

## **Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat**

Kandidatarbete PPUX03-15-26

## **Modeling of muscular tissues around hip joint implants**

Bachelor thesis PPUX03-15-26

FREDRIK BOLDIZAR  
KOKCHUN GIANG  
FILIPPA HALLBÄCK  
SOFIA JOHANSSON  
UNA SLIPAC  
SOFIE WÅLLBERG



# Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat

Kandidatarbete PPUX03-15-26

Fredrik Boldizar  
Kokchun Giang  
Filippa Hallbäck  
Sofia Johansson  
Una Slipac  
Sofie Wällberg



## CHALMERS

Institutionen för Produkt- och produktionsutveckling  
**CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA**  
Göteborg, Sverige 2015

## Förord

Kandidatarbetet *Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat* har utförts under våren 2015 vid institutionen Produkt- och Produktionsutveckling och omfattar 15 högskolepoäng. Examinator för kandidatarbetet är Kristina Wärmefjord på PPU och handledning har getts av Dr. Matts Andersson, professor vid samma institution samt VD för Ortoma AB. Kandidatgruppen består av sex studenter från tre olika program på Chalmers Tekniska Högskola: Automation och Mekanik, Maskinteknik samt Teknisk Matematik.

Speciellt tack riktas till Dr. Matts Andersson som bistått med handledning samt viktiga kontakter för att kunna utföra arbetet. Tack riktas även till Dr. Gunnar Németh, Dr. Gunnar Flivik, laboratorieingenjör Lars Ekström samt företaget CedoVision.

## Abstract

The most commonly performed orthopaedic surgery in the world today is Total Hip Arthroplasty. Orthopaedists world wide annually replace 1,2 million hips on patients suffering from severe pain, most often leaving them pain free. The outcome of the surgery depends on the orthopaedist's ability of placing the prosthesis perfectly in the patient's femur to restore the initial hip geometry and functionality. Misplacement of the prosthesis may cause the hip joint to fail after a certain amount of years. Most replacements last between 10-20 years.

A company by name Ortoma in Gothenburg have since the founding in 2011 been studying the planning procedure of orthopaedic surgery. Ortoma believe a more precise planning of the hip replacement will result in a standardized and more accurate placement of the hip prosthesis. The company has developed a computer-aided planning system for hip replacement. The purpose of the system is to support the orthopaedic surgeons with a standardized sizing and placement of the hip prosthesis, using reference points in the unique X-rays of each patient.

The planning system has been introduced to Swedish orthopaedics. Meanwhile Ortoma have been considering if precision can be increased by adding more aspects to the planning procedure, and one topic that has been brought up is the musculoskeletal parts of the hip. Biomechanical studies prove the muscles in the body apply force on the joints, causing wear and exhaustion. Therefore Ortoma issued a bachelor thesis to determine the significance of the muscular effect on the hip joint. Can modeling and implementing muscular parameters in the planning procedure help improve the sustainability of a hip prosthesis?

This study concludes that muscle parameters should be included in Ortomas planning system and therefore should be included in the planning process of a total hip arthroplasty. The basis for this conclusion is a comprehensive study of literature as well as the mathematical model of the human hip that has been created in this project. The study focuses on offset of the hip center from its origin which is a commonly performed change in total hip arthroplasty. However, it may cause a drastic change for the patient since muscles around the hip are moved. To simulate changes that may occur for a patient when the center of the hip is moved a model of the hip has been created consisting of a CAD model and a mathematical model. The results extracted from the model show changes in moments during movement, the force necessary for hip stabilization and the change in muscle lengths for different offsets of the center of motion.

## Sammanfattning

Den mest förekommande ortopediska operationen i världen idag är total höftledsartroplastik. Ortopeder världen över ersätter cirka 1,2 miljoner höftleder årligen eftersom patienter lider av smärta, där huvudsyftet med operationen är att få dem smärtfria efteråt. Resultatet av operationen beror på den ortopediska kunskapen och förmågan att placera proteserna perfekt i patientens lårben för att återställa geometrin och funktionaliteten i höften. En felplacerad protes kan orsaka en misslyckad höftfunktion efter ett antal år. De flesta utbyten håller mellan 10-20 år.

