

Institutionen för Biomedicinsk Teknik Lunds Tekniska Högskola

NordiCare Ortopedi och Rehab

# BIOMEKANISK ANALYS AV STABILISERING FÖR PROXIMALA HUMERUSFRAKTURER

Examensarbete i Biomedicinsk Teknik  
Matilda Åkerblom



HANDLEDARE

Ingrid Svensson, Biomedicinsk Teknik, LTH

Louise Roos, NordiCare

Helena Peters, NordiCare

**Titel**

Biomekanisk analys av stabilisering för proximala humerusfrakturer

**Title**

Biomechanical analysis of stabilization of proximal humeral fractures

**Författare**

Matilda Åkerblom

**Antal sidor**

85

**Figurer**

Skapade av författaren om inget annat framgår

**Sökord**

Proximala humerus, fraktur, OpenSim, prototyp, konservativ behandling

**Keywords**

Proximal humerus, fracture, OpenSim, prototype, conservative treatment

Lunds Universitet

Institutionen för biomedicinsk teknik

Box 118

SE-221 00 Lund

Sverige

Copyright © Lund University, Faculty of Engineering 2016

Tryckt i E-huset

Lund 2016

## ABSTRACT

6 % of all fractures are located at the proximal humerus. Proximal humerus fractures are the third most common fracture amongst elderly and 80 % of the patients are women. Today there are no existing standardized treatment protocol for elderly with this kind of injury. Therefore, the main objective of this dissertation was to examine if and also how the conservative treatment of proximal humerus fractures could be refined.

In this thesis work a model in the OpenSim software was used to find a position of the arm that generates small reaction forces at the shoulder joint. A prototype that holds the arm in this position was then created. The product is supposed to be used together with an already existing orthosis by the NordiCare company called HumerusComfort. The purpose is that by using these facilities during the healing process the advantageous position will cause the patients less pain.

EMG-measurements was performed with the prototype to observe the muscle activity when wearing it. The prototype was also tried out on a few patients suffering from proximal humeral fractures. This was to test the fit and the perceived experience of the patients in order to be able to further develop the product in the future.

One of the conclusions from this dissertation is that from all the investigated positions there is one that causes less reaction forces in the shoulder joint. If this position is kept during the healing process it might hurt less. This new prototype may be a first step towards a necessary standardized treatment protocol for elderly even if there is much work left before an approved product is finished.



## FÖRORD

Först och främst vill jag rikta ett stort tack till min huvudhandledare Dr. Ingrid Svensson för all din kunskap och hjälp. Jag vill också passa på att tacka dig för ditt goda humör och fantastiska tålamod. Tack även till handledarna på NordiCare, Louise Roos och Helena Peters för er assistans och för att jag fick lov att göra mitt examensarbete hos er.

Tack till Michael Miller för att du tog dig tid och hjälpte mig med EMG-mätningarna.

Ett tack vill jag också rikta till fysioterapeuterna på Helsingborgs Lasarett för att jag fick låna en av era patienter.

Sist men inte minst är jag otroligt tacksam för all kärlek från familj och vänner. Tack för att ni alltid tror på mig!



# INNEHÅLL

Abstract .....	ii
Förord.....	iv
1 Inledning.....	1
1.1 Syfte .....	1
1.2 Frågeställningar .....	2
1.3 Rapportens disposition .....	2
2 Bakgrund .....	3
2.1 Beskrivningar av använda begrepp .....	3
2.1.1 Anatomiska begrepp.....	3
2.1.3 Kinetik.....	4
2.1.4 Latinska ord.....	4
2.2 Vävnader .....	5
2.2.1 Ben .....	5
2.2.2 Ledbrosk.....	8
2.2.3 Skelettmuskler.....	9
2.2.4 Senor.....	10
2.2.5 Ligament.....	11
2.3 Anatomi .....	11
2.3.1 Humerus .....	11
2.3.2 Axelleden.....	12
2.3.3 Armbågsleden.....	14
2.3.4 Nervus Axillaris .....	14
2.4 Osteoporos.....	14
2.5 Proximala humerusfrakturer.....	16
2.5.1 Behandling.....	16
2.5.2 Klassificering.....	18
2.5.3 Frakturbandage .....	21
2.5.4 Osteoporos och frakturer .....	21

2.6 Reaktionskrafter i humeroskapularleden .....	22
2.7 Viloposition hos leder .....	24
2.8 OpenSim.....	25
2.8.1 Verktuget Static Optimization i OpenSim.....	25
2.8.2 Verktuget Joint Reaction i OpenSim.....	26
2.9 Antropometri .....	27
2.10 EMG .....	27
2.10.1 Samband mellan muskelaktivitet och kraft .....	29
2.11 Modellen.....	30
2.11.1 Validering.....	32
2.12 NordiCare .....	33
2.12.1 Humerus Comfort.....	34
2.12.2 ABDU PLUS 30° abduktionsortos .....	34
3 Metod .....	36
3.1 Aktionsforskning .....	36
3.2 Bakgrundsinsamling.....	36
3.3 Validering av modell med EMG-tester .....	37
3.4 Analys av EMG-resultat och jämförelse med OpenSim-modellen .....	39
3.5 Beräkningar i OpenSim.....	40
3.6 Produktutveckling .....	44
3.6.1 Ritningar i Rhinoceros.....	44
3.6.2 Tillverkning av prototyp.....	48
3.6.3 Material .....	49
3.7 EMG-mätningar med prototyp .....	50
3.8 Tester och utvärdering av prototyp.....	54
4 Resultat.....	54
4.1 Validering av modell med EMG-tester .....	54
4.2 Beräkningar i OpenSim.....	59
4.3 Produktutveckling .....	63



4.3.1 Ritningar i Rhinoceros.....	63
4.3.2 Prototyp .....	66
4.3.3 Material .....	68
4.5 EMG-mätningar med prototyp .....	68
4.4 Tester och utvärdering av prototyp.....	73
5 Diskussion .....	74
5.1 Validering av modell med EMG-tester .....	74
5.2 Beräkningar i OpenSim .....	75
5.3 Produktutveckling .....	76
5.4 EMG-mätningar med prototyp .....	76
5.5 Tester och utvärdering av prototyp.....	77
5.6 Framtida arbete.....	77
5.7 Etiska aspekter.....	79
5.8 Slutsatser .....	80
Litteraturförteckning .....	81
Appendix A - Kravspecifikation .....	i
Appendix B – intervjufrågor till testpersoner.....	ii
Appendix C - Exempelfil i OPenSim .....	iii
Appendix D - Användarmanual för ortos.....	iv



# 1 INLEDNING

Det här kapitlet kommer ge en beskrivning av syftet med examensarbetet, vilka frågeställningar som kommer besvaras och hur rapportens disposition ser ut.

## 1.1 SYFTE

Axelnära frakturer är vanliga och starkt relaterade till ålder och osteoporos. De flesta som drabbas är kvinnor. I många fall är patienterna gamla och sköra och då är en kirurgiskt ingrepp så förenat med risk för komplikationer att det inte är motiverat att utföra det. Patienterna behandlas då istället konservativt och får bära en slinga under en tids immobilisering för att sedan genomgå sjukgymnastik och successiv mobilisering. Hos de allra äldsta patienterna är kraven på axelns funktion efter läkning inte stora. I många fall kan de leva ett normalt liv efter en proximal humerusfraktur. Funktionen är nedsatt men de dagliga sysslorna som består av att klä på sig, äta, sköta hygien och så vidare är utförbara. Problemet är att det är väldigt smärtsamt att endast bära en slinga efter en proximal humerusfraktur. Patienterna är i många fall förvirrade och kanske även lever ensamma och det är en påfrestande situation de befinner sig i.

Syftet med examensarbetet är att räkna ut i vilken position axeln påverkas av så små reaktionskrafter som möjligt och tillsammans med det resultatet tillverka en prototyp av ett hjälpmedel som håller armen i rätt position. Hjälpmedlet kommer fortsättningsvis oftast benämnas abduktionsortos, den nya ortosen eller bara ortos. Tanken är att det ska minska smärtan för patienterna inom målgruppen så att de lättare kan genomlida läkningsprocessen. Förhoppningen är även att läkningen ska förbättras och läkningstiden bli kortare. Målgruppen är kvinnor i åldern 80+. Kvinnor eftersom 80% av de som får en proximal humerusfraktur är kvinnor och den höga åldern för att det är dessa individer som är skörast, har osteoporos som därför inte ska behöva genomgå en kirurgisk behandling.

Den slutgiltiga produkten ska hålla axeln i rätt position och inte tillåta någon axelrotation. Däremot ska underarmen och armbågsleden kunna vara rörlig så att handen ska kunna användas. Fördelarna med det är att patienterna lättare kan utföra saker i vardagen men rörligheten i armbågsleden är också en nödvändighet för att den inte ska bli stel vilket kan skapa komplikationer och försena läkningsprocessen. Utöver det är det också enklare att utföra sjukgymnastiska övningar om underarmen är fri.

## Kapitel 1. Inledning

### 1.2 FRÅGESTÄLLNINGAR

- I vilken position är reaktionskrafterna i axeln som minst, det vill säga hur ska armen hållas för att axeln ska avlastas så mycket som möjligt?
- Hur skulle ett hjälpmedel som håller armen i den rätta positionen kunna se ut?
- Hur kan de konservativa behandlingsmetoderna för proximala humerusfrakturer förfinas?

### 1.3 RAPPORTENS DISPOSITION

Rapportens första kapitel är en introduktion till examensarbetet med syfte och frågeställningar. Kapitel 2 är en bakgrundsbeskrivning till arbetet. Den berör delar som är relevanta för projektet. Om läsaren har studerat mycket biomekanik eller anatomi kan vissa delar ses som en repetition, annars är deras syfte att introducera läsaren till området så att han eller hon kan förstå vad det handlar om även om man inte har kunskaper inom ämnet sedan tidigare. Det finns en beskrivning av använda begrepp i kapitel 2.1 som även är tänkt att kunna användas som ett uppslagsverk att återkomma till vid behov.

Kapitel 3 innehåller metodbeskrivningar som täcker bakgrundsinsamling, validering av modell med EMG-mätningar, beräkningar i OpenSim, produktutveckling, EMG-mätningar med prototyp och produkttester. Resultaten för motsvarande metodkapitel återfinns i kapitel 4. Därefter kommer diskussion om resultaten, etiska aspekter, framtid och slutsats i kapitel 5.

### 2 BAKGRUND

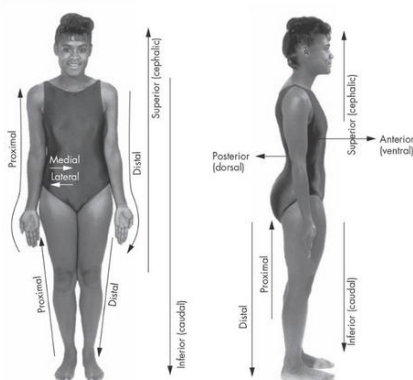
Följande kapitel är en teoridel som innehåller grundläggande information som är väsentlig för det här examensarbetet. Först kommer en beskrivning av använda begrepp som kan användas som en uppslagsdel att gå tillbaka till vid behov. Därefter kommer beskrivningar som berör bland annat anatomi, kroppens vävnader, osteoporos, proximala humerusfrakturer, reaktionskrafter, lite om OpenSim och modellen som användes och EMG.

#### 2.1 BESKRIVNINGAR AV ANVÄNDA BEGREPP

Det finns olika anatomiska begrepp som i det här stycket kort ska beskrivas så att även en läsare som inte har kunskap om några medicinska termer kan förstå rapporten. Den här delen av rapporten kan ses som en introduktion för att inte utesluta läsare med annan utbildningsbakgrund.

##### 2.1.1 ANATOMISKA BEGREPP

Anterior betyder mot framsidan och posterior innebär mot baksidan. Superior innebär riktningar mot huvudänden av kroppen och inferior mot fötterna, se de anatomiska begreppen i bild 2.1. Medial refererar till en position nära kroppens mittlinje och lateral är uttrycket för positioner från mittlinjen. Vid beskrivningar av övre eller nedre extremiteterna används ofta proximal som betyder nära en kroppsdelens fäste med resten av kroppen och distal som innebär bort från änden som fäster till övriga kroppen (J. D. Enderle, 2012). Till exempel innebär proximala humerus den delen av överarmsbenet som är närmast axeln.



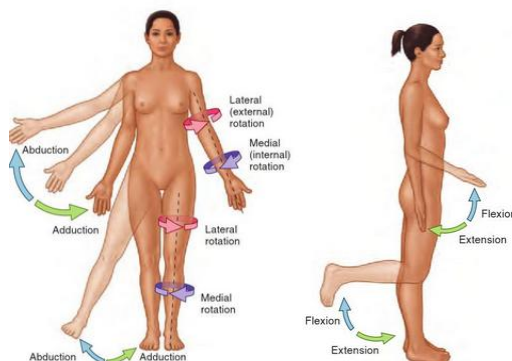
**Figur 2.1.** Bilden ger en överblick över de anatomiska begreppen. En del av dem kommer att användas i rapporten och vid behov kan bilden studeras för att förstå vad begreppen innebär (R. T. Floyd, 2012).

## Kapitel 2. Bakgrund

### 2.1.2 Kinematiska begrepp

Några kinematiska begrepp kommer att användas för att beskriva rörelser. Kinematiska variabler används för att beskriva rörelse som är oberoende av de krafter som orsakar rörelsen och kan i det här fallet till exempel utgöras av rörelsen i en led (Winter, 2005). Se hur rörelserna ser ut i figur 2.2.

Abduktion innebär rörelse bort från kroppens mittlinje och adduktion mot mittlinjen. Flexion innebär en rörelse som minskar vinkeln mellan två ben som möts i en led. Extension är när vinkeln mellan benen istället ökar. Som exempel är flexion av armbågsleden när armen böjs och extension när den sträcks. Pronation av underarmen är en rotation som får handflatan att peka bakåt och supination är när underarmen vrids så att handflatan pekar framåt (F. Martini, 2013).



**Figur 2.2.** I bilden ges en illustration över olika kinematiska begrepp som kan vara bra att känna till för att förstå vissa rörelsemönster som beskrivs i rapporten (K. L. Moore, 2013).

### 2.1.3 KINETIK

Till skillnad från kinematik, tar kinetiken hänsyn till de krafter som associeras med en rörelse. Inre krafter kommer från muskelaktivitet, senor och ligament. Reaktionskrafter och yttre krafter kommer från kraften från marken som påverkar kroppen (ground reaction force, GRF), kroppssegmentens massa och pålagda krafter i det muskuloskeletala systemet (Winter, 2005).

### 2.1.4 LATINSKA ORD

Några av kroppsdelarna som beskrivs i projektet kommer att benämnas med deras latinska namn, därför kommer här en ordlista över de ord som kommer användas om läsaren inte är bekant med latinska termer sedan tidigare.

## Kapitel 2. Bakgrund

<b>Latin</b>	<b>Svenska</b>
Clavicula	Nyckelben
Humerus	Överarmsben
Scapula	Skulderblad
Thorax	Bröstkorg

### 2.2 VÄVNADER

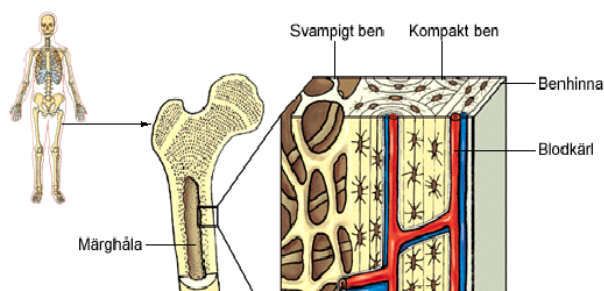
Det här delkapitlet berör några av kroppens olika vävnader och deras biomekaniska egenskaper.

#### 2.2.1 BEN

Skelettet består av bindväv som med sin komposition ger stödjande och skyddande egenskaper. Liksom alla bindvävnader består ben av celler och en extracellulär matris (ECM). Karakteristiskt för ben är att det består både av oorganiska och organiska komponenter. Den oorganiska strukturen gör benet hårt och stelt medan den organiska delen tillför flexibilitet och resistens. Normalt sett består den oorganiska delen mest av kalcium och fosfat i form av kristaller (M. Nordin, 2012). Skelettet fungerar som ett förråd av oorganiska salter och lagrar 99% av allt kalcium i kroppen (O. Sand, 2001). Den organiska extracellulära matrisen består nästan uteslutande av kollagen typ 1 (M. Nordin, 2012). Kollagenfibrerna bidrar till böj- och draghållfasthet hos benet och kalciumsalterna ger styvhet och tryckhållfasthet (O. Sand, 2001).

Den finns två typer av benvävnad, kortikalt (kompakt) och spongiöst (trabekulärt) ben. Kortikalt ben, även kallat cortex, formar det yttre lagret hos benet och har en tät struktur. Spongiöst ben finns innanför cortex och är sammansatt i en nätliknande uppbyggnad (M. Nordin, 2012), se figur 2.3. Även om kortikalt och spongiöst ben ser olika ut så innehåller de samma beståndsdelar. De är bara olika i sin struktur och uppbyggnad (U. Lindgren, 2007). Allt ben omges av periosteum, som är som en benhinna på utsidan av benet. I det yttersta periosteumlagret finns nätverk av blodkärl och nervtrådar. Det inre lagret innehåller benceller som ansvarar för att generera nytt ben vid tillväxt och läkning. Periosteum täcker hela benets yta förutom vid ledytorna som är täckta av ledbrosk (M. Nordin, 2012).

## Kapitel 2. Bakgrund



**Figur 2.3.** I bilden visas benets uppbyggnad med svampigt eller spongiöst ben innanför det kompakta benlagret (O. Sand, 2001).

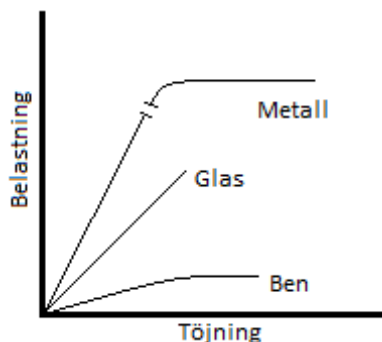
Det finns tre olika celltyper i benvävnaden. Osteoblaster producerar ben och bildar osteocyter som underhåller bensubstansen. Osteoklasterna bryter ner benvävnad. Osteoblasterna och osteoklasterna är lokaliserade på benets utsida medan osteocyterna finns inbäddade i bensubstansen (O. Sand, 2001).

### 2.2.1.1 BENETS BIOMEKANIK

Ben är ett anisotropiskt material. Det innebär att betet sig olika beroende på i vilken riktning en belastning har och det beror på att strukturen skiljer sig i den transversella och den longitudinella riktningen. Generellt sett kan man säga att benets motståndskraft är störst i de riktningar där de dagliga påfrestningarna är som störst (M. Nordin, 2012).

För att studera hur starkt ett material är eller hur det svarar på pålagda belastningar, kan en dragprovskurva tas fram, se figur 2.4 nedan. Där representeras belastningen i Newton på y-axeln och deformationen i någon längdenhet på x-axeln. Den kan visa hur mycket belastning materialet klarar innan det går av, hur mycket deformation det klarar och hur mycket energi som kan lagras i materialet innan det går sönder. Spänning definieras som den kraft per area ( $N/m^2$ ) som materialet utsätts för genom yttre påfrestningar. Deformation är förändringen i materialets dimensioner till följd av yttre belastningar. Ett dragprovdiagram på ett helt ben visar att det tål en viss dimensionsförändring innan det går av. Jämförelsen med glas kan göras som i princip inte deformeras alls innan det går sönder. Metall är andra extreman som deformeras väldigt mycket innan ruptur. Ben ligger någonstans mitt emellan glas och metall när det kommer till hur mycket det deformeras innan det går av (M. Nordin, 2012).





**Figur 2.4.** Bilden ger en principskiss över en dragprovskurva för några olika material. y-axeln representerar belastningen och x-axeln en sträcka i någon längdenhet. Kurvorna visar att metall har förmågan att deformeras mycket innan det går av, ben kan deformeras lite och glas får en väldigt hastig ruptur utan att deformeras först.

Ben har förmågan att anpassa sig i storlek, form och struktur för att möta de mekaniska belastningar det utsätts för. Det innebär att ben kan minska eller öka i mängd beroende på hur omständigheterna ser ut. Fenomenet kallas för Wolff's lag. Vid upprepad intensiv träning kommer benvävnaden att öka och vid mindre aktivitet kommer den att minska. Vid långvarigt sängliggande på grund av sjukdom eller under en längre vistelse i rymden (där det inte finns någon gravitation) kommer benvävnaden att tillbakabildas eftersom det inte utsätts för lika stora påfrestningar som tidigare. Förändringen är inte för evigt, när omständigheterna åter förändras och de mekaniska belastningarna ökar eller minskar igen kommer skelettet än en gång att anpassa sig till den nya situationen (M. Nordin, 2012).

### 2.2.1.2 FRAKTURLÄKNING

Benet har en unik egenskap att läka utan ärr. Det skadade området kommer med tiden att remodeleras och ersättas av normal benvävnad (U. Lindgren, 2007). Ben har förmågan att i de flesta fall läka till och med efter de allra svåraste frakturerna. Det tar från fyra månader och upp till drygt ett år för ett ben att läka helt (F. Martini, 2013). Hur lång tid läkningen tar beror bland annat på vaskulariseringen (blodförsörjningen) vid skadan. Barn läker snabbare än vuxna. Däremot nedsätts inte benets läkningsförmåga nämnvärt hos äldre individer. Även vid osteoporos är förmågan att läka frakturer i allmänhet inte påverkad. Emellertid kan ett nedsatt allmäntillstånd eller andra sjukdomar försämra läkningsmekanismen (U. Lindgren, 2007).

Frakturläkningen består av fyra steg:

1. *Inflammation.* Vid ett benbrott går många blodkärl av vilket orsakar en kraftig blödning. Blodet koagulerar och bildar under ett par timmar en frakturhematom

## Kapitel 2. Bakgrund

som stänger av blodflödet i de skadade blodkärlen och hindrar på så sätt ytterligare blödning (F. Martini, 2013).

2. *Kallusformation.* När en fraktur inträffar aktiveras cellerna till att öka den lokala benbildningen hundrafalt (U. Lindgren, 2007). Benceller delar sig snabbt och dotterceller rör sig till området för benbrottet. Där formas en kallus (förhårdnad) av omoget ben, även kallat vävt ben eller trådben. En inre kallus formar ett nätverk av spongiöst ben som sammanlänkar områdena med trasiga benbitar. En yttre kallus stabiliserar frakturen på utsidan och består av ben och brosk (F. Martini, 2013). Kallusen ökar arean och därmed också områdets tröghetsmoment. Det gör så att benet blir starkare och styvare och kan stå emot viss böjning och vridning (dock inte lika mycket som innan skadan) under läkningsperioden (M. Nordin, 2012). Böjstyvheten är proportionell mot diametern upphöjt till fyra. Ett par veckor efter skadan består kallus av fibrös bindväv, brosk och ben (U. Lindgren, 2007).

3. *Benbildning.* Yttre kallus ersätts så småningom med spongiös benvävnad så att benbitarna hålls samman. Kallusen fungerar som ett inre stöd och håller ihop frakturen på ett effektivt sätt. När läkningen har kommit såhär långt kan frakturen stå emot de belastningar som skapas av muskelkontraktioner i området (F. Martini, 2013).

4. *Remodellering.* Om benbrottet har varit gipsat kan gipset avlägsnas när läkningen har kommit så här långt. Under remodelleringen transporteras dött ben bort och kallusen ersätts av mogen kortikal eller spongiös benvävnad (beroende på var i kroppen skadan inträffade). Om frakturen har läkt väl syns det ingenting eller i vissa fall endast en liten förtjockning på benet vid röntgenundersökningar som bevis för skadan (F. Martini, 2013).

Det finns en mängd olika förhållanden som kan bidra till störning av läkningsförloppet. Till exempel dålig blodförsörjning, instabilitet och samtidigt omfattande mjukdelsskador. Även infektion som uppstått via kontamination vid skadetillfället eller senare i förloppet påverkar läkningen negativt. Stabiliteten hos frakturen bidrar också. Vid alltför omfattande rörelse kan benläkning förhindras, men samtidigt kan även total immobilisering kan vara olämplig eftersom belastning på frakturen stimulerar bentillväxt och läkning (U. Lindgren, 2007).

### 2.2.2 LEDBROSK

Ledbrosk är en vävnad som är specialiserad på att stå emot de höga krafterna som uppstår i kroppens leder. Ledbrosket har två huvudfunktioner:

## Kapitel 2. Bakgrund

1. Att fördela krafterna i leden över en större yta så att belastningen som uppstår vid ledytan minskar.
2. Att tillåta rörelse i leden utan friktion och nötning (M. Nordin, 2012).

Cellerna i ledbrosk kallas kondrocyter. De utgör endast 10 % av den totala volymen i vävnaden. Men det är de som bygger upp och upprätthåller den organiska komponenten i ECM. ECM är till största delen uppbyggt av ett tätt nätverk av kollagenfibrer. Kollagen har en strukturell organisation som ger en fibrös struktur. Kollagenet är inhomogent distribuerat vilket ger ledbrosket en skiktad struktur. Strukturen bidrar till biomekaniska egenskaper genom att understödja transport av vätskor och ge rätt friktionsegenskaper. Ledbrosk består till stor del av vatten vilket ger viktiga mekaniska kvaliteter. När ledbrosket påverkas av en kompressionskraft kan upp till 70 % av vattnet förflyttas. Förflyttningen av vätska kontrollerar ledbroskets biomekanik och bidrar till smörjning av leden. Ledbrosk är, precis som ben, anisotropiskt och de mekaniska egenskaperna är därför olika beroende på i vilken riktning kraften appliceras. Ledbrosk är avsevärt sämre än ben på läkning och nybildning av vävnad (M. Nordin, 2012).

### 2.2.3 SKELETTMUSKLER

Skelettmuskulaturens uppgift är att ge hållfasthet och skydda skelettet genom att distribuera krafter och absorbera stötar. De gör det möjligt för benen att röra sig kring lederna och kroppshållningen upprätthålls (M. Nordin, 2012).

Muskler består av muskelvävnad, bindväv, blodkärl och nerver. Muskelcellerna, eller muskelfibrerna, är stora celler med många cellkärnor som ligger på rad. Nybildningen av skelettmuskelfibrer är begränsad, efterhand som man växer ökar skelettmuskulaturens volym genom att de enskilda muskelfibrerna blir större. Beroende på träning varierar muskelfibrernas diameter från person till person (O. Sand, 2001).

Aktin och myosin utgör de kontraktila delarna hos muskeln. För att muskeln ska kunna kontrahera sker ett samspel mellan aktin- och myosinfilamenten (M. Nordin, 2012).

Varje muskelfiber omges av en bindvävshinna. Grupperade muskelfibrer ligger inpackade i en något tjockare hinna och själva muskeln är uppbyggd av många sådana omslutna grupper och omsluten i en grov bindvävshinna. I hinnorna finns kollagenfibrer som övergår direkt i senorna vid muskelns ändrar. Mer om senor i kapitel 2.2.4. Varje enskild muskelfiber är kopplad till senan vilket bidrar till att

## Kapitel 2. Bakgrund

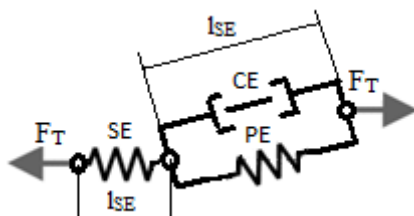
en kraftutveckling i en enda fiber ger upphov till ett drag hos senan (O. Sand, 2001).

