A22 unterminated output cable (*Trigno Wireless System User's Guide 2009*)

#### 4.1.7 Prosthesis socket mounting

Using the four external plastic tabs the sensor casing can be secured to a prosthesis. The user is free to choose what type of screws to use. Corresponding holes need to be drilled in the four tabs and in the prosthesis. The user is not limited to screws for securing the TMMU to the socket. The casing can also be glued in place or moulded directly into the socket during fabrication.



**Figure 16:** Prosthesis mounting

## **5 Additional information**

The finished TMMU prototype was designed and manufactured at the Department of Engineering Cybernetics at the Norwegian University of Science and Technology. The finished product is a result of research done by Trond Suleng in his master thesis project in 2012.

The people responsible for the development of the product presented in this guide resumes no responsibilities for complications arising from misuse of the product.

---

## 6 Bibliography

*Delsys* (2012).

**URL:** <http://www.delsys.com/>

*FSS-SMT Series Low Profile Force Sensor* (2009).

**URL:** <http://sensing.honeywell.com>

*Honeywell* (2012).

**URL:** <http://www.honeywell.com>

*INA122 Single Supply, MicroPower instrumentation amplifier* (1997).

**URL:** <http://www.ti.com/product/ina122>

*National Instruments* (2012).

**URL:** <http://www.ni.com/>

Suleng, T. (2012), 'Multimodal input sensor for upper-limb prostheses'.

*Texas Instruments* (2012).

**URL:** <http://www.ti.com/>

*Trigno Digital SDK brochure* (2012), pm-w01 edn, Delsys incorporated.

**URL:** <http://www.delsys.com/>

*Trigno Wireless System User's Guide* (2009), pm-w01 edn, Delsys incorporated.

**URL:** <http://www.delsys.com/>



## Appendiks B ZIP-fil

Filen **vedlegg.zip** finnes på <http://daim.idi.ntnu.no/>

For å laste ned filen må man klikke seg inn på søkefunksjonen og søke etter tittelen på oppgaven : **Design av multimodal inputsensor for armproteser**. Vedlegget vil dukke opp ved siden av oppgaven.

Mappestruktur og innhold for **vedlegg.zip**:

- **Eagle-filer:** Inneholder alle eagle-filer i tillegg til gerber-filer for produksjon
- **LabView:** Test-programmet som ble benyttet for å sample data fra kraftkortet
- **Sketchup-modeller:** Modeller for oppheng, fjær, kraftkort, sensorhus, lokk og Trigno-enhet
- **Brukerguide:** Av praktiske hensyn inneholder denne mappen en separat pdf som inneholder brukerguiden.