Ett Göteborgsbaserat företag vid namn Ortoma som grundades 2011 har studerat hur ortopeders planering inför en operation på höftleden går till. Ortoma anser att mer utförlig planering kan resultera i en standardiserad och mer noggrann placering av höftprotesen. Företaget har tillsammans med CedoVision utvecklat en planeringsprogramvara för höftledsplastik. Programvaran har för avsikt att fungera som stöd till ortopeders planeringsprocess före operation. Den innehåller ett omfattande bibliotek av standarder för höftproteser. Förslag ges automatiskt från detta bibliotek baserat på referenspunkter som placeras på en röntgenbild tagen från den specifika patienten.

Planeringsprogramvaran har introducerats till svenska ortoperder. Ortoma har även tagit hänsyn till huruvida precisionen kan ökas genom att lägga till aspekter i planeringssystemet, exempelvis kan muskulära delar av höften inkluderas. Biomekaniska studier har visat att muskler i höften påverkar höftleden med krafter som kan orsaka slitage och utmattning. Av denna anledning har Ortoma framställt ett kandidatarbete för att avgöra betydelsen av den muskulära påverkan på höftleden. Kan modellering och implementering av muskulära parameterar i programvaran leda till en förbättrad och mer hållbar höftprotes?

Resultatet av denna studie visar att muskelparameterar bör inkluderas i Ortomas programvara och därmed inkluderas i planeringsprocessen av en total höftledsplastik. Bakomliggande bevisning ligger i en omfattande litteraturstudie samt den matematiska modellen av höftledens biomekanik som skapats. Studien fokuserar på förflyttning av rörelsecentrumet i höftleden gentemot dess ursprungsposition. Denna typ av ändring sker ofta inom höftledsplastik och kan ha kraftig påverkan på muskulaturens funktion. För att simulera förändringar som kan uppstå hos en patient vid denna typ av förändring har en höftledsmodell bestående av en CAD-modell och en matematisk modell skapats. Modellen har sedan kunnat visa på skillnader i kraft- och momentbehov hos muskelgrupper kring höftleden då en viss typ av förflyttning av rörelsecentrum har skett genom att mäta muskellängdsförändringar och ändringar av momentarmar.

## Lexikon

Artros	Autoimmun sjukdom som drabbar leder i kroppen, ledernas brosk bryts ned
Datortomografi (CT)	Skiktröntgen som ger en detaljerad bild av kroppens innamäte och mycket detaljerade bilder av kroppens organ
Gait cycle	Gångcykel, från ett högersteg till ett högersteg
In vivo	Term inom biomedicinsk vetenskap som anger att experiment eller iakttagelser är gjorda på levande organismer
Intraoperativ	Sjukvård under ett kirurgiskt ingrepp
Isometrisk muskelstyrka	Statisk muskelstyrka dvs. ingen förlängning eller förkortning av muskeln
Load sharing	Belastningsfördelning i muskler
Perioperativ	Inkluderar sjukvård under alla faser av en operation: pre-, intra och postoperativ
Postoperativ	Sjukvård efter ett kirurgiskt ingrepp
Preoperativ	Sjukvård före ett kirurgiskt ingrepp
ROM	Range of motion, rörelsegrader

### Förflyttning från ursprungsläge

Offset	Förflyttning från ursprungsläge, i rapporten avses förflyttning av höftledscentrum från ursprungsläge
Anterior	Förflyttning framåt
Inferior	Förflyttning nedåt
Lateral	Förflyttning ut från kroppens centrumlinje
Medial	Förflyttning in mot kroppens centrumlinje
Posterior	Förflyttning bakåt
Superior	Förflyttning uppåt

### Biomekaniska parametrar

Joint reaction force	Resulterande kraften som verkar på höftleden
Moment generating capacity	Vridmomentet som en muskel eller muskelgrupp kan ge upphov till

# Innehållsförteckning

<b>1 Inledning</b>	<b>1</b>
1.1 Bakgrund . . . . .	1
1.2 Syfte . . . . .	1
1.3 Mål . . . . .	1
1.4 Problemformulering . . . . .	2
1.5 Avgränsningar . . . . .	2
<b>2 Metod</b>	<b>3</b>
2.1 Litteraturstudier och intervjuer . . . . .	3
2.2 Modellering av höftleden . . . . .	4
2.3 Framtagning av resultat . . . . .	4
2.4 Bildkällor . . . . .	4
<b>3 Teori</b>	<b>5</b>
3.1 Höftledens anatomi . . . . .	5
3.2 Höftledens fysiologi . . . . .	6
3.2.1 Rörelsefunktioner . . . . .	6
3.2.2 ROM . . . . .	7
3.2.3 Gångcykeln . . . . .	7
3.3 Mjukdelar . . . . .	7
3.3.1 Muskulatur . . . . .	8
3.4 Total höftledsplastik . . . . .	10
3.4.1 Postoperativa resultat . . . . .	11
3.5 Höftledens biomekanik . . . . .	12
3.5.1 Placering och offset . . . . .	13
3.5.2 Belastningsfördelning . . . . .	16
<b>4 Höftledsmodell</b>	<b>18</b>
4.1 Koordinatsystem . . . . .	18
4.2 Modellering av höftledens uppbyggnad . . . . .	19
4.3 Modellering av muskler . . . . .	19
4.4 Utdata . . . . .	20
4.5 Databehandling . . . . .	21