Muskelkrafter överförs till benen med hjälp av senorna som förbinder muskler med skelett. Tillsammans bildar benen i skelettet ett system av hävstänger som kan vridas kring axlar i de rörliga lederna (O. Sand, 2001).

### 2.2.3.1 HILL'S MUSKELMODELL

Att beskriva musklernas beteende mekaniskt är inte enkelt. Det finns nämligen många egenskaper som hänsyn måste tas till. Muskler behöver inte vara aktiva för att påverka kroppens beteende. Ett exempel är om man sträcker fingrarna ner mot tårna. Då är musklerna i lårets baksida inte aktiva, men de begränsar ändå rörelsen (Dahlquist, 2002).

Hills muskelmodell används ofta i muskuloskeletala modeller för att beskriva och förutse muskelkrafter. I Hill's muskelmodell beskrivs komponenterna med aktiva och passiva egenskaper, se figur 2.5. I modellen finns kontraktila element (CE) som modellerar egenskaper hos aktiva muskelkrafter, serie-elastiska element (SE) som modellerar elasticitet i senor eller annan mjukvävnad och parallelelastiska element (PE) som modellerar passiva muskelkrafter (C. Scovil, 2006).



**Figur 2.5.** Bilden ger en mycket översiktlig redogörelse av Hill's muskelmodell som beskriver en muskels aktiva och passiva egenskaper. CE är ett kontraktilt element, SE innebär serie-elastiska element och PE parallelelastiska.

### 2.2.4 SENOR

Senor sammanlänkar muskler med ben och tillåter på så sätt musklerna att överföra dragkrafter genererade genom aktiva muskelkontraktioner och passiv muskelutsträckning. En annan uppgift hos senorna är att stabilisera lederna. Senor består av tät bindväv och ett utbredd ECM till största delen bestående av parallella nätverk av kollagenfibrer, till största delen kollagen typ 1. Cellerna i senor kallas tenocyter och är precis som i annan bindväv få till antalet. (M. Nordin, 2012).

## Kapitel 2. Bakgrund

Senor är tillräckligt starka för att stå emot de höga dragkrafterna som musklerna genererar, men samtidigt flexibla nog att spänna över skelettet. Läkningsmöjligheterna är begränsade på grund av den begränsade blodtillförseln till vävnaden (M. Nordin, 2012).

En obelastad sena har ett vågligt utseende, vilket innebär att den är elastisk vid låga belastningar. Endast små dragkrafter krävs för att senan ska förlängas. I en dragprovskurva kan senans respons på belastning avläsas. Den första delen av kurvan kallas tåregionen och där kan senan förlängas mycket när de vågiga kollagenfibrerna dras ut. Vardagliga aktiviteter belastar ofta senan i tåregionen. Vid ytterligare belastning kommer senan in i den linjära regionen. Där ökar senans styvhet och det krävs ökande kraft för att förlänga den. Vid högre belastningar är risken för små rupturer i senan överhängande. Kompletta rupturer sker till slut och det brukar inträffa vid ca 10 % förlängning (U. Lindgren, 2007).

### 2.2.5 LIGAMENT

Ligamentens funktion i kroppen är att sammanlänka ben med ben och på så sätt öka den mekaniska stabiliteten i lederna, guida ledrörelser och begränsa alltför stora rörelser. Ligament har i princip samma beståndsdelar som senor men med den skillnaden att kollagenfibrerna inte är parallella utan har istället flera olika riktningar, även om de flesta är i linje med ligamentets axel. Ligament utsätts mest för belastningar i en specifik dominerande riktning, men kan även behöva stå emot mindre belastningar i andra riktningar. Även ligament har en begränsad blodförsörjning vilket begränsar den metaboliska aktiviteten och därmed hämmas läkningsmöjligheten (M. Nordin, 2012).

Ligamenten är flexibla och böjliga strukturer som tillåter naturlig rörelse av skelettet där de fäster. Samtidigt är de tillräckligt starka och töjbara för att kunna erbjuda lagom med motstånd som respons på applicerade belastningar (M. Nordin, 2012).

## 2.3 ANATOMI

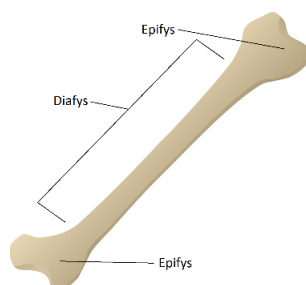
Det här är ett delkapitel som behandlar anatomin kring axelpartiet och humerus.

### 2.3.1 HUMERUS

Humerus är ett rörben. Andra exempel på rörben återfinns i underarmen, handen, låret, underbenet och foten. De fungerar som hävstänger för musklerna och består av ett cylinderformat skaft (diafyser) och de något vidare ändarna (epifyserna), se figur 2.6 nedan (O. Sand, 2001). De två successivt avsmalnande partierna mellan diafys och epifyserna kallas metafysen (U. Lindgren, 2007). Kompakt benvävnad

## Kapitel 2. Bakgrund

täcker det yttersta lagret. På diafyserna är lagret tjockt och omsluter mörghålan. I ändarna är lagret av kompakt ben tunt, spongiös benvävnad ger ytterligare stöd. Vid epifyserna finns ledytorna vars form bestämmer vilka rörelser som är möjliga i leden (O. Sand, 2001). Proximala humerus består av ledkulan, tuberculum majus, tuberculum minus, och humerusskaftet (M. Nordin, 2012).



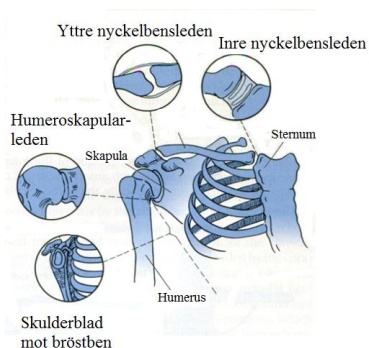
**Figur 2.6.** I bilden visas ett typiskt rörben med dess olika delar. Epifyserna utgör de vidare ändarna och diafyserna ett cylinderformat skaft mellan dem.

### 2.3.2 AXELLEDEDEN

I leder förbinds ben till ben (O. Sand, 2001). Axelleden är en komplex led eftersom det är den mest rörliga och dynamiska leden i människokroppen. Ben och mjukvävnader utgör tillsammans en enhet som ger axeln dess stabilitet och funktion (Twiss, 2015). Axeln, egentligen humeroskapularleden, är en kulle där benändarna är täckta av hyalint brosk. Brosket är mjukare och glattare än benvävnaden och klarar av att utsättas för stora belastningar. Benen hålls även ihop av ledband eller ligament. Ligamenten och ledytornas form bestämmer rörligheten hos leden och begränsar den. Kulleleder består av ett kulformat ledhuvud som passas in i en ledpanna och är kroppens rörligaste leder (O. Sand, 2001). Humeroskapularleden är den led som har störst rörelseomfång i hela människokroppen (M. Nordin, 2012). När leden belastas deformeras metafysen något och kraften leds ner till det kortikala benet i diafyserna (U. Lindgren, 2007).

Hela axelkomplexet består egentligen av fyra olika leder, humeroskapularleden, yttre nyckelbensleden, inre nyckelbensleden och platsen där skulderbladet glider mot bröstorgans bakre vägg, se figur 2.7. Alla fyra leder bidrar till axelns rörelseförmåga, men det är humeroskapularleden som har störst inflytande på axelns funktion. Humeroskapularleden utgörs av ledkulan på humerus och ledhålan i skapula. På grund av de många inblandade strukturerna är det svårt att beräkna exakta värden på krafterna som verkar i leden. Men med några förenklingar och antaganden kan ungefärliga värden tas fram. En mängd muskler jobbar tillsammans med axelns olika komponenter för att ge mobilitet och dynamisk stabilitet. Vissa muskler spänner över flera leder (M. Nordin, 2012).

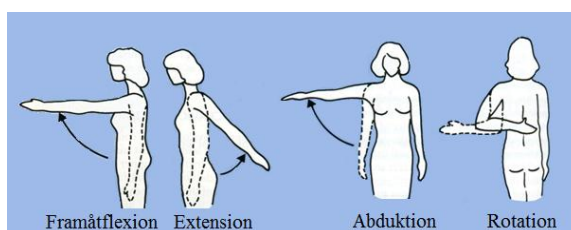
## Kapitel 2. Bakgrund



**Figur 2.7.** Den här bilden visar axelkomplexet och dess fyra olika leder. I det här projektarbetet är det humeroskapularleden (på engelska glenohumeral joint) som har spelat den viktigaste rollen (M. Nordin, 2012).

### 2.3.2.1 KINEMATIK

Rörelserna i axeln är flexion och extension, abduktion och rotation, se figur 2.8 (M. Nordin, 2012).



**Figur 2.8.** Bilden ger en beskrivning av de olika rörelserna i axeln; framåtflexion, extension, abduktion och rotation (M. Nordin, 2012).

### 2.3.2.2 MUSKLER

Det finns en mängd muskler i axelkomplexet som bidrar till dess rörelse och stabilitet. Deltoideus formar axelns rundade kontur och olika delar av muskeln aktiveras vid olika tillfällen. Deltoideus bidrar till flexion och inre rotation av humerus, abduktion, extension och yttre rotation. Pectoralis major (stora bröstmuskeln) bidrar till adduktion och inre rotation av humerus. Pectoralis minor fungerar som en stabilisator för skulderbladet (M. Nordin, 2012).

Under det yttre muskellagret finns rotatorcuffen som består av supraspinatus, infraspinatus, subscapularis och teres minor. De fyra musklerna abdukerar och roterar humerus samtidigt som de stabiliserar humeroskapularleden via både passiv muskelspänning och dynamisk kontraktion. Även bicepsmuskeln är integrerad i axelrörelsen. Biceps tillåter flexion och supinerar underarmen (M. Nordin, 2012).

## Kapitel 2. Bakgrund

Ett flertal muskler finns på ryggen och fäster direkt på skapula. Det yttersta lagret består av trapezius som lyfter, drar tillbaka och roterar skulderbladet. Latissimus dorsi sträcker, adducerar och roterar humerus. Det finns även inre muskler som till exempel levator scapulae och rhomboidmuskelnerna som håller fast skulderbladet mot bålen (M. Nordin, 2012).

### 2.3.3 ARMBÅGSLEDEN

Armbågsleden är en komplicerad led som fungerar som stödjepunkt för underarmen och ansvarar för handens position. Hela komplexet består av tre leder; humeroulnar, humeroradial och proximal radioulnar. Tester har visat att krafterna i armbågsleden kan vara uppemot tre gånger kroppsvikten vid dagliga aktiviteter (M. Nordin, 2012).

#### 2.3.3.1 KINEMATIK

Armbågsleden tillåter två rörelsemönster; flexion/extension och pronation/supination. Underarmens ben består av radius och ulna och tillsammans bildar de en gångjärnsled som möjliggör flexion och extension. Pronation och supination sker genom att radius roterar runt ulna i de så kallade radioulnara lederna (M. Nordin, 2012).

#### 2.3.3.2 MUSKLER

Armbågsledens primära flexorer är brachialis och extensorer är triceps. Anconeusmuskeln initierar och bibehåller flexion och räknas som en dynamisk stabilisator av leden. Supination sker primärt med hjälp av biceps brachii och pronation med hjälp av pronator quadratus (M. Nordin, 2012).

#### 2.3.4 NERVUS AXILLARIS

Nervis axillaris är den nerv som oftast tar skada vid en axelolycka. Axillaris främre del förgrenar sig över anterior och mellersta deltoideusmuskeln och dess bakre gren över posterior deltoideus och teres minor. (D. L. Crouch, 2013)

## 2.4 OSTEOPOROS

Osteoporos eller bensjukdom är den vanligaste metabola bensjukdomen i Skandinavien. Vid osteoporos är benvävnadens sammansättning normal, men mängden benvävnad är reducerad och strukturen är förändrad vilket leder till försvagad hållfasthet i skelettet (O. Sand, 2001). Osteoporos bidrar därför till ökad frakturrisik. Ibland brukar osteoporos mer ses som en riskfaktor för frakturer än en sjukdom. Osteoporos utvecklas i tysthet och låg benmassa i sig ger inga symptom. Därför är det vanligast att det upptäcks först när ett benbrott väl har inträffat (Ö. Ljunggren, 2015).



## Kapitel 2. Bakgrund

Osteoporos är mest förekommande hos kvinnor eftersom de förlorar benmassa i samband med klimakteriet då mängden östrogen minskar. Kvinnor har också mindre mängd benmassa än män från början (Martinez, 2016). Hos kvinnor är förekomsten av osteoporos starkt åldersberoende och incidensen ökar från 2-3% i 50-årsåldern till 50% i 80-årsåldern (D. Mellström, 2015). När minskningen av benvävnad väl har börjat brukar uppskattningen vara att kvinnor förlorar ungefär 8% av sin totala benmassa under en tioårsperiod. Motsvarande siffra för män är cirka 3% (F. Martini, 2013).

Att ben blir tunnare och skörare är en normal del av åldrandet. Otillräcklig benbildning kallas osteopeni och med åldern drabbar det mer eller mindre samtliga individer. Skillnaden mellan osteopeni och osteoporos handlar om hur långt gången minskningen av benmassan är (F. Martini, 2013) , se tabell 2.1 nedan.

<b>Benämning</b>	<b>Standardavvikelse</b>
Normal benmineralhalt	Bentätheten ligger inom en standardavvikelse från medelvärdet för vuxna individer inom samma population
Osteopeni (minskad benvävnad)	Bentätheten ligger mellan 1-2.5 standardavvikelser under medelvärdet för vuxna individer inom samma population.
Osteoporos (benskörhet)	Bentätheten ligger är mer än 2.5 standardavvikelser under medelvärdet för vuxna individer inom samma population.

**Tabell 2.1.** Tabellen visar hur skillnaden mellan normala halter av benmineral, osteopeni och osteoporos (U. Lindgren, 2007).

Osteoporos i Sverige är gravt underdiagnostiserat och underbehandlat. Det beror bland annat på bristfällig kunskap inom vården när det kommer till osteoporos och fallprevention. Osteoporos innebär en ökad risk för frakturer och upprepade frakturer. Primär osteoporos kallas den som är postmenopausal och åldersrelaterad. Primär osteoporos beror på minskad koncentration av östrogen, ärftliga faktorer, minskad mängd D-vitamin och minskat kalciumupptag (D. Mellström, 2015). Även rökning är en betydande riskfaktor (O. Sand, 2001). Sekundär osteoporos orsakas av bakomliggande sjukdom eller läkemedel. Starka riskfaktorer för osteoporosfrakturer är bland annat låg bentäthet, tidigare fraktur, ärftlighet (höft- eller kotfraktur hos förälder) och hög ålder. De relativa riskfaktorerna innefattas av låg fysisk aktivitet, tidig menopaus, fallbenägenhet , rökning och sekundär osteoporos (D. Mellström, 2015). Eftersom en av de bidragande orsakerna till förlust av benmassa är minskad fysisk aktivitet kan

## Kapitel 2. Bakgrund

osteoporosen förebyggas eller delvis motarbetas genom regelbunden motion (O. Sand, 2001). Diagnosen osteoporos kan till exempel ställas med hjälp av bentäthetsmätning av höft och ländrygg (D. Mellström, 2015).

De karakteristiska effekterna av osteoporos på skelettet är att det kortikala benet förtunnas och mängden spongiöst ben minskar. Effekterna påverkar särskilt mycket i benens metafysära regioner (mellan epifysen och diafysen, se figur 2.6) eftersom det där finns mycket spongiöst ben. Resultatet av detta blir att proximala humerusfrakturer och osteoporos har ett extra starkt samband (J. Starman, 2013).

Att fästa implantat och fixeringshjälpmedel i osteoporotiska ben är väldigt svårt och hela konstruktionen blir ofta instabil (J. Starman, 2013). Studier av dragprovdiagram på yngre ben jämfört med äldre har visat att de olika proverna kan motstå ungefär lika höga maximala belastningar. Däremot kan ben tillhörande äldre personer endast motstå ungefär hälften så stor deformation innan fraktur. Det innebär att ett gammalt skelett är sprödare och har förlorat en viss del av den forna segheten, vilket resulterar i att det är ömtåligare än tidigare (M. Nordin, 2012).

### 2.5 PROXIMALA HUMERUSFRAKTURER

Runt 6% av alla frakturer utgörs av proximala humerusfrakturer. Bland äldre är det den tredje vanligaste frakturen och 80% av de drabbade är kvinnliga patienter (Olerud, 2012). Eftersom proximala humerusfrakturer är åldersrelaterade kommer det ske ett ökat antal i takt med den åldrande populationen (Twiss, 2015). Antalet proximala humerusfrakturer förväntas vara tre gånger fler år 2030 jämfört med idag (C. Handford, 2015). Riskfaktorer för proximala humerusfrakturer är dålig balans, försämrad syn, kognitiva nedsättningar, neuromuskulära sjukdomar och berusning (Twiss, 2015).

Den vanligaste skademekanismen hos äldre individer är ett fall från samma plan. Det kallas lågenergitrauma. Motsatsen är ett högenergitrauma som i främsta hand drabbar yngre personer som utövat någon form av sport, till exempel skidåkning (U. Lindgren, 2007). Symptomen för en proximal humerusfraktur är smärta, svullnad och lokal ömhet med rörelseinskränkning (P-O. Josefsson, 2012).

#### 2.5.1 BEHANDLING

När ett beslut ska tas om behandlingen ska innefatta operation eller inte måste hänsyn till patientens funktionella behov tas. En yngre patient har naturligtvis högre funktionskrav än äldre (Twiss, 2015). En yngre patient som endast får viss funktion tillbaka ses som ett mindre tillfredställande resultat medan en äldre som

## Kapitel 2. Bakgrund

har samma eller ännu sämre funktion ändå kan betraktas som ett gott resultat. Även om en äldre person får försämrad funktion kan alltså utgången och livskvaliteten ses som acceptabel. Andra faktorer att ta hänsyn till förutom ålder är patientens mentala status, eventuell osteoporos, rehabiliteringsmöjligheter, benkvalitet, livsstil och övriga sjukdomar (Twiss, 2015) (G. Tsikandylakis, 2014). Det finns endast ett fåtal absoluta indikationer för kirurgi, till exempel öppna frakturer, högenergiskador hos yngre, eller frakturluxation hos äldre (benet har lossnat från leden) (G. Tsikandylakis, 2014). Luxationer, och även ledbandsskador är generellt sett ovanliga hos äldre eftersom skelettet oftast är den svagaste länken (U. Lindgren, 2007). I alla andra fall föredras operation endast om bättre funktionellt resultat förväntas än vid icke-operativ behandling (G. Tsikandylakis, 2014).

Utredningen består i att göra en klinisk undersökning av axeln och röntga patienten. Vid behov görs även en CT-undersökning för att ytterligare kartlägga frakturen. De flesta frakturer är stabila och minimalt dislokerade och kan därför behandlas med endast en slynga i 7-10 dagar. I sådant fall behöver patienten inte kontrolleras på ortopedmottagningen utan kan följas upp inom primärvården. Vid akutbesöket utfärdas en remiss till Ortopedklinikens sjukgymnastavdelning dit patienten kallas 7-10 dagar efter skadetillfället. Där sker en klinisk kontroll och avvecklande av bandaget. Patienten informeras om vilolägen, avlastad rörelseträning och förses med träningsprogram. Därefter hänvisas patienten till primärvården för fortsatt uppföljning. Om frakturen är minimalt dislokerad men dislokation befaras ska återbesök till trauma- eller axelmottagning för kontroll med röntgen ske efter 7-10 dagar. I samband med återbesöket ska patienten även till sjukgymnast för kontroll. En isolerad tuberculum majusfraktur (se figur 2.10) som är odisklokerad behandlas på samma sätt som ovan och röntgenkontroll efter 7-10 dagar bör alltid genomföras. Här krävs en större försiktighet vid rörelseträningens början, framför allt ska belastad abduktion undvikas de första 4-6 veckorna. Om frakturen bedöms vara instabil blir det förlängd immobilisering. (P-O. Josefsson, 2012)

Hur frakturen ser ut beror på riktningen i vilken stöten mot humerus inträffar, kvaliteten hos benet i proximala humerus och hur mjukvävnaderna dras isär. Målet med en behandling ska alltid vara att minimera smärta och maximera funktion. Att uppnå det målet är av största vikt oberoende av om behandlingen innefattar kirurgiska ingrepp eller inte. Äldre patienter har generellt sätt sämre prognos att få tillbaka tidigare funktion i axeln. Det beror på deras skörhet, kognitiva brister, osteoporos, muskelskador och dåliga rehabiliteringspotential (Twiss, 2015).

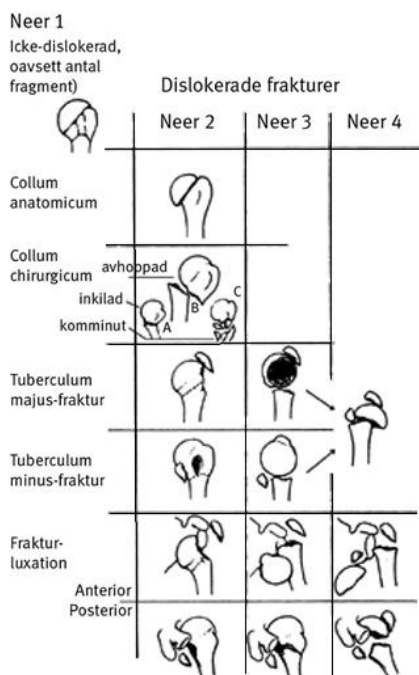
## Kapitel 2. Bakgrund

Så gott som normal funktion kan endast uppnås efter enkla skador på proximala humerus. I annat fall gäller det att försöka hitta den behandling som kan ge så stor rörelseförmåga tillbaka som möjligt (Twiss, 2015). Att inte operera leder i många fall till stora deformiteter och felställningar vilket i sin tur bidrar till försämrad funktion i axeln. Samtidigt för kirurgiska ingrepp med sig andra typer av komplikationer, till exempel kan det leda till frakturhaveri (Twiss, 2015). Fördelarna med att inte operera är att patienten slipper narkos och behöver i de flesta fall inte heller bli inlagda. Det minskar riskerna för infektioner dels relaterade till vistelsen på sjukhuset och dels kopplat till det kirurgiska ingreppet (C. Handford, 2015). Komplikationer efter en icke-operativ behandling innefattas av osteonekros (benvävnadsdöd till följd av bristande blodförsörjning), nonunion (frakturen läker inte), stelhet eller dysfunktion i musklerna kring proximala humerus. Riskfaktorer för komplikationer är bland annat hög ålder, osteoporos, andra sjukdomar, komplicerade frakturer och mjukvävnadsskador (Twiss, 2015). Majoriteten av alla proximala humerusfrakturer är lite eller inte alls dislokerade och kan därför behandlas icke-kirurgiskt med goda resultat (P. Olerud A. A., 2011).

### 2.5.2 KLASSIFICERING

Frakturerna kan klassificeras på olika sätt och det finns en rad olika system för att göra det. Klassificeringen måste genomföras så att lämplig behandlingsmetod ska kunna väljas utifrån den. Den traditionellt mest använda klassificeringen är 4-segmentsklassifikationen enligt Neer, se figur 2.10. Den tar bland annat hänsyn till antal dislokerade segment. De fyra segmenten är ledkulan (caput humeri), tuberculum majus och minus samt humerusskaftet. Segmenten består både av ben och muskelfästen (G. Tsikandylakis, 2014). För att ett fragment ska betraktas som separat ska det vara förskjutet mer än 1 cm eller roterat minst 45 grader (A. Ekelund, 2010).

## Kapitel 2. Bakgrund



**Figur 2.10.** Bilden visar klassificeringssystemet av proximala humerusfrakturer enligt Neer (G. Tsikandylakis, 2014).

Om benbitarna fortfarande ligger ihop är det en odislokerad fraktur, eller Neer 1. De behandlas ofta utan kirurgi. Behandlingen består då av en kort immobiliseringsperiod följt av sjukgymnastik. Axeln brukar immobiliseras under ungefär en veckas tid. Vid instabila frakturer kan ett axelförband användas. Om smärtan tillåter kan rörelseträningen börja så tidigt som möjligt (G. Tsikandylakis, 2014). Det är extra viktigt att äldre patienter mobiliseras så tidigt som möjligt eftersom det minskar risken för medicinska komplikationer. Även försämrad ADL-funktion (Activities of Daily Life) försämras vid för lång immobilisering (U. Lindgren, 2007). Total immobilisering bör inte vara längre än under de första 7-10 dagarna, därefter bör mobiliseringen öka successivt. Att ha armen stilla alltför länge kan öka smärtan och i slutändan leda till minskad funktion och rörlighet (Twiss, 2015). Efter en vecka görs en ny slätröntgen och om sekundär dislokation kan uteslutas, mobiliseras patienten successivt med hjälp av sjukgymnast tills frakturen har läkt efter 4-6 veckor. Äldre patienter med Neer 2 (och även vissa Neer 3 och Neer 4) kan också i många fall behandlas icke-operativt med tillfredställande resultat (G. Tsikandylakis, 2014). Behandlingen av dislokerade frakturer är fortfarande kontroversiell, särskilt hos äldre osteoporotiska patienter (Olerud, 2012).

## Kapitel 2. Bakgrund

Neer 4 står för ungefär 3% av alla proximala humerusfrakturer och anses vara den som är svårast att behandla med gott resultat. En icke-kirurgisk behandling är ett enkelt och säkert alternativ och tillräckligt goda resultat har rapporterats. I behandlingen ingår immobilisering och sjukgymnastik. Olerud et al har genomfört studier som jämför en kirurgisk med en icke-kirurgisk behandling hos äldre patienter för olika typer av proximala humerusfrakturer. Vid 4-segmentsfrakturer visade det sig att efter två år var livskvaliteten högre för de patienter som hade genomgått operation jämfört med de som fått en behandling som inte innefattade operation. Den största fördelen med operationen var att smärtan blev lägre. Slutsatsen kunde dras att om patienten var stark och hade höga framtida funktionskrav var en operation det bästa alternativet. Dock endast om en tillräckligt skicklig kirurg fanns tillgänglig och kunde verkställa ingreppet eftersom resultatet är mycket beroende på hur väl det kirurgiska arbetet utförs. Om patienten däremot var skör och inte hade höga funktionskrav kunde en icke-operativ behandling vara ett tillräckligt bra alternativ (P. Olerud A. A., 2011).

Av alla proximala humerusfrakturer är ungefär 10% i tre fragment, det vill säga Neer 3. Att operera en yngre patient vid en Neer 3-fraktur är ett självklart beslut. Däremot är det mer omtvistat huruvida behandlingen av äldre ska innefatta kirurgi eller inte. För äldre bensköra personer med den här typen av skada finns det inte mycket evidensbaserat material som visar på vilken som är den optimala behandlingsmetoden. Moderna implantat med bättre fäste i osteoporotiska ben har ökat frekvensen av kirurgiska behandlingar. Däremot kvarstår komplikationer relaterade till implantat eller själva ingreppet i sig. Även i detta fall är en konservativ behandling ett säkrare sätt och har gett rapporter som visar på tillfredställande resultat. Ytterligare en studie av Olerud et al har gjorts som jämför kirurgisk med icke-kirurgisk behandling hos Neer 3-frakturer. Studien visade att de som genomgick en operation hade större axelfunktion och högre livskvalitet två år efter skadan. Däremot drabbades 13% av svåra komplikationer som krävde en omfattande reoperation. 17% fick mindre komplikationer som behövde åtgärdas med mindre ingrepp. Oavsett behandlingsmetod ledde skadorna i samtliga fall till betydande funktionsnedsättningar i axeln och hade negativ effekt på patienternas livskvalitet. Även i den här studien blev slutsatsen att de allra äldsta och sköraste patienterna fick tillräckligt med funktion efter en konservativ behandling. Rörelseomfånget var mindre än efter en operation, men eftersom det finns risk att patienterna behöver genomgå mer än en operation är det mindre befogat att operera de svagaste patienterna (P. Olerud L. A., 2011).

## Kapitel 2. Bakgrund

### 2.5.3 FRAKTURBANDAGE

Vid proximala humerus finns en mängd deformerande krafter vilket gör det svårt att kontrollera benen proximalt om frakturen även med yttre hjälpmedel. En vanlig slynga kan användas som immobiliseringsmetod för alla typer av proximala humerusfrakturer som inte opereras. Slyngan avlastar axeln från överarmens egentygnd och kan därför fungera som en inledande smärtlindring. Det kan vara svårt att hålla smärtan under kontroll den första tiden efter skadan har inträffat. Slynga och analgetika brukas ges till patienten, vilket till viss del minskar smärtupplevelsen (Twiss, 2015).

Ett frakturbandage, eller en plastortos (kan även benämnas funktionellt bandage) består oftast av ett plastmaterial. Det hålls ihop med kardborrband eller spännen och kan tas av och på, se figur 2.11. Syftet med ortosen är att komprimera mjukdelarna runt ett benbrott och då förhindras förkortning i frakturen. Strukturen motverkar även felställningar. Skillnaden mot en gipsbehandling är att den skadade extremiteten där immobiliseras, medan ett frakturbandage endast stödjer benet och dess omgivande muskulatur och tillåter på så sätt en större grad av rörlighet och aktiveringsmöjligheter (U. Lindgren, 2007).



**Figur 2.11.** Bilden visar en Humerus Comfort som är en ortos för humerusfrakturer som är den del av sortimentet på NordiCare.

De flesta proximala humerusfrakturer kan behandlas konservativt med fokus på tidig mobilisering. Patienten ges ett axelbandage direkt med syfte att lindra smärtorna. Patienten får instruktioner om att det är viktigt att redan från början röra på hand och fingrar för det minskar svullnaden. Vid de fall frakturen är i ett bra läge kan rörelseträningen påbörjas redan efter en vecka, i vissa fall till och med omedelbart. Frakturen går genom spongöst ben och därför läker den i regel snabbt. Efter en dryg månad brukar den vara stabiliserad. Rörligheten tar däremot längre tid att få tillbaka (U. Lindgren, 2007).

### 2.5.4 OSTEOPOROS OCH FRAKTURER

Osteoporos försvårar kirurgiska ingrepp. Med minskad benmineraldensitet är det lättare att en fixering lossnar. Osteoporos kan också försvåra läkningen av

## Kapitel 2. Bakgrund

frakturen vilket kan påverka framtida axelfunktion. Vid avsaknad av komplikationer kommer de flesta som har lidit av en enkel och stabil fraktur att få en funktionell och smärtfri axel. Under de första 6 månaderna sker den största återkomsten av funktion, men förbättringar kan sker upp till två år efter olyckan. De flesta patienter kan uppleva smärta vid intensiva aktiviteter och rörelser, men sysslor som rör vardagslivet besväras i regel inte patienten efter att läkningen är fullbordad (Twiss, 2015).

I dagsläget finns inga standardiserade behandlingsprotokoll för äldre, osteoporotiska patienter som har drabbats av en proximal humerusfraktur. Det beror på svårigheterna i att göra en korrekt klinisk bedömning av skadan och att klassificera frakturen. Det finns mycket kvar att forska på och det finns inte mycket evidensbaserat när det kommer till behandlingar och vilka resultat de ger, när operation behövs och vilken typ av kirurgisk metod som bör användas. Många studier är pågående, men det finns fortfarande en stor osäkerhet inom området (Twiss, 2015).

### 2.6 REAKTIONSKRAFTER I HUMEROSKAPULARLEDEN

De krafter som överförs i ledytan på grund av armens egen tyngd, pålagda yttre krafter eller krafter som uppstår till följd av muskelkontraktioner motverkas av reaktionskrafterna. Eftersom humeroskapularledens stabilitet är beroende av kompressionskrafter på humerus ledhuvud in i ledhålan, är reaktionskrafter en viktig aspekt av axelns biomekanik (M. Apreleva, 2000).

Att bestämma reaktionskrafterna i en led är essentiellt bland annat för att kunna förbättra modeller, göra kliniska funktionstester, använda resultaten inom sjukgymnastik och ge relevanta råd till patienter. De reaktionskrafter som har tagits fram med hjälp av muskuloskeletal modeller i en mängd olika studier har gett väldigt varierande resultat. Osäkerheterna kan förklaras genom den stora mängd muskler som finns och samverkar i området och den komplexa axelgeometrin (G. Bergmann, 2011).

Det har genomförts en rad olika studier som har undersökt krafterna som överförs runt humeroskapularleden och olika metoder har använts. Bland annat har EMG-mätningar, matematiska beräkningar och 2D- eller 3D modeller använts. De olika metoderna har resulterat i uppskattningar av reaktionskrafterna som varierar mellan 50%-90% av kroppsvikten i en maximal abduktion (runt 90°). Mätningarna har i de flesta fall syftat till statiska positioner hos leden, men även dynamiska studier har implementerats (M. Apreleva, 2000).



## Kapitel 2. Bakgrund

Ett experiment av Apreleva et al visade att reaktionskrafterna i humeroskapularleden ökade genom hela abduktionsrörelsen och var som störst vid 90° abduktion. Det är svårt att jämföra resultaten från olika experiment då olika uppställningar och antaganden har gjorts, men eftersom många värden ligger inom samma storleksordning kan ändå slutsatsen dras att humeroskapularleden utsätts för relativt höga reaktionskrafter under dagliga aktiviteter, särskilt vid full abduktion av armen (M. Apreleva, 2000).

En rad olika undersökningar av reaktionskrafterna i humeroskapularleden har gjorts in vitro eller med hjälp av olika muskuloskeletal modeller. Det finns även exempel på försök in vivo där särskilda implantat har använts för att kunna mäta reaktionskrafterna i leden. Problemet med den här typen av analyser är att de är i högsta grad invasiva och det är därför svårt att göra mätningar på tillräckligt många olika individer. Ett försök av Westerhoff et al har genomförts där fyra patienter fick ett implantat inopererat i axeln och därefter gjordes tester där olika dagliga aktiviteter utfördes för att se hur krafterna i leden varierar med olika rörelser. Patienterna led av artros och behövde på grund av det ändå en ny led. Till exempel studerades reaktionskrafterna då de kammade sitt hår, styrde en ratt, lyfte en tiokilosvikt lateralt och drack ur en kaffekopp. Fram tills dess var detta det första experimentet i sitt slag (P. Westerhoff, 2009).

Resultatet av studien visade att belastningarna på humeroskapularleden kan uppnå krafter större än kroppsvikten och det sker många gånger under dagliga aktiviteter. En förenklad generell slutsats var att humeroskapularleden i genomsnitt påverkas av krafter i storleksordningen en tredjedel av de som uppkommer i knä- eller höftleden. På grund av den begränsade statistiken från testerna då endast ett fåtal patienter (det vill säga fyra stycken) deltog i studien är det svårt att dra några avgörande slutsatser, men däremot kan resultaten användas för att förbättra modeller. De kan även användas av sjukgymnaster och patienter för att se vilka rörelser som bör undvikas kort efter implantation eller fraktur (P. Westerhoff, 2009).

Då aktiviteterna som testades i ovan nämnda försök inte alltid hade ett väldefinierat rörelsemönster, gjordes senare ett nytt experiment av Bergmann et al som undersökte reaktionskrafterna i humeroskapularleden vid flexion framåt och abduktion. Det tidigare testet gav också stora variationer i resultaten från person till person, vilket var ytterligare en anledning till att nya tester genomfördes. Samma typ av implantat användes på sex försökspersoner. Framåtflexion i långsamt tempo utan extern vikt gav i genomsnitt krafter på 73% av kroppsvikten (variation mellan 55-87%). Vid abduktion utan vikt blev motsvarande resultat

## Kapitel 2. Bakgrund

81% av kroppsvikten, alltså något högre än för flexion. Dock gav abduktion med spridda resultat som varierade mellan individerna på 46-115% av kroppsvikten. Det visade sig att riktningen på krafterna som verkar på ledkulan är konstant i olika individer och för olika rörelser (G. Bergmann, 2011).

### 2.7 VILOPOSITION HOS LEDER

Det finns något som kallas "loose packed position" som är ledens viloläge. I denna position är ligamenten i ledkapseln som mest avslappnade. Vävnaderna i leden utsätts även för lägre spänningar än i andra positioner. Vilopositionen för en led brukar anses ligga i mitten av hela ledrörelsen och för humeroskapularleden brukar man säga att den uppnås vid 55°-70° axelabduktion i skapulas plan och då är ledhuvudet centrerat i ledhålan. Att hålla en led i dess viloposition kan ibland användas som behandling vid ledsmärta eller inflammation (A-T. Hsu, 2002). I vilopositionen är det lättare för leden att smörjas och då minskar friktionskrafterna över ledytorna (D. L. Hart, 1985).

Att bestämma vilopositionen kan göras på olika sätt. Det finns svårigheter i att kliniskt mäta hur avslappnad leden är eftersom ledrörelserna är så komplicerade, men också för att det är svårt att fixera skapula samtidigt som mätningarna görs. Undersökningar har visat att de mekaniska egenskaperna hos humeroskapularleden är lägesberoende. Olika områden i ledkapseln belastas vid olika positioner (A-T. Hsu, 2002).

Studier gjorda av Debski et al har visat att vilopositionen ligger någonstans mellan 30° och 60° graders abduktion med humerus i ett neutral rotation. För att mer exakt bestämma vilopositionen hos humeroskapularleden krävs kliniska studier på levande objekt. Men det är svårt att få konsekventa krafter och att genomföra noninvasiva mätningar vid kliniska försök. Därför genomförde Hsu et al tester på kadaver för att ta reda på vilopositionen. De ville undersöka storleksordningarna hos förflyttningen av humerus ledkula både anterior och posterior vid olika abduktionsvinklar i humeroskapularleden. Genom att sätta upp kadaverproven i ett speciellt materialtestsystem kunde rörligheten i humeroskapularleden mätas i positionerna 0°, 30°, 40°, 50°, 60° i och maximala abduktionsvinkeln. Vinkeln i humeroskapularleden definieras som vinkeln mellan skapula och humerus. Resultaten från studien indikerade att förflyttningarna av humerus ledhuvud både anterior och posterior och rotationen hos humeroskapularleden nådde som högst i intervallet 30°-50° abduktion. Vilopositionen definierades som när just de här värdena blev som störst och i genomsnitt hamnade siffran på 39° abduktion i skapulaplanet. Resultaten visade även att det inte verkar finnas något fixt läge för vilopositionen utan att den

## Kapitel 2. Bakgrund

varierar beroende på var maximal vinkel för abduktion hos en individ är. Ett exempel på en begränsning med Hsu's studie är att de aktiva och passiva egenskaperna hos rotatorkuffen, som till stor del bidrar till axelstabiliteten, saknas (A-T. Hsu, 2002).

En annan studie av Lin et al genomfördes för att ta reda på vilopositionen in vivo. Testerna genomfördes på friska objekt där kinematisk information samlades in med hjälp av ett elektromagnetiskt 3D-system. Tre sensorer användes för att följa rörelserna och positionerna hos thorax, skapula och humerus. Mätningarna utfördes på samma vinklar som kadavertestet som utfördes av Hsu et al och innefattade både translation- och rotationsrörelser. Resultatet blev att vilopositionen för translation var 24° abduktion och för rotation 50°. Resultaten för vilopositionen vid olika typer av rörelse överensstämde alltså inte. Även här verkade det som att det finns individuella skillnader i vilopositionerna (H-T. Lin, 2007).

### 2.8 OPENSIM

I detta examensarbete användes programmet OpenSim för att göra de biomekaniska beräkningarna. Programmet används för att modellera och simulera rörelse. OpenSim används inom en rad olika områden, till exempel rehabilitering, ortopedi, robotik, ergonomi och prestation. Programmet kan bland annat användas för att bestämma hur mycket muskelkraft som krävs vid en viss typ av rörelse, hur kan längden på en muskel ändras efter en operation, hur ändrar ett kirurgiskt ingrepp kraftutvecklingen i en led, simulera människolika robotar, beskriva mekaniken bakom whiplashskador, olika musklers bidrag till rörelse vid löpning.

#### 2.8.1 VERKTYGET STATIC OPTIMIZATION I OPENSIM

I OpenSim finns ett verktyg som kallas Static Optimization som fungerar så att det tar varje ledmoment och utifrån dem beräknar individuella muskelkrafter i varje tidsögonblick. Muskelkrafterna fås genom att mjukvaran minimerar summan av muskelaktiveringarna i kvadrat. I programmet finns även möjligheten att välja en annan koefficient än just två (Lund, 2015). Kriteriet som används beskriver den fysiologiska synvinkeln över distribution av muskelkrafter (S. Heintz, 2006). Det är enkelt att förstå att om koefficienten är större än ett kommer ekvationerna att bli icke-linjära vilket innebär att det kommer behövas tidskrävande numeriska metoder för att lösa ekvationerna, vilket kan bli ett problem. Ytterligare ett problem med att använda ett polynomiskt kriterium är att det inte är självklart vilken exponent som ska användas. Experiment har visat att om  $k \approx 100$  ger det goda resultat som överensstämmer bra med verkligheten, det vill säga ger resultat som är fysiologiskt korrekta (J. Rasmussen, 2001).

## Kapitel 2. Bakgrund

Som input till programmet för att det ska kunna lösa problemet krävs en fil som beskriver rörelsen. I det här projektet är det ingen rörelse utan olika statiska positioner som hålls under en kort tidsperiod med ett visst antal mätpunkter. Sedan krävs det också en modell i form av en OSIM-fil och det är i det här fallet en dynamisk modell av övre extremiteten som har använts (Saul KR, 2014). Läs mer om modellen i kapitel 2.10. Externa krafter kan inkluderas i beräkningarna, men det är frivilligt. Den inställningen kan till exempel användas om det är meningen att simulera att modellen håller något i handen eller liknande. Den sista inputen är en aktiveringskoefficient som beskriver hur lösningen ska tas fram. Som standardvärde är exponenten två, vilket innebär att programmet tar summan av muskelaktiveringarna i kvadrat för att beräkna muskelkrafterna (Lund, 2015).

Som output fås en storage-fil som innehåller beskrivningen av muskelaktiveringar och en som beskriver storleken på muskelkrafterna vid olika tidsögonblick (Lund, 2015).

Rörelserna hos modellen definieras av generaliserade positioner, hastigheter och accelerationer. Verktøget som genomför en statisk optimering använder en känd rörelse för att lösa rörelseekvationerna för de okända generaliserade krafterna, till exempel vridmoment i en led (Lund, 2015).

### 2.8.2 VERKTYGET JOINT REACTION I OPENSIM

Joint Reaction är ett verktyg i OpenSim som används för att beräkna reaktionskrafterna i en led hos modellen. Verktøget beräknar både resulterande krafter och moment som överförs mellan på varandra följande kroppar som ett reaktion av de krafter som verkar på modellen. För varje led beräknas reaktionskraften som de krafter och moment som krävs för att motverka rörelsen hos modellen i leden som om leden inte fanns. Reaktionskraften verkar i centret av leden på båda kropparna som tillsammans bildar leden (Hicks, 2013).

För att använda verktyget behövs input i form av lederna av intresse som ska studeras och på vilka kroppar den motsvarande kraften verkar. Det krävs också att systemet får en fil med tidigare beräknade krafter från till exempel statisk optimering (Hicks, 2013).

Som output efter att har kört Joint Reaction-verktyget ger programmet en storage-fil som innehåller tidsstämplad data som beskriver tre kraft- och tre momentkomponenter som beskriver reaktionskrafterna i varje specificerad led. Namnet på varje kolumn med data beskriver hur kraften är pålagd och uttryckt. Namnet på krafterna har den generella formen:

`<joint name> on<body>in<frame>_<component>` (Hicks, 2013).

## Kapitel 2. Bakgrund

Matematiskt sett är det muskuloskeletala systemet ett redundanta kraftsystem. Det innebär att det är ett obestämbart system, ett system som har fler okända variabler än jämviktsekvationer. Resultatet av det är att det är omöjligt att få en unik lösning av muskelkrafter och reaktionskrafter i lederna vid varje position (Collins, 1981). Optimeringsteorier tros ge en god indikation över hur muskelkrafterna i många muskuloskeletala system fördelas (B. M. Nigg, 1999).

### 2.9 ANTROPOMETRI

Antropometri är en gren inom ergonomi som behandlar människans kroppsmått. Ordet antropometri kommer från grekiskans människa och mått. Syftet med antropometri är att vid utveckling av produkter kunna anpassa dem så att de fysiskt passar den tilltänkta användargruppen (S. Pheasant, 2006).

I samband med analys av insamlad antropometriska data används ofta begreppet percentiler, till exempel att en viss produkt har designats så att den passar en viss percentil. En kvinna i den 95:e percentilen innebär en kvinna som är längre än 95% av den valda kvinnliga populationen. En person av femtionde percentilen är av medellängd med avseende på vald population (S. Pheasant, 2006).

Vid jämförelser av antropometriska mått finns det oftast tydliga skillnader mellan män och kvinnor, i regel är männens medelvärden större. En stor utmaning i många länder är att befolkningen blir äldre. Det ställer höga krav på att produkter och arbetsplatser ska kunna anpassas även för äldre personer. Äldre har lägre medelvärde för längd och muskelstyrka, men vikten kan vara högre för grupper mellan 40-60 år och lägre för 70+ (S. Pheasant, 2006).

### 2.10 EMG

Nerver och muskelceller genererar bioelektriska signaler som en reaktion på elektrokemiska förändringar i och mellan celler. Om en nerv- eller muskelcell får ett tillräckligt starkt stimuli genererar cellen en aktionspotential. Aktionspotentialen uppstår genom att ett flöde av joner passerar cellmembranet och kan mätas med hjälp av intra- eller extracellulära elektroder. En cell som exciteras skapar en aktionspotential som kan överföras till närliggande celler via långa nervtrådar som kallas axon. När många celler aktiveras skapas ett elektriskt fält som ligger över den biologiska vävnaden. De här skillnaderna i elektriskt potential kan mätas på huden med hjälp av ytelektroder. Ett sätt att mäta cellernas respons på stimuli på detta sätt är EMG, eller elektromyografi (J. D. Enderle, 2012).

## Kapitel 2. Bakgrund

Biomedicinska signaler är ett samlingsnamn för insamlade signaler från något organ i kroppen som representerar en fysisk variabel. Signalen är oftast en funktion över tid och beskrivs utifrån amplitud, frekvens och fas. EMG-signaler är biomedicinska signaler som mäter elektriska spänningar som genererats i skelettmusklerna (M. Reaz, 2006).

EMG-signaler är komplicerade signaler som kontrolleras av nervsystemet och beror på musklernas anatomiska och fysiologiska egenskaper. Signalerna samlar på sig brus när de färdas genom olika typer av vävnader. Om signalerna mäts på huden kommer de detekterade signalerna bestå av signaler från olika muskelenheter som aktiverats samtidigt det brukar kallas att de olika signalerna växelverkar med varandra (M. Reaz, 2006).

Det finns olika typer av elektroder som kan användas för att mäta EMG-signaler från muskler i kroppen. Formen och storleken på de EMG-signaler som fås vid en mätning varierar beroende på elektrodernas elektriska egenskaper och var elektroderna placeras. Att använda sig av ytelektroder är noninvasivt och kräver en ordentlig behandling av ytan som elektroderna ska fästas på. Normalt sett består behandlingen av att huden spritas och efter det appliceras en liten mängd elektrolytpasta. Pastan bidrar till att minimera impedansen mellan elektrod och hud och på så sätt förbättras kvaliteten på EMG-signalerna. Den vanligaste typen av ytlig elektrod är cirkulära diskar som är ungefär 1 cm i diameter och är gjorda av silver eller platina. Det finns även invasiva elektroder som mäter muskelaktiviteten direkt i muskeln, men det är inget som har använts i detta projekt (J. D. Enderle, 2012). Vid användning av ytelektroder är signalen som registreras en sammansättning av alla aktionspotentialer som sker i underliggande muskelfibrer (M. Reaz, 2006). Elektrodens placering på muskeln påverkar i allra högsta grad resultatet. Riktlinjerna brukar vara att den perfekta placeringen är över mittlinjen av muskelns tjockaste del. Det är där signalens högsta amplitud kan mätas (deLuca, 1997).

Det finns några problem med att mäta EMG-signaler som påverkar noggrannheten hos dem. Det är bland annat förhållandet mellan signal och brus, det vill säga förhållandet mellan energin hos EMG-signalerna och energin hos det detekterade bruset i signalen. Brus brukar definieras som elektriska signaler som inte är en del av de önskade EMG-signalerna. Andra problem är till exempel förvrängning av signalen. Storleksordningen hos EMG-signaler är 0-10mV (+5 till -5) före förstärkning. De olika typer av elektriskt brus som kan påverka signalerna är inneboende brus i den elektriska utrustningen, omgivande brus, rörelseartefakter och instabil signal. All elektronik genererar brus varpå denna

## Kapitel 2. Bakgrund

typ av störning inte kan elimineras helt och hållet. Orsaken till det omgivande bruset är elektromagnetisk strålning och kan inte heller undvikas. Om rörelseartefakter har introducerats kommer det skapa oregelbundenheter i data. EMG-signaler har till naturen en slumpmässig amplitud och brus som uppkommer på grund av instabila signaler bör tas bort (M. Reaz, 2006).

Ett annat framträdande problem med EMG-mätningar är att det väldigt lätt uppstår interferens från andra närliggande muskler som påverkar signalen och gör att det blir svårt att tolka resultaten korrekt. Hos de flesta muskler är detektionsvolymen på elektroden mindre än muskelns volym. Därför kommer antalet detekterade aktionspotentialer vara lägre än det faktiska antalet i muskeln. Om elektrodytans storlek är fix är det enkelt att sluta sig till att det kommer leda till en mer uttalad effekt hos större muskler (deLuca, 1997).

EMG-signalen påverkas av yttre- och inre omständigheter. Yttre omständigheter handlar om elektrodernas struktur och placering vilket influerar signalen. Inre omständigheter består av antal aktiva muskelenheter, fibertyp, blodflöde, fiberdiameter och mängd vävnad mellan muskelns yta och elektroden (M. Reaz, 2006).

För att kunna jämföra resultat mellan olika studier behöver EMG-signalerna normaliseras. Det vanligaste sättet att generera en referensnivå på muskelaktiviteten som kan användas vid normaliseringen är så kallad maximum voluntary isometric contraction, MVIC. Det finns olika metoder att försöka uppnå MVIC men syftet är att mäta muskelaktiviteten i en muskel av intresse vid maximal isometrisk muskelkontraktion (C. Boettcher, 2008).

### 2.10.1 SAMBAND MELLAN MUSKELAKTIVITET OCH KRAFT

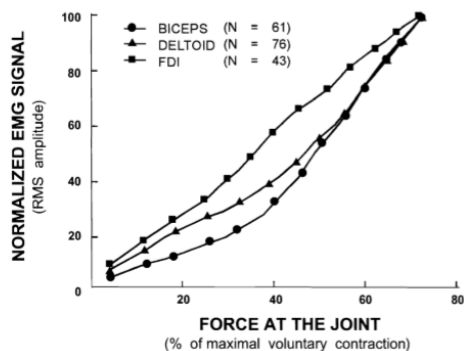
Det hade varit användbart med en enkel ekvation eller liknande som beskriver sambandet mellan kraft och EMG-signaler, men någon sådan existerar inte. Observationen att amplituden hos EMG-signalen generellt sett ökar som en respons på ökad muskelkraft eller kontraktionshastighet kan endast ge en indikation på vilket samband som råder mellan variablerna (deLuca, 1997).

Mätningar av muskelaktiviteten med hjälp av ytelektroder kan vid korrekt signalbehandling och hos vissa muskler ge en amplitud som är relaterad till hur mycket kraft som musklerna genererar. Men det vanligaste är att det inte finns något klart samband mellan EMG-signaler och muskelkraft. Det finns med andra ord inget linjärt samband. Den största anledningen till det är att resultat från en EMG-mätning beror på många fysiologiska, anatomiska och tekniska faktorer

## Kapitel 2. Bakgrund

(deLuca, 1997). Figur 3.3 visar på något form av samband, men det är uppenbart inte linjärt.

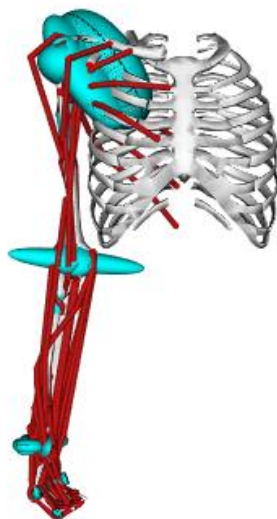
Om målet är att studera om en viss rörelse leder till högre muskelaktivitet än en annan kan svaret fås genom att studera EMG-signaler. Däremot är det inte möjligt att svara på exakt vilka storleksordningar på kraften som skiljer de båda rörelserna (deLuca, 1997).



**Figur 2.12.** Diagrammet visar på samband mellan den normaliserade EMG-signalen och muskelkontraktionen för tre olika muskler bland annat biceps och deltoideus (deLuca, 1997).

### 2.11 MODELLEN

I examensarbetet användes en modell skapad av Saul et al som till stor del bygger på en föregående modell av Holzbaur et al men är något uppdaterad (K.R. Holzbaur, 2005) (K.R. Saul, 2014). Se hur modellen ser ut i figur 2.13 nedan.



**Figur 2.13.** Bilden är från OpenSim och visar hur modellen av Saul et al ser ut.



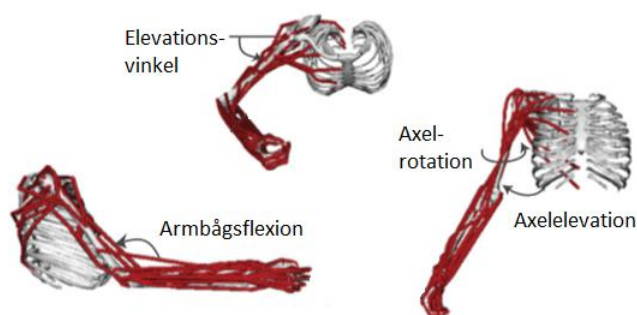
## Kapitel 2. Bakgrund

Datorbaserade modeller är välanvända för att utvärdera musklernas bidrag vid rörelse. Eftersom musklerna som är inblandade i en rörelse ofta är många, arrangerade i komplexa mönster och i vissa fall kan spänna över mer än en led kan det vara svårt eller till och med omöjligt att experimentellt bestämma hur varje enskild muskel bidrar till rörelsen. I datorbaserade simuleringar kan anatomisk information som rör storlek och disposition av muskler integreras med information om musklernas aktiveringsmönster. Det gör det möjligt för forskare att sammanfoga anatomisk information från databaser med en biomekanisk modell så att individuella muskler kan studeras vid rörelser (K.R. Saul, 2014).