4.6	Muskellängdsfaktorer . . . . .	24
4.7	Väsentliga förenklingar i matematisk modell . . . . .	24
<b>5</b>	<b>Resultat och diskussion</b>	<b>25</b>
5.1	Muskulär påverkan vid THA . . . . .	25
5.1.1	Kraftförändringar hos muskelgrupper . . . . .	26
5.1.2	Momentförändringar hos muskelgrupper . . . . .	27
5.1.3	Förändringar av muskellängder . . . . .	31
5.2	Övergripande modelldiskussion . . . . .	33
5.3	Förenklingar av höftledsmodell . . . . .	33
<b>6</b>	<b>Rekommendationer för vidareutveckling</b>	<b>34</b>
6.1	Implementeringsförslag . . . . .	34
6.1.1	Teknisk beskrivning . . . . .	35
6.2	För- och nackdelar med muskulär implementering . . . . .	35
6.3	Vidare arbete . . . . .	36
<b>7</b>	<b>Slutsats</b>	<b>37</b>
	<b>Referenser</b>	<b>38</b>
	<b>Bilaga 1 - Muskeldata</b>	<b>41</b>
	Flexion . . . . .	41
	Extension . . . . .	43
	Abduktion . . . . .	45
	Adduktion . . . . .	47
	Lateral rotation . . . . .	49
	Medial rotation . . . . .	51
	<b>Bilaga 2 - Operationsmetoder för total höftledsplastik</b>	<b>53</b>
	Anterior Approach (Smith Petersen) . . . . .	53
	Anterolateral Approach (Watson Jones) . . . . .	53
	Direct Lateral or Transgluteal Approach (Hardinge) . . . . .	53
	Posterolateral Approach . . . . .	53
	Posterior Approach (Moore or Southern) . . . . .	53

<b>Bilaga 3 - Kraftförändringar hos muskelgrupper vid förflyttning av rörelsecentrum</b>	<b>54</b>
<b>Bilaga 4 - Muskellängdsförändringar vid förflyttningar av rörelsecentrum</b>	<b>56</b>
<b>Bilaga 5 - Momentförändringar vid förflyttning av rörelsecentrum</b>	<b>57</b>
<b>Bilaga 6 - Matlabkod för databehandlingen</b>	<b>60</b>

# 1 Inledning

Denna rapport inleds med en bakgrund till uppkomsten av kandidatarbetet, följt av projektets syfte och mål. Därefter presenteras problemformuleringen och avgränsningarna för arbetet. Efter inledningskapitlet presenteras metoden i kapitel två följt av teori som återfinns i kapitel tre. Kapitel fyra beskriver framtagningen av höftledsmodellen följt av kapitel fem där resultat och diskussion läggs fram. I kapitel sex finns en slutsats och rapporten avslutas med bilagor.

## 1.1 Bakgrund

Höftledsartros är en sjukdom som orsakar stor smärta och fysisk funktionsnedsättning. En vanlig åtgärd för sjukdomen är total höftledsplastik, också benämnt total höftledsartroplastik (THA). Operationen innebär att höftleden byts ut mot en konstgjord protes. Total höftledsplastik är idag det vanligaste förekommande ortopediska ingreppet och antalet fall ökar för varje år. Operationens främsta syfte är att återställa fullständig funktionalitet samt reducera patientens smärta. Enbart i Sverige utförs cirka 16 000 höftledsoperationer varje år och i världen är den siffran hela 1,2 miljoner. Med den mängden operationer krävs ständig utveckling för att få bästa möjliga resultat. Framförallt handlar det om varje patients återbyggda rörelseförmåga och livskvalitet [1].