Flera olika tillvägagångssätt och plattformar för mjukvaror har använts för att göra biomekaniska simuleringar av rörelse. Metoderna för att härleda inputs och beräkna dynamiska beteenden är konceptuellt sätt samma för de olika plattformarna och består av att inkludera vanliga modellerings- och simuleringskomponenter så som beskrivningar av ledkinematik, rörelseomfång, dämpning, passiva och aktiva kraftkällor, dynamiska motorer för att lösa rörelseekvationerna och numeriska integratorer. Trots likheterna i förfarandet skiljer sig de befintliga modellerna från varandra när det kommer till databaserade algoritmer och andra tekniska olikheter vilket kan påverka outputen i simuleringen (K.R. Saul, 2014).

De två vanligaste metoderna för att identifiera muskelaktivering som kan användas som input till simuleringsprogram är att experimentellt mäta EMG-signalerna eller så kan databaserade estimeringar göras. Tidigare fanns inga riktmärken för hur de olika metoderna kunde jämföras över olika plattformar, och därför var målet med publikationen av Saul et al att jämföra och utvärdera resultat från de olika sätten att bestämma input på och för att kunna genomföra det presenterades den dynamiska modellen av överkroppen som har använts i nuvarande examensarbete. Modellen implementerades i olika plattformar och resultaten jämfördes för att se vilka olikheter det fanns mellan de olika tillvägagångssätten (K.R. Saul, 2014).

Modellen som togs fram är designad så att den representerar de antropometriska måtten och kraftgenererande egenskaperna hos en vuxen man av den femtionde percentilen. Utgångsläget var modellen av Holzbaur et al men frihetsgraderna minskades från 12 till 7. Minskningen gjordes genom att positionera handen i en gripposition och även genom att fixera några frihetsgrader i fingrarna. Kinematik i lederna består av axelrotation, axelelevation, elevationsvinkel, armbågsflexion, pronation/supination i underarmen, flexion och rotation i handleden, se bild 2.14 nedan (K.R. Saul, 2014).



**Figur 2.14.** Översikt av kinematiken hos modellen; elevationsvinkel, armbågsflexion, axelrotation och axeelevation.

I studien adderades definitioner av tröghetsparametrar till modellens segment för att kunna användas till dynamiska studier. Tröghetsparametrar definierades för hand, radius, ulna, humerus, clavicula och skapula och baserade på tidigare publicerade beskrivningar av segmenten (K.R. Saul, 2014).

50 muskel- och senaktuatorer finns inkluderade i modellen och de representerar de 32 musklerna och muskelavdelningarna som fäster runt axel, armbåge och handled. Musklerna är modellerade med hjälp av Hill's muskelmodell, läs mer om den i kapitel 2.2.3.1. Musklerna representeras av multipla avdelningar i de fall där de består av mer än en sena. Kraftgenererande egenskaper hos var och en av musklerna är definierade. Parametrar som representerar optimal fiberlängd, maximal isometrisk kraft, pennationsvinkel (riktningen hos muskelfibrerna) och längden hos en avslappnas sena bestämdes explicit och skalades för att anpassas till modellen. Muskelvägar definierades av fasta eller rörliga punkter som representerar musklernas ursprungspunkt och fästpunkt och att muskeln glider över benet. Även begränsningar från underliggande ben och muskler fanns med i definitionen (K.R. Saul, 2014).

Skillnaderna mellan den dynamiska modellen och den tidigare av Holzbaur et al är framför allt att tröghetsparametrar för de relevanta segmenten har integrerats i modellen, nya momentbeskrivningar av clavicula och skapula har också gjorts. I den dynamiska modellen reflekteras parametrarna som beskriver maxkrafterna för musklerna av både muskelvolym och kapaciteten att generera moment i muskeln hos fem friska vuxna manliga testpersoner (K.R. Saul, 2014).

### 2.11.1 VALIDERING

En viktig aspekt inom biomekanisk modellering av människokroppens muskuloskeletala system är validering av modellerna. Biomekaniska modeller används som bekant för att muskelkrafter inte kan mätas rakt av. Samtidigt

## Kapitel 2. Bakgrund

behövs jämförelser mellan uppskattade och verkliga muskelkrafter för att kunna göra en validering. Konflikten mellan dessa två aspekter gör att validering av modeller är ett av de mest svårlösta problemen när det kommer till muskuloskeletala modeller. Jämförelser mellan muskelkrafter och EMG-signaler kan endast ses som en kvalitativ validering eftersom det egentligen inte ger någon information angående storleksordningarna eller exaktheten hos de antagna kraftnivåerna (J. Hicks, 2015) (Nikooyan, 2011).

Modellen av Holzbaur et al som har använts som grund för vidareutvecklingen av nuvarande modell har genomgått en form av validering. Momentarmar och maximal momentgenererande kapacitet för varje muskelgrupp jämfördes med experimentell data för att testa modellens exakthet. (K.R. Holzbaur, 2005)

Även i nuvarande examensarbete har en form av validering med hjälp av EMG-mätningar utförts. Läs med om det och vilka resultat det gav i kapitel 3.3 respektive 4.1.

### 2.12 NORDICARE

Examensarbetet genomförs i samarbete med NordiCare och därför är kommande kapitel en beskrivning av företaget och deras verksamhet.

NordiCare är ett svenskt företag som är branschledande inom medicintekniska produkter. Kundkretsen sträcker sig i hela Norden med kunder inom vård och rehabilitering. Visionen är att skapa produkter och lösningar som ger mervärde för deras kunder (NordiCare).

En av NordiCares starkaste drivkrafter är att utveckla lösningar för att förbättra hälsoekonomin. Att finna kostnadseffektiva lösningar för bättre och tidsbesparande vård är en stor utmaning och något som NordiCare jobbar för (NordiCare).

På företaget är produktutvecklingen en viktig del där funktion och användarvänlighet är centralt. Funktionella produkter i tilltalande design ska göra vardagen enklare för användare och yrkesutövare inom vården. Det är ett begrepp som de har valt att kalla för människonära design. Sortimentet på företaget är utvecklat med kunderna och deras behov i centrum (NordiCare).

Företaget bildades 2004 av Helena Peters och är ett helägt dotterbolag till design- och innovationsföretaget Carlia Consulting AB som också grundades av Helena 1994. I dagsläget har NordiCare drygt 2000 kunder som består av allt från

## Kapitel 2. Bakgrund

offentliga universitetssjukhus till privata vårdtagare i Norden. Sedan 2015 är NordiCare medlem i Swedish Medtech (NordiCare).

### 2.12.1 HUMERUS COMFORT

NordiCare har utvecklat den produkt som är central i examensarbetet och den heter Humerus Comfort, se figur 2.11. Humerus Comfort är en ortos som är framtagen för att användas på diafysära humerusfrakturer, det vill säga frakturer lokaliserade på humerusskaftet. Ortosen fungerar genom att den ger en cirkulär kompression av mjukdelarna och på så sätt stabiliserar frakturen. Samtidigt positioneras skulderleden. När frakturen stabiliseras sker en viss smärtlindring och därför kan Humerus Comfort appliceras så tidigt som möjligt efter traumat (NordiCare).

Genom sin utformning ska Humerus Comfort ge en bibehållen livskvalitet hos patienten eftersom den tillåter en stor funktionsförmåga jämfört med en traditionell immobiliserande behandling. Eftersom handled och armbågsled är fortsatt rörliga kan patienten vara aktiv i rehabiliteringen (NordiCare).

### 2.12.2 ABDU PLUS 30° ABDUKTIONSORTOS

Under projektets gång visade det sig att NordiCare redan har en kudde som kan användas för att få en abduktion i armen på 30°. Den heter ABDU PLUS 30° abduktionsortos och används för att avlasta arm och skuldra vid akuta skador eller postoperativt efter till exempel rekonstruktion av rotatorkuffen, se figur 2.15. Kudden är formad så att den passar mot höften och fästs med en rem runt midjan. Ortosen passar för både höger och vänster arm och finns i två storlekar. Storleken bestäms utifrån längden på patientens längdmått mellan armbåge till fingertoppar. Storlek S är för 28-38 cm och L för 37-48 cm. Materialet i ortosen är polyamid, polyuretanskum och bomull och den tål tvätt i 40° (NordiCare).



**Figur 2.15.** Bilden visar den befintliga abduktionsortosen, ABDU PLUS 30° som ingår i NordiCares sortiment.

## 3 METOD

Det här kapitlet beskriver de metoder som använts för att erhålla examensarbetets resultat. Kapitlet inleds med en beskrivning av aktionsforskning och bakgrundsinsamling. Därefter kommer delkapitel som handlar om EMG-mätningar, beräkningarna i OpenSim, produktutveckling och slutningen patienttesterna.

### 3.1 AKTIONSFORSKNING

I examensarbetet är metodiken som har använts en så kallad aktionsforskning. Syftet med ett sådant arbete är att förbättra något samtidigt som det studeras. Det är särskilt lämpligt för projektarbeten med problemlösande karaktär (M. Höst, 2006).

Aktionsforskningen kan delas upp i fyra olika steg:

- Planera - identifiera ett problem och dess orsaker
- Gör - föreslå och genomför förbättringar som löser problemet
- Studera - kontrollera om åtgärderna lett till förbättring
- Lär - om åtgärderna var lyckade ska den nya lösningen permanentas

Aktionsforskning inleds med en observation av en situation eller ett fenomen för att identifiera problemet som ska lösas (planera). Därefter ska ett förslag på en lösning tas fram och genomföras (gör). Utvärdering av lösningen är en viktig avslutande del där lösningen observeras i sitt sammanhang (studera). Utvärderingen ska analyseras och en reflektion över hur den fungerat bör göras (lär). Ofta är det en iterativ process där vissa steg upprepas igen till ett tillfredställande resultat nås. Men eftersom det i det här fallet är ett examensarbete med en begränsad tidsram kommer det endast vara en omgång. Dessutom kommer sista steget inte att ingå, att permanenta en lösning ligger utanför examensarbetets ramar (M. Höst, 2006).

### 3.2 BAKGRUNDSINSAMLING

Examensarbetet inleddes med en bakgrundssökning för att kunna skriva ett introduktionskapitel till rapporten. I introduktionen ingår bland annat beskrivningar av benvävnad, frakturläkning, ledbrusk, skelettmuskler, senor, lite anatomi, osteoporos och proximala humerusfrakturer. Kapitlet är till för att ge läsaren en inledande bakgrund till problemet och kanske även lite ny kunskap i ämnet.

### 3.3 VALIDERING AV MODELL MED EMG-TESTER

EMG-tester på en försöksperson genomfördes med syfte att validera OpenSim-modellen som använts i projektet. Tanken var att jämföra resultaten från de experimentella mätningarna med de som beräknats med hjälp av modellen för att se om modellen verkade ge rimliga muskelkrafter.

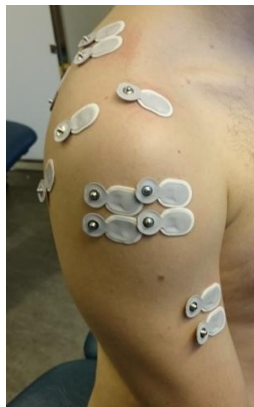
De fyra muskler som antogs bidra mest i de aktuella rörelserna och positionerna valdes ut. Det var trapezius, deltoideus medius, deltoideus anterior och biceps brachii. Samtliga muskler ligger tillräckligt ytligt för att mäta EMG-signaler ska kunna mätas med hjälp av ytliga elektroder. Om aktivitet från underliggande muskler hade varit av intresse hade man behövt använda nålelektoder för att mäta musklernas aktivitet, en mycket mer komplicerad och smärtsam procedur. Valet av muskler i undersökningen bekräftades av en sjukgymnast som även hjälpte till med placering av elektroderna och behandling av mätdata. Mätningarna gjordes samtidigt på de fyra musklerna på försökspersonens högra (dominanta) arm. Alla tester gjordes med sittande försöksperson men med varierande armpositioner och olika yttre belastning.

Utrustningen som användes var ME6000 MT-M6T16-0-10EN (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) både mjuk- och hårdvara. Elektroderna var av typen förförstärkta ytelektroder som heter pre-geled Neuroline 720 AMBU<sup>®</sup>. De är behandlade med silvernitratt som gör dem till bra elektriska ledare.

För varje muskel användes två elektroder på muskeln och en referenselektrod som placerades en bit bort från muskeln. Referenselektrodens funktion är att eliminera omgivande brus. De två elektroderna på varje muskel fästes med ungefär en centimeters avstånd. Tillsammans med referenselektroderna blev det totalt 12 elektroder på försökspersonens axel, arm och skuldra. Se elektrodernas placering i figur 3.1.

Innan elektroderna placerades ut förbereddes huden där de skulle fästas. Dels för att generera bättre fäste, men också få ut starkare signaler. Huden peelades lätt med ett sandpapper och spritades därefter innan elektroderna sattes på plats. Sedan kopplades elektroderna upp och mätningarna kunde påbörjas. Insamling av signalerna gjordes med frekvensen 1000 Hz, vilket är standard för den här typen av mätningar.

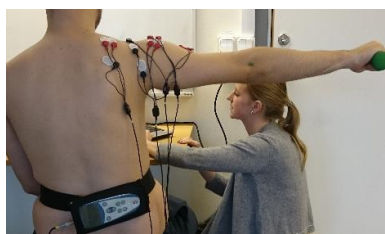
## Kapitel 3. Metod



**Figur 3.1.** Bilden visar testpersonens högra axel och arm med placeringen av elektroderna på musklerna trapezius, deltoideus medius, deltoideus anterior och biceps brachii. På varje muskel sitter två elektroder som mäter aktiviteten och en referenselektrod.

Första delen i försöken var att registrera vila hos musklerna och en viloperiod markerades i datorprogrammet som visade EMG-kurvorna. Därefter gjordes 90° abduktion, det vill säga armen rakt ut till sidan med olika tyngder i händerna och sedan även några andra positioner utan externa belastningar.

Vad som i fortsättningen kommer att benämnas försök 1 bestod av fyra olika uppställningar; utsträckt arm utan vikt, utsträckt arm med 0.45 kg i handen, utsträckt arm med 1 kg i handen och utsträckt arm med 3 kg i handen. Med utsträckt arm menas en abduktion på så nära 90° som möjligt. För varje uppställning markerades de uppmätta EMG-signalerna med markörer i form av flaggor i programmet så att de senare skulle kunna hittas för vidare analys. Markörerna placerades ut när rätt position hade intagits. Vid varje uppställning togs en bild av testpersonen bakifrån för att kontrollera så att vinkeln på armen var korrekt, se exempel på uppställning i figur 3.2.



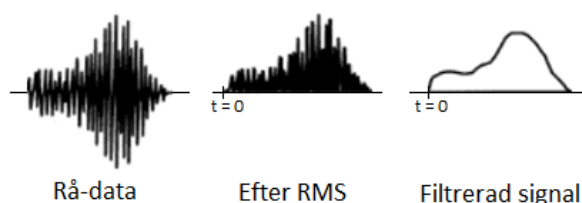
**Figur 3.2.** Bilden visar ett exempel på en uppställning från försök 1. Här håller försökspersonen armen rakt ut åt sidan med en extern vikt i handen. Samtidigt markeras tidpunkten i programmet så att resultaten från uppställningen kan hittas i mätdata och sedan genomgå vidare analys.

Andra delen kommer att benämnas försök 2 och bestod av att testa olika positioner med armen i en framåtrörelse med armbågsleden i 90°, se figur 4.5-4.8 i kapitel 4.1. Även här togs bilder på försökspersonen vid varje position för att i

efterhand kunna kontrollera vinklarna. Första positionen var med humerus parallellt med sidan av överkroppen och armbågsleden i 90°. Sedan ökades framåtrörelsen av överarmen successivt till tre nya positioner. Det blev alltså fyra olika positioner i denna delen av EMG-testerna.

### 3.4 ANALYS AV EMG-RESULTAT OCH JÄMFÖRELSE MED OPENSIM-MODELLEN

Resultaten som genereras från EMG-mätningar är i form av potentialskillnader orsakade av aktionspotentialer i musklerna och kallas i den här formen för rådata, se figur 3.3. Signalerna filtrerades först med ett bandpassfilter mellan 30 Hz och 400 Hz och sedan med ett notchfilter på 50 Hz för att plocka bort brus från elektrisk apparatur i lokalen. Därefter gjordes en RMS (Root Mean Square) det vill säga alla värden kvadrerades för att få en positiv signal. De slutgiltiga filerna innehöll därefter data redo för analys.



**Figur 3.3.** Exempel på hur rådata, det vill säga obehandlade EMG-signaler ser ut längst till vänster i bild. I mitten är en graf som visar hur signalen blir efter kvadrering av alla mätvärden (RMS) och till höger en graf som visar hur det slutligen kan se ut efter filtrering.

Alla behandlade mätresultat sammanställdes i ett Excel-dokument för att kunna jämföras. Sedan jämfördes de med resultaten från OpenSim där modellen utförde samma rörelser som testpersonen och med samma belastningar (läs mer om metodiken för att beräkna muskelkrafter i OpenSim i kapitel 3.5). Slutligen plottades värdet på muskelaktiviteten mätt i V tillsammans med muskelkrafterna i N.

Eftersom det inte finns något linjärt samband mellan muskelaktivitet som observerats med hjälp av EMG och kraften som musklerna producerar (läs mer om det i kapitel 2.10.1) är det svårt att göra kvalitativa jämförelser. Resultaten från EMG-mätningarna i nuvarande studie hade kunnat analyseras mer ingående om EMG-signalen hade normaliserats. För att kunna normalisera signalen måste den maximala aktiveringen av varje intressant muskel mätas. Det kallas maximal isometric voluntary contraction eller MVIC (C. Boettcher, 2008). Olyckligtvis fanns det inte tillräckligt med tid till att utföra försök som hade visat musklernas MVIC-värden. Om de bestämts hade EMG-signalen kunnat normaliseras och



förslagsvis jämförts med diagrammet i kapitel 2.10, figur 2.12. Men nu bestod jämförelsen mellan EMG-resultatet och muskelkraften från modellen endast av en överblick för att se om kurvorna följde samma mönster.

### 3.5 BERÄKNINGAR I OPENSIM

När modellen var validerad och verkade ge tillfredställande resultat var nästa steg att använda den för att beräkna reaktionskrafter i humeroskapularleden. Egentligen påbörjades en del av arbetet i OpenSim redan innan valideringen med EMG, men det var först efter den som de slutgiltiga beräkningarna genomfördes. I början lades mycket tid på att bara förstå vilka verktyg i OpenSim som skulle användas och vilken modell som var passande för de beräkningar som skulle genomföras. Modellen är något för omfattande, fler muskler än nödvändigt för detta projektarbetet är inkluderade, till exempel muskler i handen. Men det var ändå den modell som i största mån verkade uppfylla det som krävdes för att göra beräkningarna.

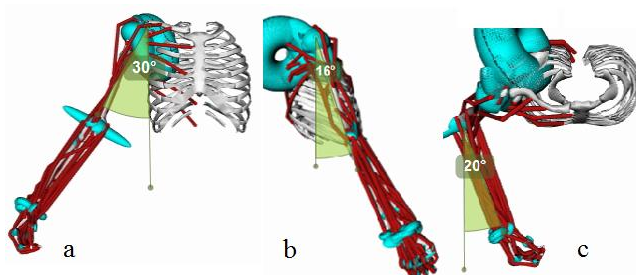
Målet med beräkningarna var att hitta en position som ger så låga reaktionskrafter i leden som möjligt. Att göra en fullständig optimering för att hitta den position som ger de allra lägsta reaktionskrafterna är givetvis genomförbar, men ansågs inte ligga inom tidsramen för detta projekt. Därför utgjordes metoden istället av att variera några vinklar och se vilka som gav lägst reaktionskrafter.

De vinklar som först varierades var axelelevation och elevationsvinkel, i OpenSim kallas de för "shoulder elevation" respektive "elevation angle", se figur 2.14. I fortsättningen kommer de mest benämnas med sina försvenskade namn, nämligen axelelevation och elevationsvinkel.

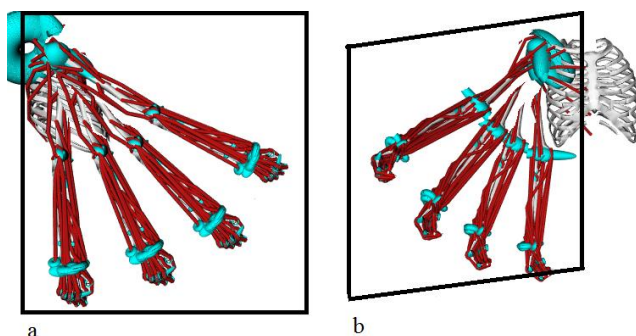
Det kan vid ett första försök vara svårt att förstå hur vinklarna i OpenSim ska tolkas. Axelelevation beskrivs som vinkeln mellan den horisontella axeln hos humerus och kroppen, se figur 3.4a. Elevationsvinkeln ställer in det plan i vilket elevationen av armen ska ske, figur 3.4b. Elevationsvinkeln kan beskrivas som orienteringen av det vertikala plan i vilket armen kan höjas relativt till frontalplanet, se figur 3.5a och 3.5b. Om elevationsvinkeln är  $90^\circ$  kan man tänka sig att ett plan rakt ut från bilden (om modellen i OpenSim ses rakt framifrån) har skapats i vilket armen kommer höjas eller sänkas beroende på hur elevationsvinkeln ställs in. Om elevationsvinkeln är  $90^\circ$  kan armen därmed bara röra sig i en rörelse framåt och bakåt och inte ut från sidan av kroppen. För att få armen i en rörelse rakt åt sidan måste elevationsvinkeln vara satt till  $0^\circ$ . En elevationsvinkel någonstans mittemellan  $0^\circ$  och  $90^\circ$  kommer göra det möjligt för modellen att höja armen snett fram och ut från kroppen. Rotationsvinkeln kan

## Kapitel 3. Metod

beskrivas som vinkeln mellan underarmen och sagittalplanet när axeln är i neutral elevationsvinkel och armbågsleden böjd i 90° flexion, se bild 3.4c.



**Figur 3.4a, 3.4b och 3.4c.** Bilderna beskriver hur vinklarna kan tolkas. Figur a beskriver axelelevationen, alltså vinkeln mellan humerus och överkropp om modellen som här ses framifrån. Figur b visar modellen från sidan. Här är elevationsvinkeln satt till 40°, men det är inte översättbart till att armen är 40° framåt, utan här istället 16°. En annan beskrivning av elevationsvinkeln ovanifrån ses i bild 4.16. Elevationsvinkeln ställer in det plan i vilket armen ska höjas eller sänkas. I bild c syns representationen av rotationsvinkeln.



**Figur 3.5a. och 3.5b.** Bilderna är ett försök att förklara det plan som armen eleveras i om elevationsvinkeln varierar. I figur a är elevationsvinkeln satt till 90° vilket motsvarar att det finns ett osynligt plan i vilket armen kan eleveras, här ritat som en grå ram. I figur a ses modellen från sidan, men framifrån sett hade planet gått rakt ut ur pappret. I figur b är elevationsvinkeln satt till 40° vilket innebär att det finns ett osynligt plan, som här är avbildat med en grå ram, snett ut från pappret om modellen som här ses framifrån. Armens rörelse upp eller ner kan endast ske i det planet om elevationsvinkeln hålls fix.

Eftersom det gärna ska vara praktiskt för patienten i vardagen att kunna hålla armen i en viss position så testades endast relativt små vinklar utifrån kroppen och inga extrem lägen åt något håll. Därefter testades även några små axelrotationer för att se hur det påverkade reaktionskrafterna. Se hur rotationsvinkeln kan beskrivas i figur 3.4c.

För varje vald position gjordes först en statisk optimering med hjälp av verktyget Static Optimization i OpenSim. Som input användes filer som beskrev ett antal på varandra följande tidpunkter, från 0 sekunder till 0.1 sekunder med 10 tidsintervall. Eftersom de inte skulle beskriva någon rörelse utan endast en statisk

## Kapitel 3. Metod

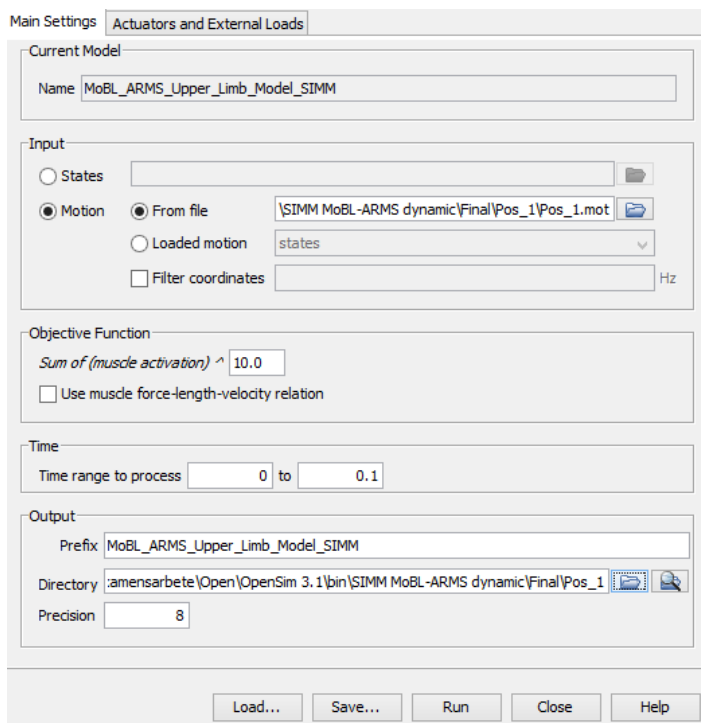
position utgjordes resten av filen av kolumner med de olika vinklarna som bibehölls under hela mättiden. Ett exempel på en fil som användes kan ses i appendix C. Filen är skriven i Notepad och består av en header samt spalter som beskriver positionen för modellens olika rörelsemönster i OpenSim.

Eftersom rörelsen, eller positionen i det här fallet skrevs manuellt och därför inte hade några plötsliga förändringar behövdes inputen inte filtreras, därför var rutan *Filter Coordinates* inte ikryssad. I kapitel 2.8 finns en beskrivning av hur OpenSim gör statisk optimering med hjälp av att minimera muskelaktiviteten upphöjt till en viss koefficient. Koefficienten som användes i det här fallet var så nära 100 som möjligt eftersom det i tidigare experiment har visat sig att det är en siffra som efterliknar människans fysiologi bra (J. Rasmussen, 2001). Det visade sig att 10 var det värde som gjorde beräkningarna i nuvarande examensarbete genomförbara, högre värden än så gav för många iterationer vilket innebar att programmet inte kunde finna någon lösning på problemet. Eftersom de valda situationerna endast var statiska så behövdes inte valet göras för att bestämma relationen mellan kraft-längd-hastighet för musklerna i modellen, i.e. *Use muscle force-length-velocity relation*, se figur 3.6.

Tiden för beräkningen bestäms automatiskt utifrån filen som laddas in men kan också ställas in manuellt. Här användes tidsintervallet 0-0.1 sekunder för alla beräkningar. Se i figur 3.6 nedan hur fönstret för Static Optimization ser ut och vilka inställningar som användes.

Vid försöken som skulle efterlikna testuppställningen för valideringen behövdes det även läggas till externa belastningar i handen som skulle föreställa hanteln som testpersonen höll i. Det görs under fliken *Actuators and External Loads* och laddas in i form av en xml-fil som beskriver lasten, var den verkar, dess storlek och riktning med mera. I de huvudsakliga beräkningarna för att bestämma en bra position med låga reaktionskrafter behövdes däremot inga yttre belastningar adderas.

## Kapitel 3. Metod



**Figur 3.6.** Bilden visar en skärmdump från verktyget för statisk optimering i OpenSim och några av de inställningar som användes för att göra beräkningarna.

Verktyget för statisk optimering ger som resultat muskelkrafterna för modellens samtliga muskler och den filen användes sedan som input för analys av reaktionskrafterna. Då valdes verktyget JointReaction där kraftsituationen beskrevs av resultatet från den statistiska optimeringen. Det som är viktigt när man använder analysverktyget är att exakt samma input används som för tidigare beräkningar, annars kommer den uppenbara konsekvensen bli att resultaten blir felaktiga. Därför laddades samma input in i analysverktyget som den som använts tidigare i för att beräkna muskelkrafterna.

Resultatet från JointReaction är en fil som beskriver reaktionskrafterna och momenten i olika kroppssegment. Krafter i tre riktningar,  $F_x$ ,  $F_y$  och  $F_z$  och moment i samma riktningar  $M_x$ ,  $M_y$  och  $M_z$  beräknas och lagras i filen. De enda som var intressanta i det här projektet var reaktionskrafterna från axelpartiet på humerus ledkula som är placerad i ledhålan. Om frakturen sitter på eller precis intill humerushuvudet borde det göra mindre ont för patienten om krafterna på det segmentet inte är alltför höga. Krafterna och momenten av intresse plottades som funktion av tiden.

## Kapitel 3. Metod

För varje vald position gjordes beräkningar av muskelkrafter och utifrån de resultaten togs reaktionskrafterna fram. Alla värden på reaktionskrafterna i axelleden plottades i ett diagram för att få en översikt över vilka positioner som ger lägst krafter i leden. De mest fördelaktiga positionerna för det här syftet modifierades sedan något så tillvida att en liten rotation i axelleden lades till för att se hur det påverkade kraftutvecklingen. Det gjordes i främsta hand för att se om det fungerar att välja en lite mer vardagsvänlig position för armen. Eftersom tanken är att patienten ska kunna använda underarmen och sin hand i vardagen skulle det vara mer optimalt om axeln hade en viss rotation så att det är möjligt att till exempel äta själv. Troligtvis gör det ont för patienter med en axelnära fraktur att rotera axeln och det är därför som målet var att hitta en fast vridning i axeln som kunde hållas under hela läkningsprocessen.

Även absolutbeloppen av reaktionskrafterna för de olika positionerna togs fram och plottades. Därefter bestämdes vilken position som hade lägst resultant och det var sedan den som var utgångspunkten för produktutvecklingen.

### 3.6 PRODUKTUTVECKLING

Första delen i produktutvecklingsfasen bestod av att bestämma vilka krav på produkten som kändes rimliga i ett tidigt skede. Kraven sammanfattades i en kravspecifikation. Se hela kravspecifikationen i Appendix A. Kraven delades upp i några relevanta kategorier; praktiska aspekter, bekvämlighet, läkning och design.

Vid produktutveckling måste axillarisnerven tas med i beräkningarna så till vida att ingenting får sitta för högt upp och in i armhålan eftersom nerven då kan komma i kläm och orsaka obehag.

För att produkten ska kunna sitta bra på alla måste det finnas olika storleksalternativ. Alla har ju olika kroppsmått vilket kommer påverka storleken på produkten. Inledningsvis skapades skisser för en storlek som passar en viss kroppstyp. Därefter är tanken att det i framtiden ska finnas några olika storleksalternativ.

#### 3.6.1 RITNINGAR I RHINOCEROS

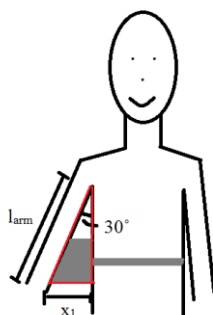
För att få en överskådlig bild av produkten skapades inledningsvis handritade skisser på produkten.

Vad som är viktigt med produkten är att den håller armen i rätt position så att den uppfyller sitt huvudsyfte. Den rätta positionen ansågs vara den som gav lägst reaktionskrafter i axelleden och den beräknades med hjälp av OpenSim. Det

## Kapitel 3. Metod

visade sig att den position som var mest optimal var 30° axeelevation, 40° elevationsvinkel och 10° axelrotation, se vinklarna i figur 4.16 i kapitel 4.2. För att veta vilka mått som krävdes för att den nya ortosen skulle hålla armen i korrekta vinklar krävdes några enkla trigonometriska beräkningar. Det behövdes egentligen tre olika uträkningar, en för varje vinkel.

Den första vinkeln som togs hänsyn till var 30° axeelevation (30° abduktion) ut från sidan av kroppen. Då behöver kudden ha en viss bredd för att få ut armen en tillräckligt lång sträcka så att vinkeln mellan humerus och överkroppens linje blir just 30°, se illustration i figur 3.7.

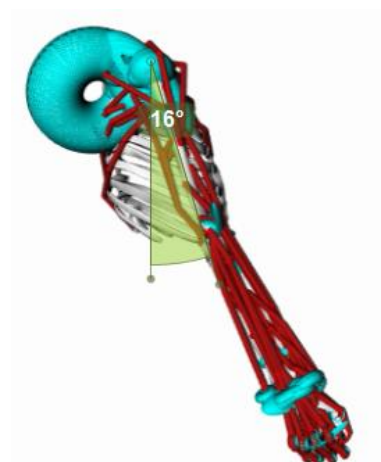


**Figur 3.7.** Illustration som beskriver utgångsläget vid beräkning av sträckan  $x_1$ . Det gråa partiet i bilden ska föreställa själva produkten som patienten har placerad mellan överarmen och kroppen. Bilden föreställer patienten sedd rakt framifrån.

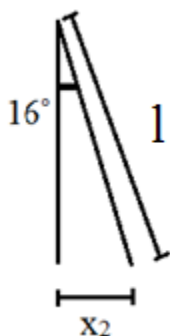
$$x_1 = \sin(30) \cdot l_{arm}$$

$x_1$  är den sträcka som beskriver hur bred produkten behöver vara för att armen ska hållas i en 30° abduktion och  $l_{arm}$  är längden på innerarmen, det vill säga sträckan från armhåla till armbåge.

Den andra beräkningen var den för att få armen i 40° elevationsvinkeln och då behövs förutom vinkeln även längden på överarmen, det vill säga från axel till armbåge. Längden på överarmen för den femtionde percentilen kvinnor är 34.1 cm och eftersom målgruppen är kvinnor användes det måttet (L. Hanson, 2009). Om elevationsvinkeln sätts till 40° och axeelevation till 30° blir framåtflexionen ungefär 16°, se bild 3.8. Se hur tankegången såg ut kring den andra beräkningen i figur 3.9.



**Figur 3.8.** Bilden visar OpenSim-modellen från sidan med elevationsvinkeln satt till 40° och axelelevationen 30°. Då är framåttflexionen 16°.

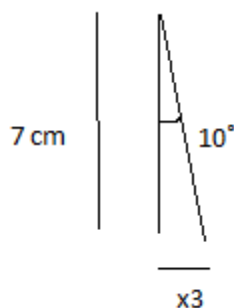


**Figur 3.9.** Bilden visar trigonometrin runt beräkningen som bestämde sträckan  $x_2$ .

$$x_2 = \sin(16) \cdot l$$

$x_2$  är den sträcka som beskriver hur lång sträcka prototypen måste föra fram armen för att uppnå rätt elevationsvinkel.  $l$  är längden på överarmen, det vill säga sträckan från axel till armbåge.

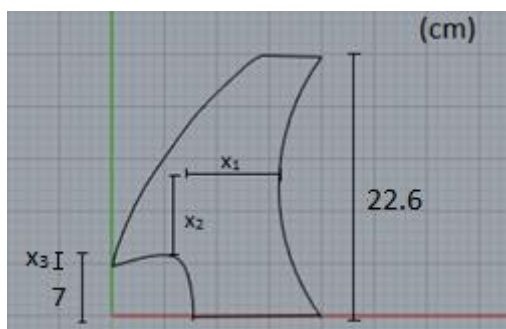
Slutligen gjordes en beräkning på att få axeln i en liten rotation. Beslut togs om att det skulle skapas en utformning på 7x7 centimeter där armen skulle ligga. Hade det varit raka kanter på den hade armen hållits i en icke-rotation, men nu krävdes det alltså en vridning på 10° medialt. Se figur 3.10 för en enklare illustration över vinklen och sträckorna till beräkning 3.



**Figur 3.10.** Ritningen visar hur beräkning 3 gjordes för att ta reda på hur mycket urgröpningen skulle vinklas för att få axeln i en liten rotation.

$$x_3 = \tan(10) \cdot 7 = 1.23 \text{ cm} \approx 1 \text{ cm}$$

För att läsaren lättare ska få en överblick över hur de beräknade sträckorna relaterar till ritningarna av prototypen kan figur 3.11 studeras.



**Figur 3.11.** Bilden beskriver ritningen av prototypens bottenplatta, sedd från ovan. Den här bilden visar en prototyp för högerarmen. Sträckan 22.6 cm är den del som är krökt för att passa mot patientens höft. Längden kommer från antropometriska data över kroppsdjupet hos kvinnor. Sträckan  $x_1$  är den sträcka som används för att få ut armen i en viss abduktionsvinkel och relaterar till den vinkel som i OpenSim heter axelelevation. Linjen som representerar sträckan  $x_2$  är det avstånd från patientens mittlinje och fram så att en vinkel framåt fås som i OpenSim heter elevationsvinkel. Sträckan  $x_3$  har att göra med rotationsvinkeln. Det är en yta på 7x7 cm som är tänkt som en skåra där överarmen kan vila. Om den hade haft räta vinklar hade det inte varit någon rotation alls, men nu är den lite vriden och hur mycket den är vriden bestäms av  $x_3$ . Observera att den här bilden inte är helt skalenlig utan endast en principskiss.

På sidan av kudden finns det en utformning som är tänkt att passa på sidan av patientens överkropp. För att veta hur lång den urgröpningen skulle vara användes antropometriska data över kroppsdjupet stående, se bild 3.12. Det måttet för kvinnor i den femtionde percentilen är 22.6 cm och var därför det som användes för att bestämma hur lång urgröpningen borde vara (L. Hanson, 2009).





**Figur 3.12.** Bilden visar vilket mått som beskriver kroppstjockleken,  $d$ , och som användes för att bestämma hur lång urgröpnigen i abduktionsortosen borde vara.

Programvaran som användes för att göra digitala 3D-skisser av produkten var Rhinoceros 5.0. De första färdiga ritningarna kan ses i figur 4.17 och 4.18 under kapitel 4.3. Den modellen av ortosen håller armen i rätt position och tar även hänsyn till den lilla rotationen i axelleden.

Efter konsultation med produktutvecklare på NordiCare kom några andra aspekter upp som var värda att ta hänsyn till. De nya synpunkterna ledde till att de första ritningarna fick slopas till fördel för en variant av modellen som är lättare att tillverka och att anpassa till olika patienter och behov. De slutgiltiga ritningarna som användes som grund för att ta fram en prototyp kan ses i figurerna 4.19-4.21.

### 3.6.2 TILLVERKNING AV PROTOTYP

Utgångsläget för att tillverka prototypen var att den skulle vara enkel att anpassa och att producera. Därför utgår prototypens design från en befintlig abduktionsortos som ingår i sortimentet hos NordiCare. Den ortosen heter ABDU PLUS 30° och är till för att hålla armen i en 30° abduktion vilket i det här projektet var en av de önskvärda vinklarna. Som ett komplement till ortosen gjordes en kilformad kudde vars syfte är att även få armen i den framåtflexion på 16° som ingick i den i den position som beräknats som mest lämplig. Rotationen blev svårare, men manuella mätningar med gradskiva visade sig att om ortosen placeras på patienten är rotationen ungefär 15° vilket bedömdes vara godkänt.

Abduktionsortosen fästs med en rem runt midjan för att hållas på plats. Som ett tillägg till den befintliga abduktionsortosen gjordes även två andra remmar. Med hjälp av den ena remmen kan brukaren vila armen i en 90° position om det känns skönt för brukaren. Den andra remmen kan fästas bakpå ortosen och sedan löpa fram och över armbågen för att ge en stabilare känsla och även hjälpa till att hålla

## Kapitel 3. Metod

armen intill ortosen. Alternativt kan den andra remmen också stötta underarmen om det behövs när patienten vill vila den i 90°

Den mindre kilformade kudden gjordes i samma material som ortosen och fästs med kardborrband. Den kan egentligen placeras var som helst eftersom kardborren fäster direkt på materialet. Syftet med det är att patienten kan flytta runt kilen lite beroende på vad som är bekvämt och hur situationen ser ut. Men för att vinklarna ska vara de som ortosen är tänkt att upprätthålla bör kilen placeras på korrekt plats.

Ortosen kan användas på höger eller vänster sida, den bara vänds upp och ner och bak och fram så anpassas den och fungerar oavsett vilken arm som är skadad. Kilen behöver också vändas för att kunna användas på båda sidorna. Då behöver kardborremsan flyttas så att den sitter på rätt sida. På prototypen är det möjligt att göra så, men på en produkt bör det finnas två varianter av kilen, en höger- och en vänsteranpassad.

För att göra det lättare att förstå var kilen bör placeras syddes några stygn i olika färger på ortosen och på kilen. När kilen sitter rätt är de gröna stygnen på killkudden placerade mot de gröna stygnen på ortosen. Prototypen fungerar då för vänster arm. Samma sak gäller för de rosa stygnen, men då är ortosen istället anpassad för höger arm.

En användarmanual till abduktionsortosen utformades. Den är tänkt att tillhöra produkten och är en guide till både utprovaren och användaren som beskriver hur produkten används. Läs användarmanualen i sin helhet i Appendix D.

### 3.6.3 MATERIAL

Eftersom ABDU PLUS 30° var utgångspunkten i tillverkningen av prototypen gjordes den tillhörande killkudden i samma material som ortosen. Fodralet till ortosen är gjort av polyamid som är en mycket stark syntetfiber som har god nötningshårdighet och är formstabil. Egenskaper som nötning och hållbarhet är i det här sammanhanget bra då det går att öppna och stänga med kardborre många gånger utan att trådarna slits sönder eller går av. Polyamid absorberar mycket lite vatten vilket är bra för den här typen av produkt eftersom den då inte upplevs som våta och svettiga utan istället torra mot huden. En annan bra egenskap hos polyamid är att det har bra tvättegenskaper och det krymper inte.

Innanför ortosens hölje finns polyuretanskum som är ett syntetiskt material som har liten massa och bra hållfasthet. Även polyuretanskummet tål tvätt.

### 3.7 EMG-MÄTNINGAR MED PROTOTYP

Efter att ett prototypförslag hade tagits fram gjordes nya EMG-mätningar för att kontrollera muskelaktiviteten med prototypen på. Syftet med de nya mätningarna var att se om musklerna verkade bli mer avslappnade med abduktionsortosen än utan. Mätningar genomfördes på en person under ett tillfälle vilket gör att testerna inte kan räknas som en fullgod studie utan kan snarare benämnas en pilotstudie.

Elektrodena fästes på samma muskler som vid de första mätningarna, deltoideus medius, deltoideus anterior, trapezius och biceps brachii. Läs mer om hur elektrodena placeras på musklerna i kapitel 3.3. Även den här gången fanns en sjukgymnast på plats för att fästa elektrodenas på rätt position på respektive muskel. Testpersonen tog på Humerus Comfort och den var sedan på under samtliga mätningar. Se elektrodenas placering i figur 3.13.



**Figur 3.13.** Bilden visar elektrodenas placering på trapezius, deltoideus medius, deltoideus anterior och biceps brachii. På varje muskel sitter två elektroder som mäter aktiviteten och en referenselektrod.

Den här gången gjordes uppställningar för att testa den maximala muskelkontraktionen, MVIC. Anledningen till det var att värdena sedan kunde användas för att normalisera de övriga resultaten mot vilket ger en bättre bild över hur stor aktiviteten i respektive muskel är. Det är även nödvändigt för att kunna jämföra mätningar och aktiviteten hos olika muskler under samma mätning.

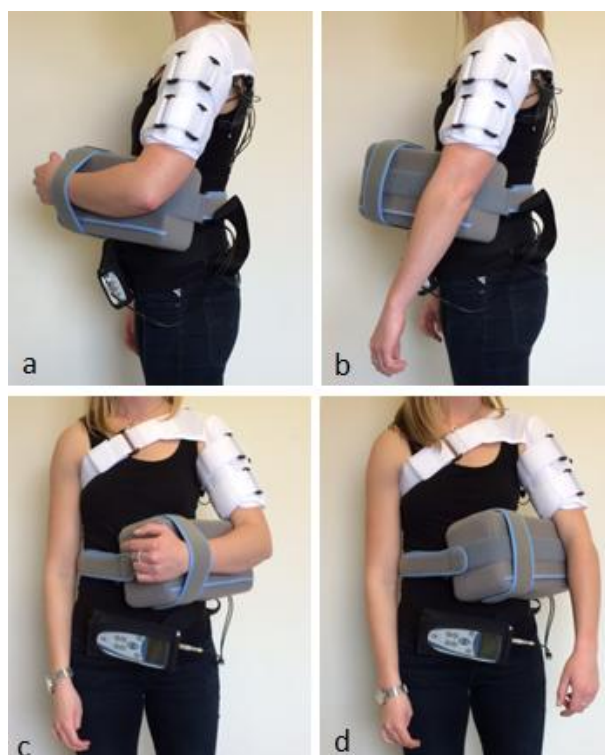
För att registrera de maximala muskelkontraktionerna gjordes försök med manuellt motstånd. För varje uppställning gjordes tre mätningar för att öka chansen att uppnå maximal isometrisk kraftutveckling i muskeln under något av de tre försöken. Syftet är nämligen att hitta ett aktivitetsmaximum att normalisera samtliga resultat mot.

Musklerna trapezius och deltoideus medius kunde testas samtidigt. Då stod testpersonen med armen rakt ut åt sidan, en annan person höll emot medan testpersonen försökte pressa armen uppåt så mycket som möjligt. För att

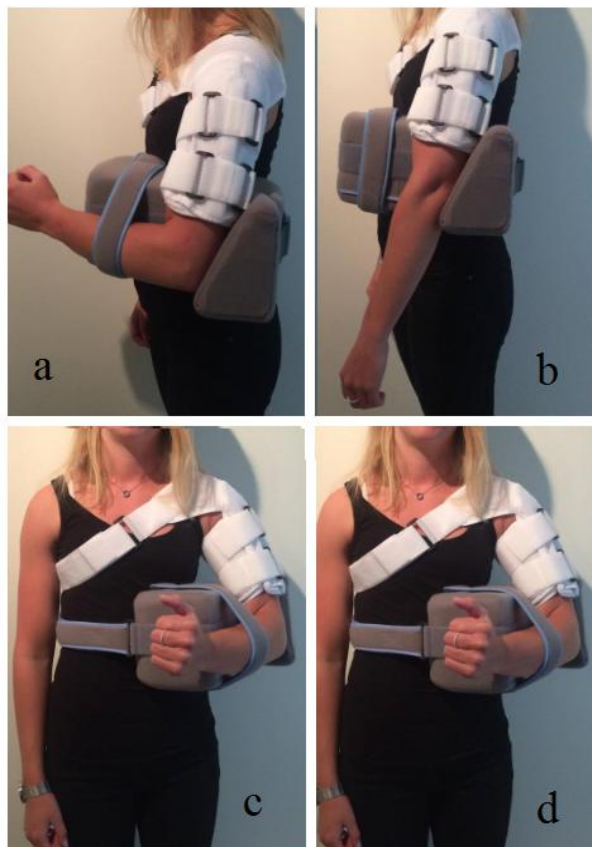
### Kapitel 3. Metod

registrera aktiviteten vid maximal muskelkontraktion hos deltoideus anterior pressades armen istället framåt och uppåt med motstånd. Biceps testades genom att testpersonen försökte böja armen medan den andra personen samtidigt försökte sträcka ut den.

Första försöket gick ut på att registrera muskelaktiviteten med armen hängandes rakt ner längs med sidan av kroppen i ett avslappnat läge. Sedan togs abduktionsortosen på. Därefter mättes vinklarna vid de olika positionerna för att kontrollera att de var rätt. Med den mindre kilkudden på var axelabduktionen  $35^\circ$  för testpersonen, flexionen  $16^\circ$  (kudden justerades för att få just den vinkeln) och axelrotationen uppmättes till  $15^\circ$ . Utan kil med kudden mer fram på magen var motsvarande vinklar  $35^\circ$  axelabduktion,  $16^\circ$  flexion och  $38^\circ$  axelrotation. Se uppställningarna i de båda försöken i figur 3.14-3.15.



**Figur 3.14.** Bilderna visar några av uppställningarna vid EMG-testerna med prototypen. Här satt inte den kilformade kudden på utan ortosen var placerad mer fram på testpersonens mage. Då fås rätt framåtflexion men en större axelrotation. Bild a visar testpersonen från sidan med armen böjd. Bild c är samma position framifrån. Bild b visar testpersonen från sidan med armen rak. Bild d är samma uppställning fast visad rakt framifrån. Observera att testpersonen står upp här, under mätningarna satt testpersonen ner.



**Figur 3.15.** Bilderna visar några av uppställningarna vid EMG-testerna med prototypen. Här satt den kilformade kudden på. Då fås rätt framåtflexion och en liten rotation. Bild a visar testpersonen från sidan med armen böjd. Bild b är samma position framifrån. Bild c är samma uppställning fast visad rakt framifrån. Observera att testpersonen står upp här, under mätningarna satt testpersonen ner.

Två olika varianter av abduktionsortosen testades alltså; en med kilen och en där ortosen var placerad längre fram mot magen för att få en annan rotation. Anledningen till att en position med en större axelrotation testades var främst för att ha något att jämföra med. Vid de olika positionerna registrerades aktiviteten med både böjd och sträckt arm för att se om det fanns någon skillnad mellan dessa positioner.

De inledande försöken gjordes alla sittandes utan ryggstöd. Den positionen utgör en väldigt kontrollerad ställning som inte efterliknar många vardagliga situationer. Därför gjordes även ytterligare försök vid förflyttning. Rörelserna bestod av gång på plan mark med självvald hastighet och därefter promenad upp och ner för en kort trappa. Rörelserna genomfördes med ortos och kil, ortos utan

## Kapitel 3. Metod

kil och även helt utan abduktionsortos och endast Humerus Comfort, se listan över testuppställningar nedan.

### TESTUPPSTÄLLNINGAR:

1. Vila, armen hängande rakt ner längs med sidan.
2. Ortos med kil. Axelabduktion 35°, flexion 16°, axelrotation 15°, arm böjd 90°, se bild 3.15
3. Ortos med kil. Axelabduktion 35°, flexion 16°, axelrotation 15°, arm sträckt, se bild 3.15.
4. Ortos förflyttad mer framåt mot magen och utan kil. Axelabduktion 35°, flexion 17°, axelrotation 38°, arm böjd 90°, se bild 3.14a och 3.14c.
5. Ortos förflyttad mer framåt mot magen och utan kil. Axelabduktion 35°, flexion 17°, axelrotation 38°, arm sträckt, se bild 3.14b och 3.14d.
6. Gång på plant underlag utan abduktionsortos, endast Humerus Comfort på, armen sträckt.
7. Gång i trappa upp och ner utan abduktionsortos, endast Humerus Comfort på, armen sträckt.
8. Gång på plant underlag med abduktionsortos och kil, armen böjd 90°.
9. Gång i trappa upp och ner med abduktionsortos och kil, armen böjd 90°.
10. Gång på plant underlag med abduktionsortos utan kil, armen böjd 90°.
11. Gång på plant underlag med abduktionsortos utan kil, armen böjd 90°.

När insamlingen av data var klar filtrerades de råa EMG-signalerna på samma sätt som vid förra gången, se kapitel 3.4. Vid MVIC-testerna sparades de maximala värdena på muskelaktiviteten eftersom de sedan skulle användas för att normalisera resultatet. Vid de sittande försöken lagrades istället medelvärdena av den registrerade aktiviteten. Även för rörelsetesterna sparades medelvärdena eftersom ett maxvärde inte säger så mycket om hur det såg ut under hela mätperioden. Alla sparade max- och medelvärde lagrades i en Excel-fil för att kunna jämföras och undersökas.

De sparade värdena för samtliga uppställningar normaliserades mot den maximala kraftutvecklingen. De normaliserade värdena för varje muskel i de olika försöken sammanfattades i diagram.

### 3.8 TESTER OCH UTVÄRDERING AV PROTOTYP

Efter att prototypen var färdigställd blev nästa steg att testa den på en patient med en proximal humerusfraktur, helst inom målgruppen för projektet.

Tillvägagångssättet var att patienten besöktes på sjukhuset två dagar efter olyckstillfället. Patienten hade en collum chirurgicum-fraktur. Någon inledande fråga ställdes innan prototypen sattes på. Testpersonen fick instruktioner om hur ortosen skulle användas och att den helst skulle sitta på till nästa dag så länge det inte kändes obehagligt.

Dagen därpå hämtades ortosen igen och patienten fick svara på ett antal frågor om hur upplevelsen med att ha ortosen på känts.

Frågorna som ställdes till testpersonen kan läsas i appendix B.

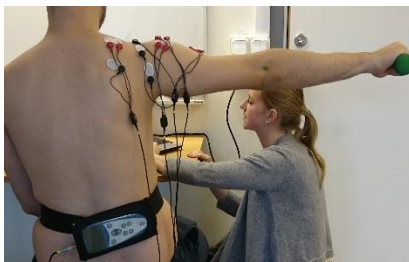
### 4 RESULTAT

Följande kapitel beskriver de resultat som erhöles i examensarbetet. Resultaten som behandlas är validering av modell, beräkningar i OpenSim, produktutveckling, EMG-mätningar med prototyp och tester av prototypen.

#### 4.1 VALIDERING AV MODELL MED EMG-TESTER

Resultaten från varje testsituation har plottats i diagram där värdena från OpenSim och värdena från EMG-mätningarna har fått representera två olika linjer. Figureerna 4.2-4.4 nedan utgör resultatet från försök 1 som har varit en del av valideringen av OpenSim-modellen. Figur 4.1 visar ett exempel på uppställning från försök 1 där testpersonen sitter ner och håller en vikt i ena handen med armen rakt ut från kroppen.