Idag utförs förberedelser inför total höftledsplastik genom att ortopederna undersöker en 2D-bild av patientens höftled. Det Göteborgsbaserade företaget Ortoma har tillsammans med ett annat företag vid namn CedoVision utvecklat en datorstödd planeringsprogramvara som ger läkaren möjlighet att modellera patientens höftled i 3D. Programvaran tar med hjälp av utplacerade referenspunkter i benstrukturens röntgenbild fram ett skräddarsytt implantat för varje enskild patient. Förhoppningen är att denna metod ska ge ökad precision i planeringsprocessen som sedermera ska bidra till att resultatet av operationen och implantatets livslängd förbättras.

Ortoma har genom samarbete med ortopeder och ortopedisk forskning föreslagit fler funktioner som ska inkluderas i programvaran med syfte att ytterligare förbättra precisionen och resultatet av total höftledsplastik. De tror att ökad funktion och livslängd av det inopererade implantatet kan erhållas om mjukvävnader inkluderas i planeringen av total höftledsplastik. För att ge en mer korrekt modell är det därför önskvärt att undersöka om simulering av muskler och eventuellt andra mjuka ledkomponenter resulterar i ökad precision i planeringen av höftledsplastik och därmed förbättrar det efterföljande resultatet hos patienten. I dagsläget finns inga studier kring just detta, vilket skapar ett tillfälle för att studera hur mjukdelar kring höftleden kan inkluderas i detta avseende.

## 1.2 Syfte

Kandidatarbetet syftar till att undersöka om muskler och andra mjuka ledkomponenter i höftleden är relevanta att implementera i Ortomas befintliga planeringsprogramvara Ortoma Plan.

För att bistå Ortoma med ett teoriunderlag för vidareutveckling av den aktuella programvaran kommer en kartläggning av relevanta muskler utföras. Arbetet kommer även inkludera undersökningar kring muskelpåverkan i samband med total höftledsplastik samt biomekaniska studier och simuleringar.

## 1.3 Mål

Projektet utförs för att öka kunskapen inom företaget Ortoma, men även för handledare, examinator och andra studenter. Långsiktigt gynnar denna undersökning även ortopeder. Därför ska projektet uppfylla flera olika slags mål för dessa målgrupper.

För Ortomas skull är målet främst att ta fram konkreta argument för för- och nackdelar med att inkludera muskulaturen i planeringsprocessen. Tillhörande detta är modellering av funktioner i höftleden samt en databas innehållande relevant information om muskulaturen kring höftleden. Databasen ska innehålla parametrar som kan användas av CedoVision för att modellera upp muskulaturen, samt parametrar som ortopedier anser relevanta. Ett mål är även att lägga fram förslag på hur eventuella muskelparametrar kan inkluderas i programvaran.

Ortopedernas intresse ligger i att programvaran kan komma att förbättra resultatet av total höftledsplastik. Detta projekt kommer att resultera i ett förslag till utveckling av programvaran och därmed kommer även ortopedier att gynnas.

## 1.4 Problemformulering

En övergripande frågeställning som kommer att studeras är möjligheterna att preoperativt tillhandahålla information om hur ändringar till följd av ortopedisk kirurgi påverkar höftleden geometriskt och hur den kommer att belastas på grund av muskler.

Projektet kan delas upp i tre huvudsakliga delar:

- Sammanställning av de muskler som anses relevanta i området kring höftleden
- Utredning av påverkan vid total höftledsplastik:
  - Hur påverkas muskler och andra mjuka ledkomponenter före, under och efter total höftledsplastik?
  - Hur påverkar placeringen av ett höftledsimplantat resultatet efter en operation i jämförelse med en frisk höftled?
- Sammanställning av insamlad information som ska verka som underlag för hur framtida programvara ska se ut:
  - Hur bör datan presenteras i programvaran för att tillhandahålla relevant information samt för att ge bästa möjliga förståelse utan att försvåra planeringsprocessen?

## 1.5 Avgränsningar

Programvaran innehåller idag modeller av de hårda vävnaderna i och kring höftleden. Parametrar som redan inkluderas behöver därför inte undersökas utan endast studeras för att ge en övergripande förståelse. Vävnaderna som ska detaljstuderas kommer därför att avgränsas till de som är avgörande för höftledens biomekaniska egenskaper. Fokus ligger främst på muskulaturen eftersom den har störst inverkan på höftleden, därför inkluderas ej ligamenten kring höftleden i rapporten.

## 2 Metod

Metoden för kandidatarbetet delades upp i två centrala delar; ena delen bestod av litteraturstudier och intervjuer, andra delen fokuserades mer på CAD- och matematisk modellering. Resultatet av dem ledde till uppbyggnad av en databas för muskulaturen i området kring höftleden, samt argument för att muskulaturen bör inkluderas i planeringsprocessen och förslag på hur de kan vägas in i Ortomas programvara.