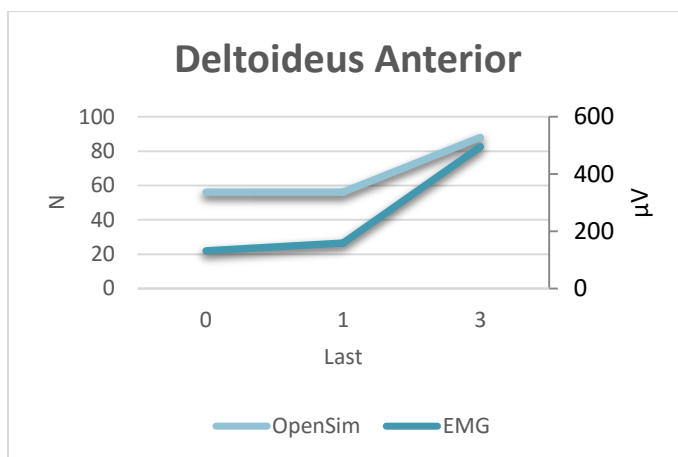
EMG-mätningar gjordes på fyra olika muskler, men nedan kommer endast diagram från tre av musklerna. Det beror på att det visade sig att modellen inte innefattade muskeln trapezius och därför fanns det inget att jämföra EMG-resultaten från den muskeln med.



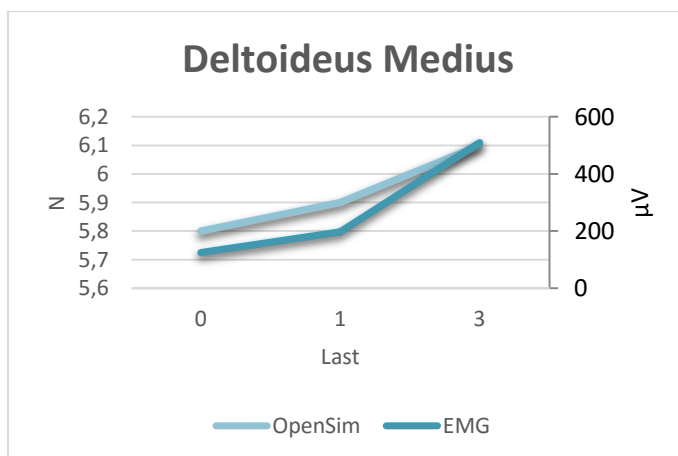
**Figur 4.1.** Uppställning vid försök 1. På denna bild håller försökspersonen i en hantel som väger 0.45 kg och har armen i en 90° abduktion.



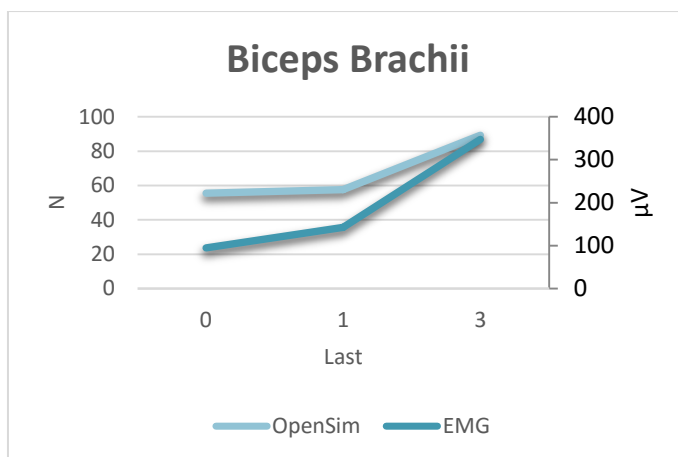
## Kapitel 4. Resultat



**Figur 4.2.** Diagrammet är ett resultat från försök 1 av valideringen. Kurvorna visar förändringen i muskelaktivitet från EMG-mätningen och muskelkraften från OpenSim hos muskeln deltoideus anterior. På x-axeln representerar siffrorna de olika lasterna som användes. Last 0 innebär position utan någon ytterligare belastning, nummer 1 är med belastningen 1 kg och nummer 3 belastningen 3 kg. På y-axeln visas värdet från mätningarna. Värdena från EMG är i  $\mu\text{V}$ , se den vänstra y-axeln och värdena från OpenSim är i N, se den högra y-axeln. Den ljusblåa linjen representerar resultaten från OpenSim och den mörkblåa linjen resultaten från EMG-mätningarna.

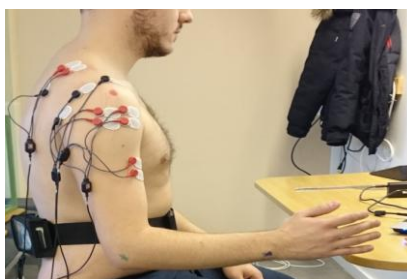


**Figur 4.3.** Diagrammet är ett resultat från försök 1 av valideringen. Kurvorna visar förändringen i muskelaktivitet från EMG-mätningen och muskelkraften från OpenSim hos muskeln deltoideus medius. På x-axeln representerar siffrorna de olika lasterna som användes. Last 0 innebär position utan någon ytterligare belastning, nummer 1 är med belastningen 1 kg och nummer 3 belastningen 3 kg. På y-axeln visas värdet från mätningarna. Värdena från EMG är i  $\mu\text{V}$ , se den vänstra y-axeln och värdena från OpenSim är i N, se den högra y-axeln. Den ljusblåa linjen representerar resultaten från OpenSim och den mörkblåa linjen resultaten från EMG-mätningarna.



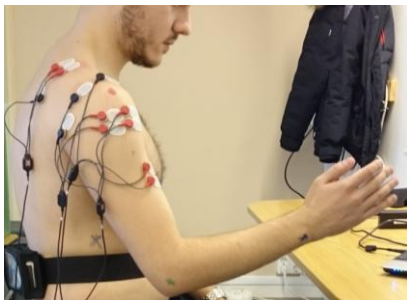
**Figur 4.4.** Diagrammet är ett resultat från försök 1 av valideringen. Kurvorna visar förändringen i muskelaktivitet från EMG-mätningen och muskelkraften från OpenSim hos muskeln biceps brachii. På x-axeln representerar siffrorna de olika lasterna som användes. Last 0 innebär position utan någon ytterligare belastning, nummer 1 är med belastningen 1 kg och nummer 3 belastningen 3 kg. På y-axeln visas värdet från mätningarna. Värdena från EMG är i  $\mu\text{V}$ , se den vänstra y-axeln och värdena från OpenSim är i N, se den högra y-axeln. Den ljusblå linjen representerar resultaten från OpenSim och den mörkblå linjen resultaten från EMG-mätningarna.

Figur 4.9-4.11 visar de resultat från försök 2 som har utgjort den andra delen av valideringen av modellen. Vinkel 0 är med humerus parallellt mot thorax och armågsleden böjd i  $90^\circ$ , se figur 4.5. Vinkel 1-3 är en successiv framåt-/uppåtrörelse med humerus, se figur 4.6-4.8. Jämförelserna mellan EMG-aktiviteten och muskelkraften från modellen i OpenSim ses i figur 4.9-4.11.

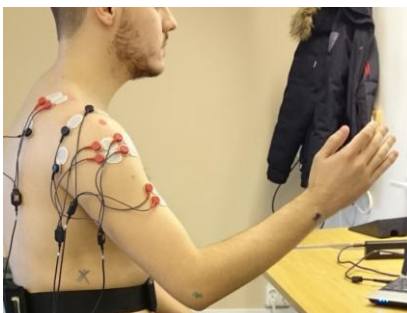


**Figur 4.5.** Positionen som bilden visar benämns vinkel 0 och är från försök 2 i valideringen, överarmen är här parallell med överkroppen och armågsleden i ungefär  $90^\circ$ .

## Kapitel 4. Resultat



**Figur 4.6.** Positionen som bilden visar benämns vinkel 1 och är från försök 2 i valideringen, armbågsleden är fortfarande i 90° men armen har höjts lite i en framåtflexion.

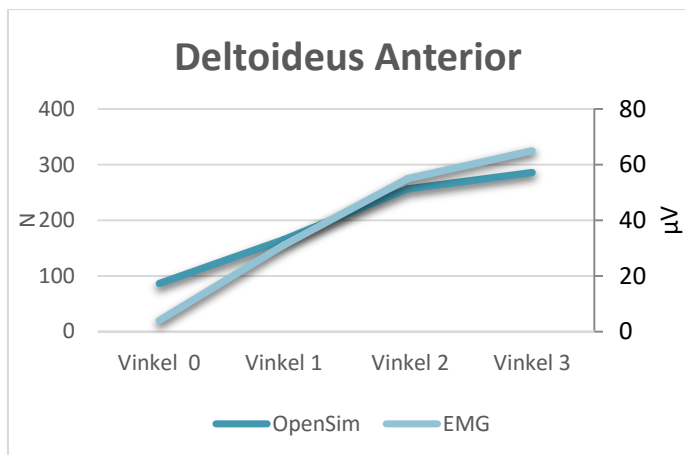


**Figur 4.7.** Positionen som bilden visar benämns vinkel 2 och är från försök 2 i valideringen, armbågsleden är fortfarande i 90° men armen har höjts ännu mer i en framåtflexion.

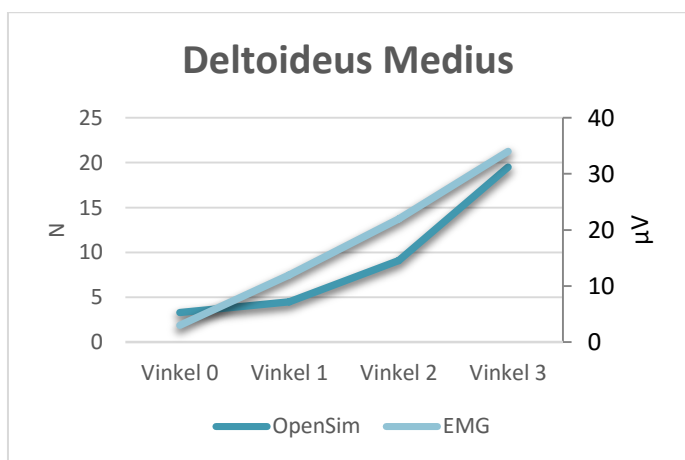


**Figur 4.8.** Positionen som bilden visar benämns vinkel 3 och är från försök 2 i valideringen, armbågsleden är fortfarande i 90° men armen har höjts ytterligare i en framåtflexion.

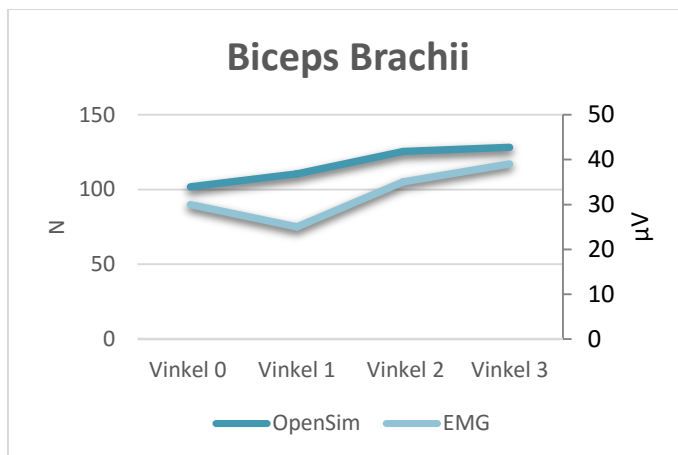
## Kapitel 4. Resultat



Figur 4.9. Diagrammet är ett resultat från försök 2 av valideringen. Kurvorna visar förändringen i muskelaktivitet från EMG-mätningen och muskelkraften från OpenSim hos muskeln deltoideus anterior. På x-axeln representerar siffrorna de olika vinklarna. På y-axeln visas värdet från mätningarna. Värdena från EMG är i  $\mu\text{V}$ , se den vänstra y-axeln och värdena från OpenSim är i N, se den högra y-axeln. Den mörkblåa linjen representerar resultaten från OpenSim och den ljusblåa linjen resultaten från EMG-mätningarna.



**Figur 4.10.** Diagrammet är ett resultat från försök 2 av valideringen. Kurvorna visar förändringen i muskelaktivitet från EMG-mätningen och muskelkraften från OpenSim hos muskeln deltoideus medius. På x-axeln representerar siffrorna de olika vinklarna. På y-axeln visas värdet från mätningarna. Värdena från EMG är i  $\mu\text{V}$ , se den vänstra y-axeln och värdena från OpenSim är i N, se den högra y-axeln. Den mörkblåa linjen representerar resultaten från OpenSim och den ljusblåa linjen resultaten från EMG-mätningarna.



**Figur 4.11.** Diagrammet är ett resultat från försök 2 av valideringen. Kurvorna visar förändringen i muskelaktivitet från EMG-mätningen och muskelkraften från OpenSim hos muskeln biceps brachii. På x-axeln representerar siffrorna de olika vinklarna. På y-axeln visas värdet från mätningarna. Värdena från EMG är i  $\mu\text{V}$ , se den vänstra y-axeln och värdena från OpenSim är i N, se den högra y-axeln. Den mörkblåa linjen representerar resultaten från OpenSim och den ljusblåa linjen resultaten från EMG-mätningarna.

## 4.2 BERÄKNINGAR I OPENSIM

De sammanställda summorna av reaktionskrafter i humeroskapularleden utgör resultatet av beräkningarna, där det slutgiltiga resultatet är den position som visade sig ge lägst kraftutveckling i leden.

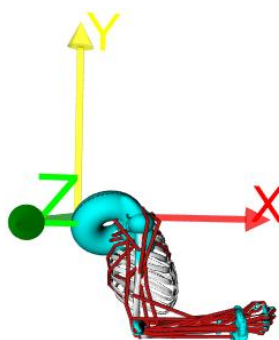
Tabell 4.1 är en översikt av några av de olika positionerna som testades och vilka vinklar de motsvarar i OpenSim.

## Kapitel 4. Resultat

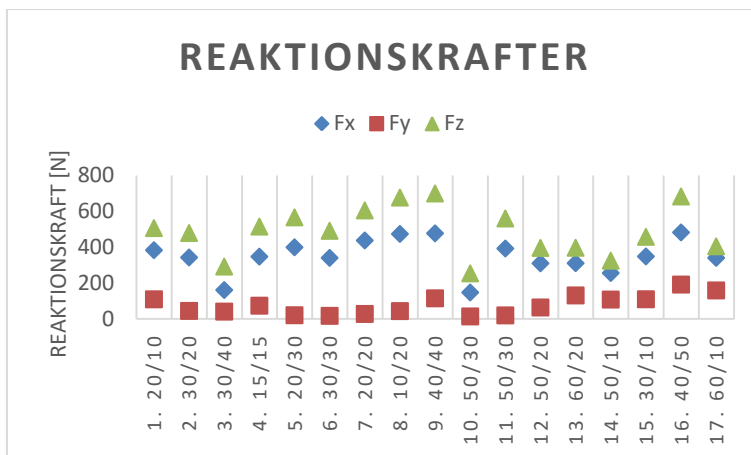
Position	Elevations- vinkel	Axel- elevation
1	20	10
2	30	20
3	30	40
4	15	15
5	20	30
6	30	30
7	20	20
8	10	20
9	40	40
10	40	30
11	50	30
12	50	20
13	60	20
14	50	10
15	30	10
16	40	50
17	75	20
18	60	10
18	60	10

**Tabell 4.1.** Översikt av några av de positioner som testades och vilka vinklar de motsvarar i OpenSim. Alla vinklar är i grader.

De olika positionerna i tabell 4.1 gav reaktionskrafter i x-, y- och z-led vilka kan avläsas i diagrammet i figur 4.13 nedan. Figur 4.12 visar hur OpenSim har definierat krafternas riktningar. y-led är rakt upp, x-led är framåt mot modellens framsida och z-led åt vänster om modellen ses framifrån eller rakt ut från skärmen om modellen ses från höger sida.



**Figur 4.12.** Bilden visar modellen i OpenSim från sidan och beskriver riktningen på krafterna.



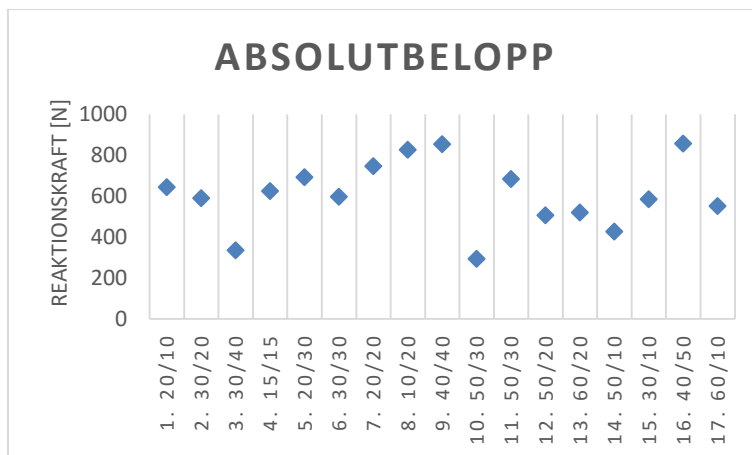
**Figur 4.13.** Diagrammet visar reaktionskrafterna som beräknades för de olika positionerna i OpenSim. På y-axeln visas kraften i de olika riktningarna i Newton. På x-axeln är de olika positionerna representerade. Den första siffran anger vilken position som avses. Värdena berättar vilka vinklar positionen innefattar. Position 1 som har vinklarna 20° elevationsvinkel och 10° axelelevation benämns 1. 20/10. Resterande positioner tolkas på samma sätt. Vinklarna kan även ses i tabell 4.1 ovan.

Genom att studera diagrammet i figur 4.13 går det relativt snabbt att se att det är några positioner som bidragit till lägre reaktionskrafter än de andra. Absolutbeloppen av reaktionskrafterna kan ses i figur 4.14 och de ger en ännu tydligare bild av krafterna. Det är framför allt position 3 (elevationsvinkel: 30°, axelelevation: 40°) och position 10 (elevationsvinkel: 40°, axelelevation: 30°) som tydligt ger låga resultat. Allra lägst reaktionskrafter visade sig position 10 ge. Efter att ha testat den positionen fast med olika stora rotationsvinklar i axelleden blev resultatet tillslut att en liten rotation på 10° gav lägst reaktionskrafter. Resultatet från testet med olika rotationer ses i figur 4.15 nedan och ett diagram med absolutbeloppen i figur 4.16. En översikt av vinklarna i OpenSim ses i bild 4.17.

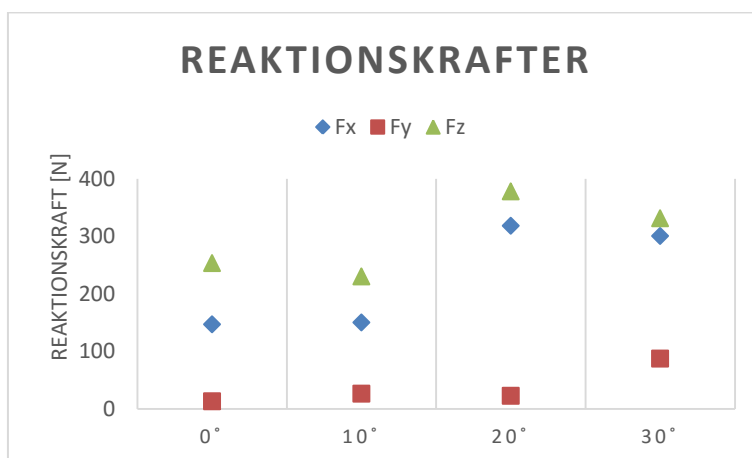
Absolutbeloppen av reaktionskrafterna som plottats i diagram 4.14 och 4.16 är beräknade med hjälp av formeln nedan.

$$Abs = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$$

## Kapitel 4. Resultat



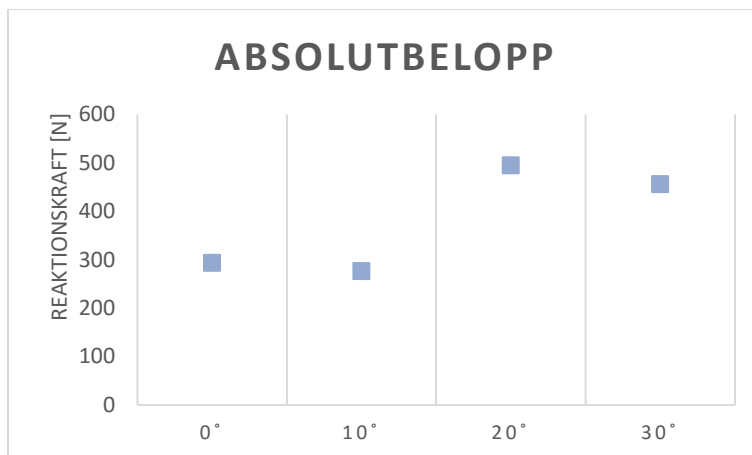
**Figur 4.14.** Diagrammet visar absolutbeloppen av reaktionskrafterna för de olika positionerna i Newton. Positionerna 3 och 10 har de lägsta resultaten, men nummer 10 är allra lägst på ungefär 294 N. På y-axeln ses absolutbeloppet av reaktionskrafterna för de olika positionerna. x-axeln anger vilka positioner som avses. Den första siffran anger vilken position som avses. Värdena berättar vilka vinklar positionen innefattar. Position 1 som har vinklarna  $20^\circ$  elevationsvinkel och  $10^\circ$  axelelevation benämns 1. 20/10. Resterande positioner tolkas på samma sätt. Vinklarna kan även ses i tabell 4.1 ovan.



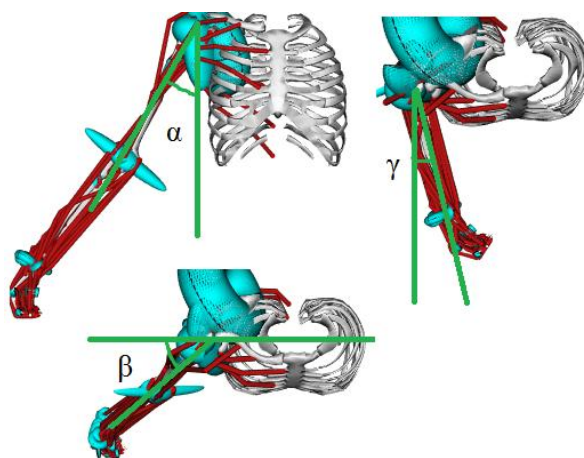
**Figur 4.15.** Diagrammet visar reaktionskrafterna som beräknades för de olika rotationerna av position 10. På y-axeln visas kraften i de olika riktningarna i Newton. På x-axeln är de olika rotationerna representerade.



## Kapitel 4. Resultat



**Figur 4.16.** Diagrammet visar resultanten av reaktionskrafterna för den ursprungliga position 10, fast med olika axelrotationer. På y-axeln finns absolutbeloppet av reaktionskraften i Newton och på x-axeln visas de olika rotationsvinklarna. I diagrammet kan det utläsas att position 10 med en rotation på 10° ger allra lägst reaktionskraft.



**Figur 4.17.** Bilden visar de olika vinklarna.  $\alpha$  är axelelevationen och är 30°,  $\beta$  är elevationsvinkeln och är 40°,  $\gamma$  är axelrotationen och är 10°. Axelrotationen sker egentligen i axelleden, inte i armbågsleden, men en rotation i axeln ger upphov till samma rotation i armbågen och den är lättare att se med armen böjd, därför är den beskriven så i bilden. Vid varje bild står det från vilket håll modellen visas, den första bilden är rakt framifrån och de andra två är som att titta ner på modellen uppifrån.

### 4.3 PRODUKTUTVECKLING

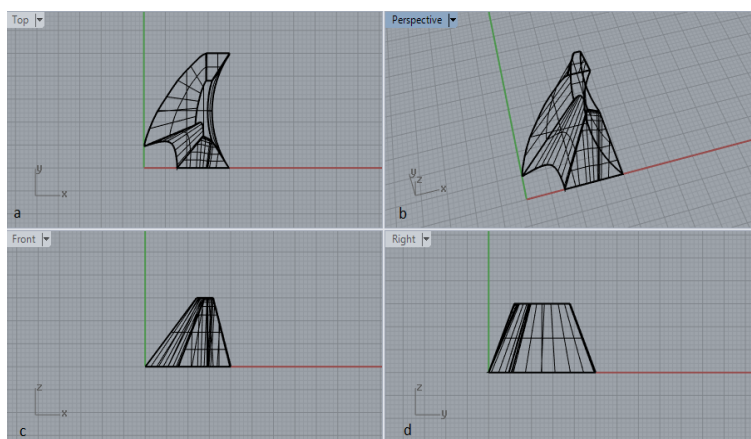
Det här kapitlet beskriver de resultat som erhöles från produktutvecklingsprocessen.

#### 4.3.1 RITNINGAR I RHINOCEROS

## Kapitel 4. Resultat

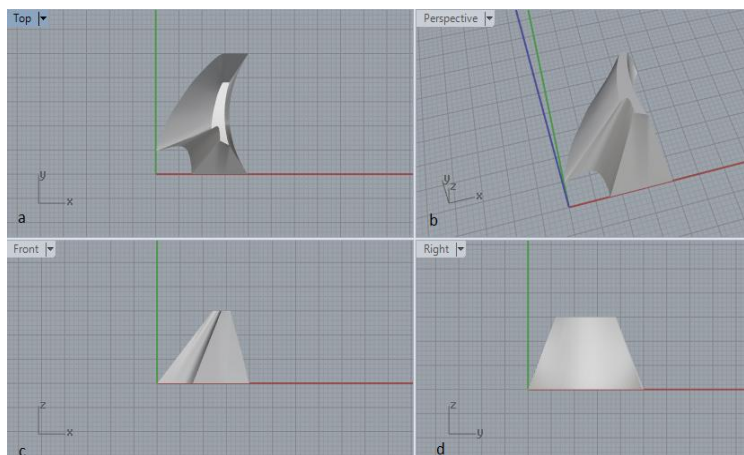
Ett antal ritningar gjordes med hjälp av Rhinoceros, men endast en slutgiltig användes som grund för tillverkning av prototypen. Först gjordes ritningar så som produkten var tänkt att se ut. Men av tillverkningstekniska skäl och behovet av att kunna anpassa produkten mer till varje enskild patient, blev det istället en annan lösning. Hur den första ritningen ser ut kan ses i figur 4.18 och 4.19.

Efter att ha haft ett samtal med produktutvecklare på NordiCare visade det sig att de redan har en abduktionsortos som hade kunnat användas som utgångspunkt för den nya ortosen. Det var också så lämpligt att den befintliga ortosen var tillräckligt stor för att fungera för de vinklar som hade beräknats. Därför blev det slutgiltiga resultatet en abduktionsortos med en mindre kudde som med kardborrband kan fästas på den större. Läs mer om hur produkten ska fungera och användas i kapitel 4. 3.2. Den slutgiltiga ritningen visas i figurerna 4.20-4.22.

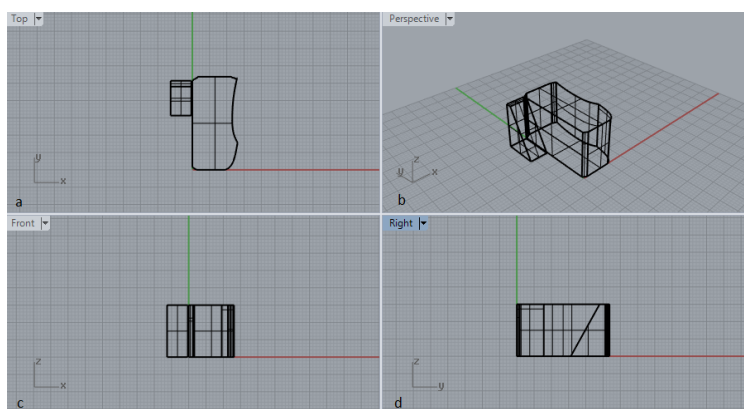


**Figur 4.18.** Bilden kommer från Rhinoceros och visar ritningen av den första idén om hur prototypen skulle se ut från fyra olika vinklar. Bilden visar strukturen hos prototypen, i figur 4.18 ses ritningen i ett solitt material för att få en bättre överblick av hur kudden ser ut i verkligheten. a) Det här är en prototyp för högerarmen vilket innebär att om patienten hade varit med i bilden hade han varit till höger i bild a med ansiktet hitåt och haft kudden på sin högra sida. Kurvaturen uppe till höger i bild a är tänkt att passa mot sidan av patientens överkropp. Längst ner till vänster är spåret där armen ska vila. Kudden kommer stötta överarmen ner till armbågen och nedanför den är armen fri att kunna böjas och sträckas efter behov. Kudden är kilformad på vänster sida, det vill säga den sidan som är mot patientens överarm för att ge rätt lutning och stöttning av armen så att rätt vinklar i axelleden upprätthålls. Sidan som är mot patientens kropp är rak för att följa formen på bröstkorgens sida och höften bättre. b) Bilden visar ritningen av prototypen från ett perspektiv. Här syns det att det är en ritning i 3D vilket gör det tydligare att få en mental bild över hur ortosen ser ut i verkligheten. I den här bilden syns ritningen snett från ovan och framifrån. Till höger i bild hade patienten varit om han varit med. c) Här ser kudden endast ut som en förskjuten pyramid, men lutningen på kudden kan tydligt ses från den här vinkeln. d) Här syns ritningen av prototypen från höger.

## Kapitel 4. Resultat

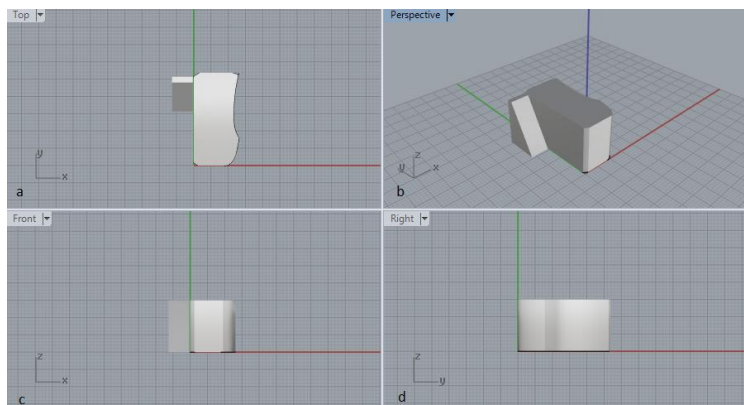


**Figur 4.19.** Bilden kommer från Rhinoceros och visar ritningen av den första planen av hur prototypen skulle se ut från fyra olika vinklar. Bilden visar hur prototypen ser ut med en yta. För mer beskrivning av varje vy, läs bildtexten till figur 4.17.

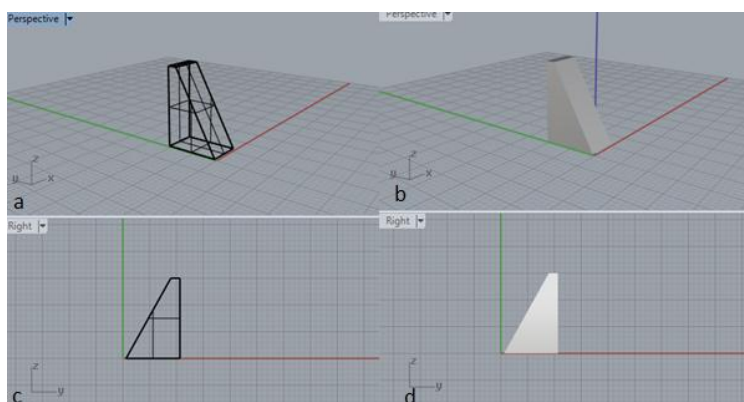


**Figur 4.20.** Bilden kommer från Rhinoceros och visar den slutgiltiga ritningen av prototypen från fyra olika vinklar. Bilden visar strukturen hos prototypen, i figur 4.20 ses ritningen i ett solitt material för att få en bättre överblick av hur kudden ser ut i verkligheten. a) Det här är en prototyp för högerarmen vilket innebär att om patienten hade varit med i bilden hade han varit till höger i bild a och haft kudden på sin högra sida. Kurvaturen uppe till höger i bild a är tänkt att passa mot sidan av patientens överkropp. Längst ner till vänster är det tänkt att överarmens baksida ska vila mot den mindre kudden som är fäst på den större. Där kudden slutar är underarmen fri att böjas och sträckas efter behov. Den här varianten är inte kilformad vilket till största delen beror på att det är lättare att tillverka en kudd med raka kanter och den befintliga abduktionskudden från NordiCare ser ut såhär och har de måtten. Det visade sig sedan att den kudden som redan fanns hade rätt mått för att passa vinklarna. b) Bilden visar ritningen av prototypen från perspektiv. Här syns det att det är en ritning i 3D vilket gör det tydligare att få en bild över hur kudden ser ut i verkligheten. I den här bilden syns ritningen snett från ovan och framifrån. Till höger i bild hade patienten varit om han varit med. c) Här ser kudden endast ut som kub och vilket kan jämföras med bild 4.17c där kanterna istället lutar. d) Här syns ritningen av prototypen från höger.

## Kapitel 4. Resultat



**Figur 4.21.** Bilden kommer från Rhinoceros och visar ritningen av den första planen av hur prototypen skulle se ut från fyra olika vinklar. Bilden visar hur prototypen ser ut med en yta. För beskrivning av varje vy, läs bildtexten till figur 4.19.

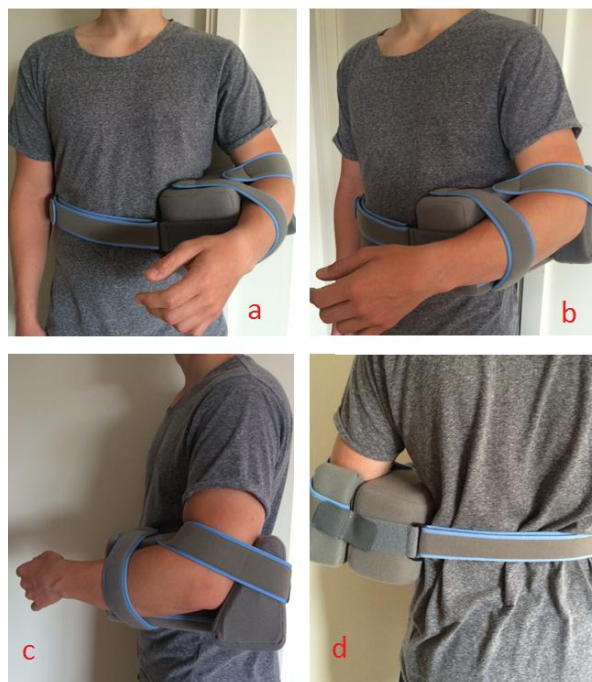


**Figur 4.22.** Bilden visar endast den mindre kudden som är tänkt att användas som ett tillägg till den befintliga abduktionskudden från NordiCare. Den är formad som en kil för att följa baksidan av överarmen på ett bra sätt och stötta armen så att den hålls i rätt position. Kudden är flyttbar eftersom den endast fästs på den större kudden med kardborrband. Det gör det möjligt för patienten att flytta kudden om det finns behov av det. a) och c) visar strukturen på kilen från ett perspektiv och från sidan. Kilen är lika hög som den stora kudden, 15 cm. b) och d) visar samma vyer men med ett material på för att se hur ytan ska se ut.

### 4.3.2 PROTOTYP

Resultatet av produktutvecklingen blev en prototyp i verklig storlek som visar principen för hur en slutgiltig produkt är tänkt att användas. Hur prototypen ser ut och används ses i bilderna 4.23a-4.23d nedan.

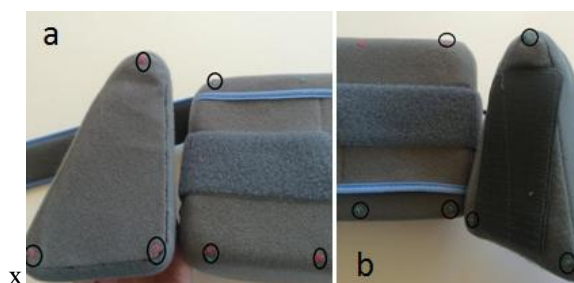
## Kapitel 4. Resultat



**Figur 4.23a, 4.23b, 4.23c och 4.23d.** Bilden visar hur den slutgiltiga prototypen är tänkt att användas. Bild a visar en person framifrån som har abduktionskudden på sin högra sida. Här har han valt att vila underarmen i 90° med hjälp av en av remmarna. Remmen kan plockas bort och armen sträckas ut vid behov. Bild b Visar samma person snett från sidan. Bild c är tagen helt från sidan och bild d bakifrån. Notera att armen även kan hållas i ett utsträckt läge om remmarna tas bort. Det är bra att variera armpositionen så mycket som möjligt.

Prototypen består av en ABDU PLUS 30° som fått ett tillägg i form av en mindre kilformad kudde som placerad bakom armbågen för att ge armen en framåtflexion i kombination med abduktionen som ortosen skapar.

För att veta var kilen bör placeras finns stygn i olika färger sydda både på ortosen och kilen. För att användas på vänster sida är det de gröna stygnen som gäller och för höger sida de rosa, se figur 4.24.



**Figur 4.24a och 4.24b.** Bilderna visar stygnen som är till för att göra det lättare att placera kilen på rätt plats. De rosa stygnen på kilen placeras mot de rosa stygnen på abduktionskudden om det är

## Kapitel 4. Resultat

vänster sida som är skadad. Motsvarande gäller för de gröna stygnen som är för höger sida. I bild a är de rosa stygnen på kilen och ortosen markerade. I bild b är istället de gröna stygnen markerade.

Om abduktionsortosen sitter rätt kommer den att hålla armen i en 30° abduktion och en 16° framåtflexion. Rotationen är mer godtycklig. 10° verkar vara mest optimal med hänsyn till reaktionskrafterna, men det var inte stor skillnad jämfört med ingen rotation. Eftersom beslut togs att utnyttja den befintliga ABDU PLUS 30° från NordiCare är det svårt att få till en exakt rotation.

Användarmanualen som utformades till abduktionsortosen kan ses i sin helhet i Appendix D.

### 4.3.3 MATERIAL

Kudden kommer bestå av ett skumgummimaterial, polyuretanskum som är täckt av ett fodral gjort av polyamid. Läs mer om materialens egenskaper i kapitel 3.6.3.

Fodralet kan tas av och tvättas. På ena sidan av kudden kommer det sitta kardborrband som ska skapa en fästytta mellan kudden och ortosen. Det är för att kudden ska sitta på plats, men också för att överarmen ska hållas i en fix position. På andra sidan av kudden kommer det sitta en rem som går runt magen, se några av bilderna på föregående sida. Remmen håller kudden på plats och gör så att den inte kan glida ner.

## 4.5 EMG-MÄTNINGAR MED PROTOTYP

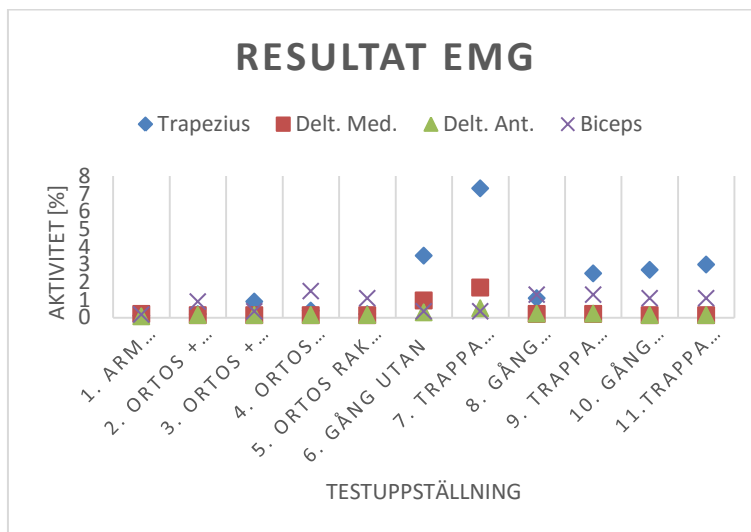
De normaliserade värdena för samtliga muskler vid de olika testuppställningar är sammanfattade i diagram 4.25-4.30. Tabellvärdena för musklernas aktivitetsnivå som diagrammen är baserade på finns i tabell 4.2.

Försök	Trapezius (%)	Delt. Med. (%)	Delt. Ant. (%)	Biceps Brachii (%)
1. Arm hängande	0,11	0,21	0,076	0,18
2. Ortos + kil böjd arm	0,2	0,14	0,15	0,91
3. Ortos + kil rak arm	0,91	0,14	0,15	0,36
4. Ortos böjd arm	0,4	0,14	0,15	1,5
5. Ortos rak arm	0,2	0,14	0,15	1,1
6. Gång utan	3,5	0,97	0,3	0,36
7. Trappa utan	7,3	1,7	0,53	0,36
8. Gång ortos + kil	1,1	0,21	0,23	1,3

## Kapitel 4. Resultat

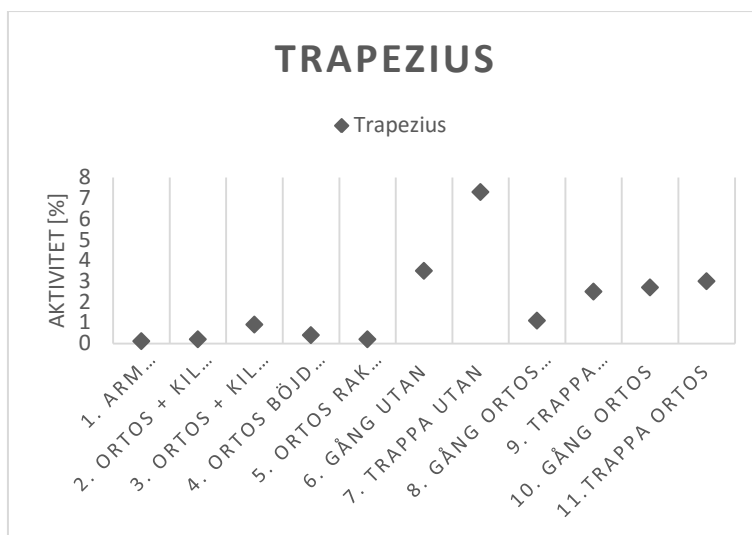
9. Trappa ortos + kil	2,5	0,21	0,23	1,3
10. Gång ortos	2,7	0,14	0,15	1,1
11. Trappa ortos	3	0,14	0,15	1,1

**Tabell 4.2.** Tabellen sammanfattar de olika försöken under EMG-mätningarna och vilka resultat de gav. Elva olika uppställningar gjordes och muskelaktiviteten på fyra olika muskler mättes vid samtliga försök. Enheten på muskelaktiviteten är här i procent eftersom det är normaliserade värden.

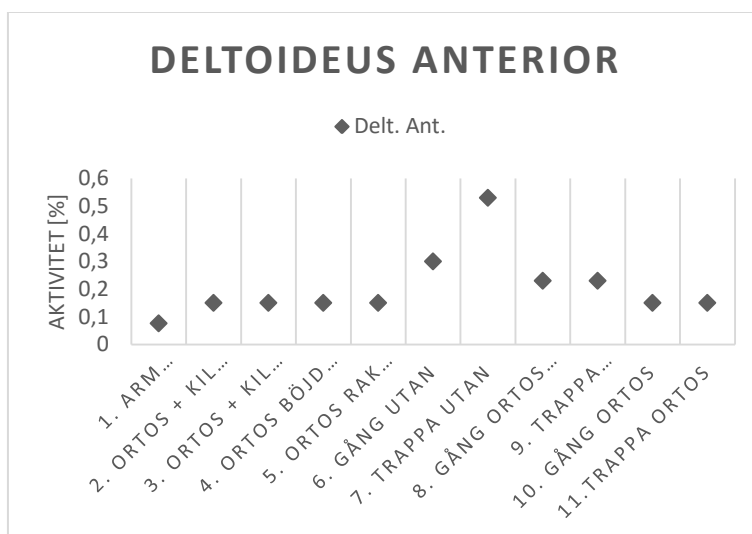


**Figur 4.25.** Diagrammet är en sammanställning av aktiviteterna hos de fyra musklerna vid de olika uppställningarna. På y-axeln visas den normaliserade aktiviteten i % och på x-axeln de olika testuppställningarna. Notera att det är medelvärdet av muskelaktiviteten som har använts. För mer översikt över varje enskild muskel kan figur 4.25-4.28 studeras.

## Kapitel 4. Resultat



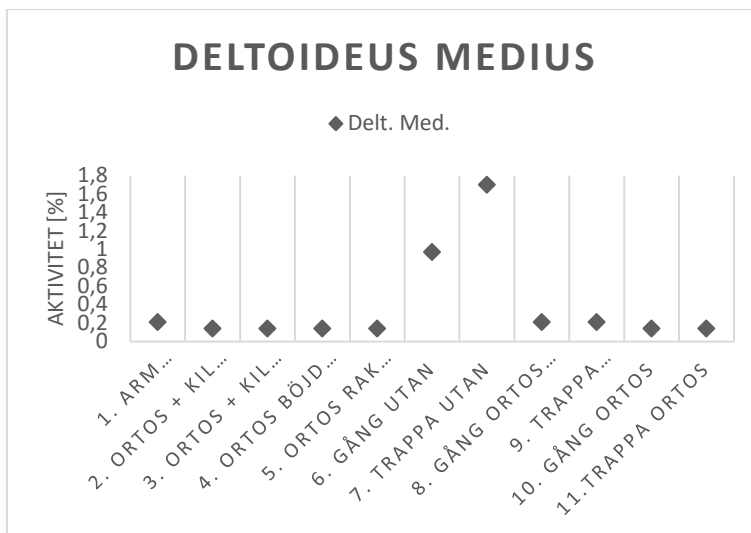
**Figur 4.26.** Diagrammet visar muskelaktiviteten i trapezius under försöken. På y-axeln visas den normaliserade aktiviteten i % och på x-axeln de olika testuppställningarna. Notera att det är medelvärde av muskelaktiviteten som har använts. Det största värdet fås vid aktivitet 7; gång i trappa utan abduktionsortos.



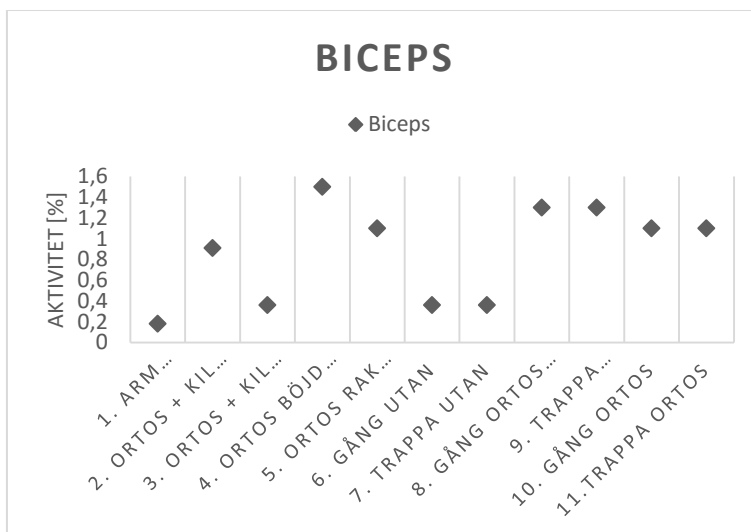
**Figur 4.27.** Diagrammet visar muskelaktiviteten i deltoideus anterior under försöken. På y-axeln visas den normaliserade aktiviteten i % och på x-axeln de olika testuppställningarna. Notera att det är medelvärde av muskelaktiviteten som har använts. Det största värdet fås vid aktivitet 7; gång i trappa utan abduktionsortos.



## Kapitel 4. Resultat

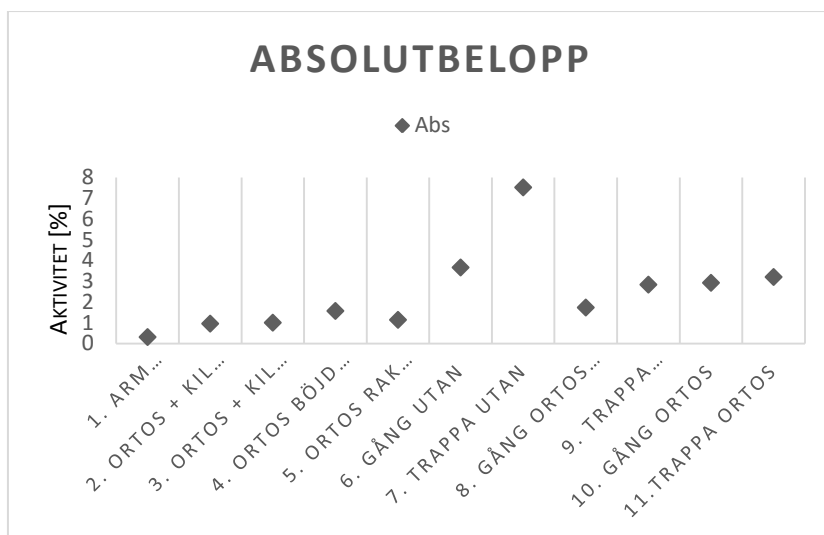


**Figur 4.28.** Diagrammet visar muskelaktiviteten i deltoideus medius under försöken. På y-axeln visas den normaliserade aktiviteten i % och på x-axeln de olika testuppställningarna. Notera att det är medelvärden av muskelaktiviteten som har använts. Det största värdet fås vid aktivitet 7; gång i trappa utan abduktionsortos.



**Figur 4.29.** Diagrammet visar muskelaktiviteten i biceps brachii under försöken. På y-axeln visas den normaliserade aktiviteten i % och på x-axeln de olika testuppställningarna. Notera att det är medelvärden av muskelaktiviteten som har använts. De högsta värdena på muskelaktiviteten i biceps fås i de fall då armen hålls ett böjt läge. Allra störst vid aktivitet 5; när abduktionsortosen utan kil är på, det vill säga då axelrotationen är ungefär 40°.

## Kapitel 4. Resultat



**Figur 4.30.** Diagrammet visar absolutbeloppen av muskelaktiviteten i samtliga fyra muskler under försöken. På y-axeln visas den normaliserade aktiviteten i % och på x-axeln de olika testupställningarna. Notera att det är medelvärden av muskelaktiviteten som har använts. Det högsta värdet fås här vid aktivitet 7; gång i trappa utan abduktionsortos.

Försöken indikerar att trapezius verkar vara en viktig muskel i det här sammanhanget. Det är den muskel som gav de högsta procentsatserna jämfört med de andra tre musklerna.

Generellt sett är aktiviteten låg vid samtliga försök vilket är bra eftersom meningen är att stödja armen och på så sätt avlasta axeln. Trapeziusmuskeln har som lägst aktivitet vid hängande arm utan ortos (0.11%) och som högst vid gång i trappa utan ortos (7.3%). Även deltoideus anterior har lägst aktivitet vid hängande arm utan ortos (0.076%) och högst vid gång i trappa utan ortos (0.53%). Deltoideus medius har lägst aktivitet (0.14%) vid samtliga sittande uppställningar med ortos och även gång plant och i trappa med ortos utan kil. Störst aktivitet registrerades vid gång utan ortos (0.97%). För biceps registrerades lägst aktiviteter vid hängande arm utan ortos (0.18%). Naturligt aktiveras biceps mer vid böjd än sträckt arm och det visade sig stämma i försöken. Den högsta aktiviteten uppmättes med ortos och böjd arm (1.5%).

Om absolutbeloppen för muskelaktiviteten jämförs visar det sig att lägst värde fås vid hängande arm längs med sidan. Däremot fås högst och näst högst värde vid gång och trappa utan ortos. Generellt sett är aktiviteten högre vid rörelse än vid en stillasittande kontrollerad position.

## Kapitel 4. Resultat

I det här försöket visade det sig att ortos tillsammans med kil, det vill säga vid en mindre axelrotation ( $15^\circ$  i det här fallet) gav något mindre muskelaktivitet än vid den större rotationen (ungefär  $40^\circ$  i det här fallet). Men det var inga stora skillnader mellan de olika uppställningarna med abduktionsortosen.

### 4.4 TESTER OCH UTVÄRDERING AV PROTOTYP

Omedelbart när patienten hade fått ortosen på platts kände denne att det var mer stabilt än att ha slyngan på. Hon kunde kanske känna att det gjorde lite mindre ont också. Innan ortosen hade satts på uppskattade hon smärtan till 6-7 av en skala från 1-10. Med ortosen på kanske något lägre. Patienten trodde själv att det skulle vara svårt att ta av och på den på egen hand och hon tyckte det verkade lite knöligt med alla remmar. Hon hade svårt att röra underarmen så mycket och det kändes skönast att vila underarmen i  $90^\circ$ .

Dagen efter hade patienten inte prototypen på. Hon hade lika ont som dagen innan. På natten hade prototypen fått sitta på och det hade fungerat bra. Det fanns en liten tendens att ortosen kasade runt midjan, men eftersom hon inte hade rört sig så mycket hade det inte varit ett jättestort problem. Det var svårt att få något svar på om smärtupplevelsen var bättre med ortos på. Patienten tyckte att det var tablettorna som gjorde det mesta för hennes smärta. Hon tyckte inte den satt obekvämt eller skavde någonstans, men hon tyckte den var klumpig och hade svårt att se att det skulle fungera att ha den på sig hemma i vardagen.

### 5 DISKUSSION

Det här sista kapitlet i rapporten är en diskussion om de resultat som erhöles, en beskrivning av framtida arbete, en etisk reflektion och slutsatser.

#### 5.1 VALIDERING AV MODELL MED EMG-TESTER

Tanken med att göra EMG-testerna i den här delen av projektet var framför allt för att testa om modellen följer verkligheten och om den i tillräcklig mån går att lita på när det gäller att bestämma muskelkrafter och reaktionskrafter. Som nämnt ovan finns det inget linjärt samband mellan EMG-signaler i V och muskelkraft uttryckt i N. Eftersom det inte heller bestämdes något maximalt värde på muskelaktiviteten, MVIC, vid försöken går det inte att normalisera signalen för att kunna göra en jämförelse utifrån det. Därför jämfördes endast värdena i diagrammen för att se om de följer ungefär samma linje, även om skalan uppenbart inte är samma.

Det som kan utläsas från diagrammen i figur 4.9-4.11 är att i de flesta fall följer muskelaktiviteten samma linje som muskelkraften, kurvorna ser ungefär likadana ut om skalan bortses. De två kurvorna i diagrammen ser relativt lika ut även om deras absoluta värde eller riktningskoefficient inte är samma. Vissa ser bättre ut än andra. Generellt sett överrensstämmer kurvorna tillräckligt bra för att kunna dra slutsatsen att muskelaktiviteten och muskelkraften i någon form följs åt. Det innebär även att modellen borde gå att lita på och användes därför för att göra beräkningarna av reaktionskrafter i humeroskapularleden för att kunna hitta den position som ger lägst kraftutveckling i leden.

Det finns ett antal felkällor i EMG-försöken som kan vara värda att nämnas. Det kan vara svårt att placera elektroderna korrekt på varje muskel. Utplaceringen gjordes med hjälp av en sjukgymnast men kunde ändå kännas något godtycklig. Att utföra samma försök igen hade förmodligen inte genererat exakt samma resultat eftersom placeringen då oundvikligen hade blivit lite annorlunda. Sedan är det även svårt att veta om det sker någon interferens från andra muskler i närheten, läs mer svårigheterna med EMG-mätningar i kapitel 2.10.

Något som kan ha påverkat jämförelsen mellan EMG- och OpenSim-resultaten är att testpersonen inte har exakt samma antropometriska mått som modellen. Det finns en funktion i OpenSim som kan skala modellen till att efterlikna verkliga personer, men då krävs det att OpenSim får input från markörer som placerats på testpersonen vilket inte användes i försöket. Skillnader i storlek påverkar muskelaktiviteten och muskelkraften. En större person kan ha en arm som väger 6 kg. Att hålla en hantel i handen som väger 1 kg är då inte särskilt påfrestande för

## Kapitel 5. Diskussion

musklerna eftersom det inte är så stor del av den totala vikten på armen. En mindre person med en arm som väger 3 kg som håller en hantel på 1 kg kommer tycka att det känns jobbigare eftersom den pålagda kraften är en tredjedel av armens tyngd. Även längden på armen som fungerar som hävarm påverkar. Därför är storleken en felkälla i det här experimentet, även om testpersonen var relativt lik modellen i storlek och tyngd.

Modellen är utformad efter en man i femtionde percentilen, vilket innebär att han är ungefär 176 cm lång och väger drygt 80 kg (C. D. Fryar, 2012). Personen som medverkade i testerna är 184 cm och väger ungefär 90 kilo, vilket innebär att han är något större än OpenSim-modellen.

### 5.2 BERÄKNINGAR I OPENSIM

Syftet med beräkningarna som utfördes med hjälp av modellen i programvaran OpenSim var att estimerade de enskilda muskelkrafterna som utvecklades i en viss position. Krafterna skulle sedan användas för att beräkna reaktionskrafterna i axelleden och genom dem hitta en position med låga kraftutvecklingar i leden. Beräkningen av muskelkrafterna är en optimering och eftersom det muskuloskeletala systemet är redundant får beräkningarna av muskelkrafter ses som en uppskattning av verkligheten. Eftersom beräkningarna av reaktionskrafter bygger på resultaten från optimeringen får även de ses som en ungefärlig beskrivning av verkligheten. Valideringen av modellen gav ändå en känsla av att den går att lita på när det gäller att estimerade muskelkrafter.

Eftersom målet egentligen var att hitta en position med lägst reaktionskrafter är kanske storleksordningen av resultaten inte det som nödvändigtvis är viktigast utan jämförelsen mellan de olika uppställningarna vid samma förutsättningar. Alla positioner var statiska, tidsintervallen samma och även övriga inställningar samma. Så det kanske inte är nödvändigt att fokusera alltför mycket på exakt hur stora reaktionskrafterna blev utan bara när de minskade eller ökade.

Valet av parametrar i simuleringsprogrammet är också ett problem. Målet i denna studie har varit att använda så fysiologiskt korrekta inställningar som möjligt för att i största mån efterlikna verkligheten. Det handlar ju inte bara om vilka inställningar som användaren använder i programmet heller, den största delen består i att modellen beter sig på ett sätt som kan efterspegla sanningen. Eftersom modellen är utvecklad och uppdaterad några gånger har den förbättrats och gjorts mer verklighetstrogen med tiden. Musklerna har modellerats med hjälp av Hill's muskelmodell för att få dem att bete sig på ett korrekt fysiologiskt sätt.

## Kapitel 5. Diskussion

Modellen som användes var i det läget ännu inte kompatibel med den senaste versionen av OpenSim (vilket är den senaste i skrivandets stund). Så därför användes OpenSim 3.1 istället för den nyaste versionen 3.3. I den äldre versionen kan inte ligament tas hänsyn till i beräkningarna vilket innebär att deras inverkan inte finns med i resultaten från beräkningarna. Ligament är passiva element, men de påverkar ändå hur musklerna utvecklar kraft vilket gör att det hade varit fördelaktigt att ha med dem i beräkningarna, men det skulle kanske kunna vara ett framtida projekt att ta med den aspekten också. Särskilt runt axeln finns mycket ligament som stabiliserar och i högsta grad bidrar med sin närvaro vid olika rörelser. I "loose packed position" till exempel handlar det mycket om hur ligamenten slappnar av vid en viss position.

### 5.3 PRODUKTUTVECKLING

Att ta fram en produkt utifrån givna krav och behov kan vara svårt för någon som inte är van. Det är mycket som ska tas hänsyn till och i det här fallet skapades först ritningar som borde ha fungerat. Men ur andra aspekter var den varianten inte bra eftersom den inte skulle vara lika lätt att tillverka och den är inte tillräckligt anpassningsbar för olika användare. Därför var den slutgiltiga prototypen mer användbar eftersom de uppfyllde även de kraven.

Det bör noteras att prototypen som har tillverkats i det här projektarbetet är just bara en prototyp vars syfte är att visa principen för en framtida produkt. Remmarna som håller armen på plats i dagsläget hade inte fungerat att ha i längden. Kardborrbanden på dem fästs endast i tyget på ortosen och om de hade satts fast och lossats alltför många gånger hade tyget blivit utslitet. Stygnen som indikerar var den kilformade kudden bör placeras är också något som skulle behöva utvecklas på en produkt. I nuläget fungerar de endast som ett tecken på att det där sedan kommer finnas något som visar var kilen ska fästas.

En framtida produkt skulle även behöva byggas på framtill så att handen har något att vila mot när armen är böjd. I dagsläget är handen utanför kudden vilket inte borde bli så skönt i längden, men det är inget som påverkar vinklarna i överarmen så därför bedömdes det att prototypen kan se ut som den gör.

För att få tillverka en produkt måste den även ha en CE-märkning som bevisar att den uppfyller de krav som ställs på den som en medicinsk teknisk produkt.

### 5.4 EMG-MÄTNINGAR MED PROTOTYP

EMG-mätningarna med och utan abduktionsortosen tänkt att ge indikationer på när muskelaktiviteten är som lägst respektive högst hos några muskler. Eftersom

## Kapitel 5. Diskussion

mätningar på endast en person gjordes är det viktigt att notera att resultatet inte kan användas som bevis för någonting, det är endast en indikation på hur det ser ut. För att det ska kunna kallas en regelrätt studie hade det krävts fler försökspersoner, fler rörelser och mer mätvärden att analysera.

Testpersonens mått på överarmen gjorde att 30° abduktion överskreds med 5°, abduktionsvinkeln uppmättes till 35° vilket egentligen är "fel" enligt tidigare uträkningar i OpenSim. Det kan vara en felkälla men samtidigt kommer kudden att användas av personer av alla olika storlekar och då kommer det bli vissa variationer i vinklarna.

EMG-mätningar med ytelektroder kan bara göras på muskler nära hudytan. Försök att mäta på djupare muskler med ytelektroder hade orsakat interferens från andra muskler och otillförlitliga resultat. Därför gjordes mätningarna på just de här fyra musklerna, men det hade varit intressant att få information från fler muskler till exempel på muskler i rotatorkuffen. I så fall hade ett annat tillvägagångssätt varit nödvändigt.

Vid försöken där testpersonen hade en sittande och avslappnad position blev skiljde sig inte resultaten så mycket från varandra. Lägst värde uppmättes då armen bara hängde längs med sidan. Det var ett resultat som inte var helt önskvärt eftersom tanken är att muskelaktiviteten ska minska när ortosen är på. Däremot gav gång på plan mark och gång i trappa utan ortos högre värden än samma rörelser med abduktionsortos. Eftersom rörelsen kan anses vara en mer verklighetstrogen rörelse i vardagen är det positivt att det i det fallet visade sig vara fördelaktigt att ha en ortos på. Samtidigt är det svårt att dra några konkreta slutsatser eftersom ingen genomgående studie gjordes och så få muskler togs med i mätningen.

### 5.5 TESTER OCH UTVÄRDERING AV PROTOTYP

Olyckligtvis kom det bara in en lämplig kandidat som kunde testa prototypen. Det hade varit önskvärt att ha några till för att få in olika aspekter och åsikter. Det som det här testet kunde visa på var att det inte var obehagligt att ta på ortosen och det verkar kunna gå att sova med den. Sen är den ju stor och klumpig vilket säkert många kan uppleva som besvärande. Men om den lindrar smärtan något så är det kanske värt det.

När prototypen skulle hämtas den andra dagen verkade patienten lite förvirrad och orolig. Det var svårt att få henne att svara på frågorna.

## Kapitel 5. Diskussion

Hur testpersonens fraktur såg ut kontrollerades aldrig, hade fler personer varit med i pilotstudien hade det varit av intresse att undersöka röntgenbilderna för att eventuellt kunna jämföra och utvärdera resultatet utifrån det.

Den här pilotstudien kanske kan bidra till små funderingar kring eventuella framtida studier. Till exempel om produkten kan utvecklas så att den upplevs som mindre klumpig, om det går att lösa så att den kan tas av och på på ett smidigare sätt.

### 5.6 FRAMTIDA ARBETE

Hur det här examensarbetet kan byggas vidare på är först och främst genom en mer ingående studie om hur produkten upplevs och fungerar på den tänka målgruppen. Frågor att ställa sig är om den fungerar att använda i vardagen, om den sitter skönt, om den är lätt att ta på sig, om det känns som att den är ett bra komplement till Humerus Comfort under läkningsperioden och så vidare. Fler patienter behöver testa den och deras upplevelse utvärderas. Det hade varit fördelaktigt om abduktionsortosen kunde användas under hela läkningsperioden och sedan kunde även resultatet av läkningen utvärderas genom att röntga patienten. Ett förslag är att de här testerna genomförs som ett examensarbete av en fysioterapiststudent.

För att produkten ska bli lite bättre behöver den framställas i fler än en storlek. I dagsläget fungerar prototypen på mindre personer men den är inte anpassad för alla. Om produkten kommer tillverkas och börja säljas för att användas måste den även uppfylla kraven för CE-märkning av en medicinskteknisk produkt.

En utveckling som kan göras är att försöka få till rotationsrörelsen i axeln mer exakt än vad den är i dagsläget. Används den nya abduktionsortosen blir det normalt sett ingen rotation, men när mätningar av rotationsvinkeln gjordes blev den i vissa fall 15°. Det beror lite på var på kroppen ortosen placeras. Längre fram hade det varit önskvärt att ordna så att vinklarna blir mer exakta och enklare att upprätthålla.

En mer långsiktig utveckling är tillverkningen av medicintekniska produkter. I en nära framtid kommer förmodligen 3D-printing att bli ett vanligt sätt att tillverka den här typen av produkter. I så fall hade det varit enklare att göra ortosen i den utformningen som först var ett förslag, se ritningar figur 4.17-4.18. Då är det förmodligen också lättare att anpassa varje produkt till brukaren. Kanske varje produkt produceras på plats vid behov och då kan den som provar ut produkten



direkt skapa en i rätt storlek. Då kan även svårigheten i att få till rätt vinklar minskas.

### 5.7 ETISKA ASPEKTER

Frakturer på proximala humerus drabbar ofta äldre kvinnor som är så bensköra att det räcker med ett lågenergifall från samma plan för att resultera i en eller flera frakturer. Eftersom de i många fall redan är svaga eller sjuka sedan tidigare är ett kirurgiskt ingrepp inget som rekommenderas förutom vid öppna frakturer eller andra riktigt svåra skador. Att en äldre patient måste återfå full funktion i axeln är inte lika prioriterat som för någon som är ung och frisk. Samtidigt har de äldre inte en livssituation som kräver full rörlighet och styrka vid alla rörelser.

Våra äldre som drabbas av den här typen av skador måste kunna få en bra behandling där de i största möjliga mån slipper smärta. I dagsläget finns inga standardiserade protokoll eller riktlinjer för behandling av proximala humerusfrakturer hos äldre. En enkel slinga eller ett axellås används ofta men denna behandling är i många fall smärtsam även om analgetika intas. Standarder för hur den konservativa behandlingen ska gå till krävs för att alla ska få samma vård i hela landet.

Förhoppningen med den nya abduktionsortosen är att genom att avlasta axeln kan smärtan reduceras. Ortosen stöttar armen på ett sådant sätt att reaktionskrafterna blir något lägre i axeln vilket borde minska smärtupplevelsen om frakturen är lokaliserad nära ledkulan på humerus. Ortosen tillåter rörelse i underarmen vilket ger bättre blodgenomströmning i armen som främjar läkning. Om det skulle visa sig att användning av ortosen förkortar läknings tiden eller förbättrar läkningsprocessen är det en mycket välkommen bieffekt.

Även om det inte är nödvändigt att patienten måste kunna använda armen fullt ut efter läkningen är det essentiellt att läkningsperioden inte blir en enda lång plåga. Med den nya abduktionsortosen kommer upplevelsen under läkningen bli bättre.

Då vi står inför att befolkningen blir allt äldre kommer gruppen av äldre individer hela tiden att bli större. Det leder till ökat antal åldersrelaterade skador och sjukdomar och det ställs därför högre krav på att kunna ta hand om de drabbade på bästa sätt. Som ett resultat av den ökande åldern kommer även fler och fler drabbas av proximala humerusfrakturer. Därför måste de kunna behandlas och det här examensarbetet är ett steg i riktningen mot att ge äldre en bättre behandling av axelnära frakturer.

### 5.8 SLUTSATSER

Resultatet av beräkningarna med hjälp av modellen i OpenSim var att av de testade positionerna var det en som gav lägre reaktionskrafter i humeroskapularleden. Förhoppningen är att den positionen kan ge en minskad smärtupplevelse för patienter som drabbats av proximala humerusfrakturer.

För att hålla armen i rätt position kan kanske i framtiden den nya abduktionsortosen (i en mer förfinad variant) användas tillsammans med Humerus Comfort även om det är en hel del arbete kvar innan det finns en CE-märkt produkt i olika storlekar.

Det behövs en standard för hur äldre som drabbas av den här typen av skador ska behandlas. Examensarbetet kan vara en första steg mot införandet av standarder för konservativa behandlingsmetoder av proximala humerusfrakturer.

## Kapitel 5. Diskussion

## LITTERATURFÖRTECKNING

Hämtat från NordiCare: <https://nordicare.se/se/om-nordicare/om-nordicare> den 23 02 2016

Hämtat från NordiCare: <https://nordicare.se/media/wysiwyg/pdf/Humerus-Comfort-NordiCare.pdf> den 23 02 2016

A. Ekelund, B. N. (2010). Behandling av proximala humerusfrakturer. *Ortopediskt magasin*, s. 20-22.

*Antropometri*, (2011). Hämtat från Högskolan i Skövde: <http://antropometri.se/calc.php>

*Anybody Technology*. (u.d.), Hämtat från Anybody Technology: [http://www.anybodytech.com/fileadmin/AnyBody/Docs/Tutorials/chap5\\_Muscle\\_modeling/lesson5.html](http://www.anybodytech.com/fileadmin/AnyBody/Docs/Tutorials/chap5_Muscle_modeling/lesson5.html) den 10 02 2016

A-T. Hsu, J. C. (2002). Determining the Resting Position of the Glenohumeral Joint: a Cadaver Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, s. 605-612.

B. M. Nigg, W. H. (1999). *Biomechanics of the Muskulo-skeletal System*. West Sussex, England: Wiley.

C. Boettcher, K. G. (2008). Standard Maximum Isometric Voluntary Contraction Tests for Normalizing Shoulder Muscle EMG. *Journal of Orthopaedic Research*, s. 1-7.

C. D. Fryar, Q. G. (2012). *Anthropometric referene data for children and adults: United States, 2007-2010*. Washington DC: National Center for Health Statistis.

C. Handford, S. N. (2015). A review of current concepts in the management of proximal humerus fracrures, *Trauma*, vol 17, s. 181-190.

C. Scovil, J. R. (2006). Sensitivity of a Hill-based Muscle Model to Perturbations in Model Parameters, *Journal of Biomechanics*, s. 2055-2063.

J. Collins.(1981). The redundant nature of locomotor optimization laws. *Journal of Biomechanics*, s. 793-801.

## Litteraturförteckning

- D. L. Crouch, J. F. (2013). Biomechanical Contributions of Posterior Deltoid and Teres Minor in the Context of Axillary Nerve Injury: A Computational Study, *Journal of hand surgery*, s. 241-249.
- D. L. Hart, S. W. (1985). Biomechanics of the Shoulder, *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, s. 229-234.
- D. Mellström, M. Lorentzon. (2015). *Osteoporos, primär*. Hämtat från internmedicin.se: <http://www.internetmedicin.se/page.aspx?id=360> den 19 01 2016
- J. Dahlquist. (2002). *Biomechanical Study of Human Forearm*, Lund University.
- C. deLuca. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, s. 135-163.
- Dorland's Medical Dictionary for Health Consumers*. (2007). Hämtat från The Free Dictionary: [http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/\\_/cite.aspx?url=&word=&sources=dorland](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/_/cite.aspx?url=&word=&sources=dorland) den 08 03 2016
- F. Martini, E. B. (2013). *Anatomy & Physiology*, Pearson.
- G. Bergmann, F. G. (2011). In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction, *Journal of Biomechanics* , s. 1543-1552.
- G. Tsikandylakis, J. K. (2014). ABC om Axelfrakturer del 2: Skapula och proximala humerusfrakturer, *Läkartidningen* .
- J. Hicks. (2013). Hämtat från SimTk: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Joint+Reactions+Analysis> den 22 02 2016
- H-T. Lin, A. H. (2007). Determining the Resting Position of the Glenohumeral Joint in Subjects Who are Healthy, *Physical Therapy*, s. 1669-1682.
- J. D. Enderle, J. D. (2012). *Introduction to Biomedical Engineering*, Elseiver Inc.
- J. Hicks, T. K. (2015). Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement, *Journal of Biomechanical Engineering*

## Litteraturförteckning

- J. Rasmussen, M. D. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study, *Journal of Biomechanics*, s. 409-415.
- J. Starman, S. K. (2013). Proximal Humerus Fractures in Osteoporotic Bone, *Orthopaedic Knowledge Online Journal*.
- K. L. Moore, A. D. (2013). *Clinically oriented anatomy*, Lippincott Williams & Wilkins.
- K.R. Holzbaur, W. M. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control, *Ann Biomed Eng*, s. 829-840.
- K.R. Saul, X. H. (2014). Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, s. 1445-1458.
- L. Hanson, L. S. (2009). Swedish Anthropometrics for product and workplace design, *Applied Ergonomics*, s. 797-806.
- K. Lund. (2015). Hämtat från SimTK: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Getting+Started+with+Static+Optimization> den 22 02 2016
- M. Apreleva, I. P. (2000). Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 409-417.
- M. Höst, B. R. (2006). Att genomföra examensarbete, s. 39-40.
- M. Nordin, V. F. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal system*, New York: Lippincott Williams & Wilkins.
- M. Reaz, M. S.-Y. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Journal of Biological Procedures*, s. 11-35.
- E. Martinez. (2016). *Benskorhet*. Hämtat från 1177 Vårdguiden: <http://www.1177.se/Uppsala-lan/Fakta-och-rad/Sjukdomar/Benskorhet/> den 19 01 2016
- A. A. Nikooyan. (2011). *Forces in the Shoulder Joint on Validation of Musculoskeletal Shoulder Models*, Delft: Delft University of Engineering.

## Litteraturförteckning

- O. Sand, Ø. S. (2001). *Människand fysiolog*, Oslo: Liber AB.
- P. Olerud. (2012). Operera proximala humerusfrakturer? *Ortopediskt Magasin*, s. 46.
- P. Olerud, A. A. (2011). Hemiarthroplasty versus nonoperative treatment of displaced 4-part proximal humeral fractures in elderly patients: a randomized controlled trial. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, ss. 1025-1033.
- P. Olerud, L. A. (2011). Internal fixation versus nonoperative treatment of displaced 3-part proximal humeral fractures in elderly patients: a randomized controlled trial, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, s. 747-755.
- P. Westerhoff, F. G. (2009). In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, s. 1840-1849.
- P-O. Josefsson, A. N. (2012). Proximal Humerusfraktur. Skånes universitetssjukhus, Skåne, Sverige: VO Ortopedi.
- R. T. Floyd, C. T. (2012). *Manual of Structural Kinesiology, 18th edition*. McGraw Hill.
- S. Heintz, E. G.-F. (2006). Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach, *Gait & Posture*, s. 279-288.
- S. Pheasant, C. H. (2006). *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work, 3rd ed*, Taylor & Francis.
- K. R. Saul, H. X. (2014). Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, s. 1445-1458.
- T. S. Buchanan, D. G. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command, *Journal of Applied Biomechanics*, s. 367-395.
- T. Twiss. (2015). Nonoperative Treatment of Proximal Humerus Fractures. *Springer*, s. 23-41.
- U. Lindgren, O. S. (2007). *Ortopedi*. Stockholm: Liber AB.

## Litteraturförteckning

- D. Winter. (2005). *The biomechanics and motor control of human gait, 3rd edition*. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press.
- Ö. Ljunggren, H. S. (2015). *Osteoporos och Frakturprevention*. Hämtat från Läkemedelsboken:  
[http://www.lakemedelsboken.se/kapitel/endokrinologi/osteoporos\\_och\\_frakturprevention.html](http://www.lakemedelsboken.se/kapitel/endokrinologi/osteoporos_och_frakturprevention.html) den 19 01 2016





## APPENDIX A - KRAVSPECIFIKATION

- *Praktiska aspekter:*
  - Kompatibel med befintlig produkt (Humerus Comfort)
  - Lätt att ta på och av på egen hand
  - Kan bäras utanpå kläderna (fast innanför ytterplagg)
  - Tvättålig
  - Kompatibel för frakturer på både höger och vänster sida
  - Fungerar på både kvinnor och män
  - Kommer i olika storlekar eller one size
  - Tydlig användarmanual medföljer
  - Inte för kostsam
  - Enkel att tillverka
  - Bekväm att sova i
- *Bekvämlighet:*
  - Så bekväm att bära som möjligt
  - Bra passform och skaver inte någonstans
  - Ingenting sitter upp i armhålan (undviker Nervus Axillaris)
- *Läkning:*
  - Håller humerus och axel i rätt position, men tillåter samtidigt viss rörelse
  - Möjlig flexion i armbågsled och supination/pronation i underarm
  - Rotation i axelleden undviks
  - Handen hålls fri och kan till viss del användas i vardagen
  - Fysioterapeutiska övningar är möjliga
  - Minskad smärtupplevelse
  - Påskyndar läkning
- *Design:*
  - Snygg tillsammans med Humerus Comfort
  - Bra material

## APPENDIX B – INTERVJUFRÅGOR TILL TESTPERSONER

### FÖRSTA TILLFÄLLET

Hur ont har du just nu på en skala från 1-10?

Hur känns det direkt när ortosen satts på?

Kan du knäppa av och på remmarna själv?

Kan du röra underarmen?

Känns det skönt att vila underarmen i 90°?

### ANDRA TILLFÄLLET

Hur ont har du idag på en skala från 1-10?

Gick det bra att sova med ortosen på?

Upplever du att den sitter på som den ska eller kasar den?

Känns det som att smärtan minskar med ortosen på?

Sitter ortosen bra, känner du något skav eller obehag?

Hur tror du att det hade fungerat att ha den på i vardagen?

## APPENDIX C - EXEMPELFIL I OPENSIM

```

Coordinates
version=1
nRows=11
nColumns=8
inDegrees=yes

Units are S.I. units (second, meters, Newtons, ...)
Angles are in degrees.

endheader
time      elv_angle      shoulder_elv      shoulder_rot      elbow_flexion      pro_sup      deviation      proximal_flexion
0.0000000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0100000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0200000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0300000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0400000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0500000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0600000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0700000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0800000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.0900000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
0.1000000 40.00000000 30.00000000 10.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000 0.00000000
-

```

## APPENDIX D - ANVÄNDARMANUAL FÖR ORTOS

## ANVÄNDARMANUAL FÖR

## ABDUKTIONSORTOS

Abduktionsortos, med kuddar som håller armen/skuldran immobiliserad i 30° abduktion, men även i en framåttflexion. Vinklarna är anpassade för att ge minimala reaktionskrafter i axelleden och den avlastningen bidrar till lägre smärtpplevelse vid en fraktur på proximala humerus. Kudden är anatomiskt utformad för att passa mot höften och fästs med kardborrband runt midjan.

Till ortosen hör även kilformad del som placeras bakom armbågen för att ge framåttflexion. Abduktionsortosen passar både vänster och höger arm men den kilformade kudden finns i en höger- och en vänstervariant beroende på var skadan sitter.

## INSTRUKTION TILL UTFÖRAREN

Armslingan är lättare att sätta på med hjälp av en annan person. Påtagandet sker med fördel framför en spegel. Placera den anatomiska kudden i lämplig höjd mot höften med den bredare delen framåt. Fäst runt midjan med hjälp av kardborrbandet. Placera den kilformade kudden kant i kant med bakändan på ortosen. Det finns färgade niktärken både på ortos och kil för att det ska bli tydligare var den ska fästas. Kilen fäster med kardborrband på tyget. För höger/vänster anpassning vänds abduktionsortosen upp och ner och den breda delen placeras framåt på andra sidan. En ny kil behövs med kardborren på andra sidan. Här finns en likadan markering var kilen ska sitta men i en annan färg. En ren fästs runt handleden om brukaren vill



hålla armen i ett böjt läge. Poängtera att det är bra att med jämna mellanrum variera mellan rak och böjd arm och att använda underarmen så mycket smärta och rörelseomfång tillåter. Ytterligare en rem kan fästas bak på ortosen och fram runt nedre delen av överarmen så att den hålls intill kudden.

Abduktionsortosen används vid en proximal humerusfraktur och i fördel tillsammans med en Humerus Comfort.

## INSTRUKTION TILL ANVÄNDAREN

Förskrivning samt rekommendation om användning av denna produkt skall göras av medicinskt utbildad person. Initial utprovning av denna ortos skall göras av medicinskt utbildad personall/läkare/ortoped-ingenjör. Läkare eller medicinskt utbildad person avgör hur länge ortosen skall användas. Ordination om hur länge ortosen skall användas per dag måste följas. För att fungera korrekt är det viktigt att rätt storlek används.

Tag omedelbart av den ifall färgförändring sker i huden eller andra problem relaterade till blodcirkulation eller hudirritation uppstår. Kontakta alltid läkare eller utprovare ifall några tväksamheter eller sidos effekter uppstår. Ortosen skall aldrig användas för annat än den avsetts för. Låt inte barn leka med den. Ortosen är avsedd att användas på en patient. Återanvänd den ej på flera patienter. Kilens placering är en rekommendation. Kännas det skönare att ha den längre bak eller fram är det enkelt att ta av och fästa den på det nya stället.

## TVÄTTTRÅD

Kontrollera att kardborrbanden är fria från smuts och att vidhäftningsförmågan inte försämrats. Förslut alla kardborrband före tvätt. Maskin tvätt 40 grader. Använd ej blekmedel. Ej stryknings. Tortkumla ej. Planborstas.