### 2.1 Litteraturstudier och intervjuer

På grund av att projektet har en medicinsk bakgrund påbörjades kandidatarbetet med en genomförlig anatomisk och fysiologisk studie kring höftleden. Detta lade sedan grund för den kartläggning av de mjuka vävnaderna som skulle utföras. I kartläggningen beskrivs egenskaper, funktioner och variationer hos de viktigaste musklerna och ledbanden.

Vidare litteraturstudier genomfördes för att undersöka vilken påverkan höftledsplastik har på de mjuka vävnaderna. Den litteratur som studerades var ortopedisk facklitteratur avsedd för ortopediska kirurger, samt facklitteratur för medicinska studier. Under hela projektet studerades medicinska artiklar om höftledskirurgi och muskulatur kring höftleden för att ge information som kan besvara frågeställningarna. Mestadel av facklitteraturen erhöles genom handledare Matts Andersson. Artiklarna hämtades från pålitliga publikationsdatabaser genom Chalmers bibliotek och PubMed.

Den mesta av litteraturen är skriven på engelska med tillhörande engelska och latinska termer. Eftersom kandidatrapporten skulle skrivas på svenska valdes metoden att i möjligaste mån använda motsvarande termer översatta till korrekta svenska termer, med undantag för de som endast har en latinsk eller engelsk term då skrevs på latin. De latinska orden skrevs i kursiv text. De medicinska fackspråkstermerna som ansågs relevanta att ge en förklaring till finns beskrivna i lexikonet på sidan *iv*.

Vid sidan av litteraturstudier gjordes ett antal intervjuer med områdeskunniga. För att undersöka funktionerna och användarvänligheten hos Ortomas planeringsprogram gjordes två besök hos CedoVision i Göteborg. På CedoVision besöktes först Anders Törnqvist som är CEO och utvecklingschef på företaget och Lars-Eric Björk som är projektchef. De gav svar på vilka möjligheter de ser i utvecklingen av programvaran och gav inspiration till hur problemet skulle kunna tas an. Det erhöles även en utförlig genomgång av programvaran. Vid andra besöket hos företaget intervjuades systemutvecklarna Johan Olsson och Pasi Riihinen vilka gav en mer detaljerad information om datainläsning och relevanta referenspunkter i programvaran. De gav oss även nyttiga CAD-filer av relevanta delar i höftleden.

Genom handledarens kontaktnät erhöles möjlighet att träffa kunniga personer inom ortopedin. Dels intervjuades Lars Ekström, verksam forskare och laboratorieingenjör vid Yrkesortopedi på Sahlgrenska Universitetssjukhuset, dels intervjuades två ortopediska kirurger; Dr. Gunnar Flivik och Dr. Gunnar Nemeth. Gunnar Flivik är professor och verksam vid Lunds Universitetssjukhus som ortopedisk kirurg, lärare och forskare. Gunnar Nemeth är professor och tidigare klinikchef vid Karolinska Universitetssjukhuset och jobbar numera med forskning och utbildning inom ortopedi. Gunnar och Gunnar gav omfattande svar på hur operationen påverkar patientens muskulatur, samt öppnade upp för nyttiga diskussioner om höftledsplastik och forskning inom biomekanik.

## 2.2 Modellering av höftleden

När en grundläggande förståelse för höftledens anatomi och funktion fanns till grund kunde leden och kringliggande muskler modelleras. För att systematiskt undersöka muskelpåverkan kring höftleden skapades en modell i CAD-verktyget CATIA. CedoVision gav tillgång till CAD-modeller av de två mest relevanta benen vid höftledsrörelser: bäckenbenet och lårbenet. Utifrån dessa modeller kunde samtliga relevanta muskler ritas ut intill benen enligt metoden i kapitel 4. Till datormodellen skapades en matematisk modell för att beräkna förändring av vridmoment från muskler och kraftpåverkan på höftleden i och med höftledsplastik. Denna modell beskrivs utförligare i avsnitt 4.7.

## 2.3 Framtagning av resultat

Resultatet togs fram genom att använda de teoretiska argumenten från litteratur och intervjuer som argumenterar för att muskulaturen är en viktig aspekt att väga in i planeringen av höftledsplastik. Den datorbaserade modellen med tillhörande matematisk modell användes för att dels verifiera de teoretiska argumenten, dels för att ge en tydlig bild av hur muskelparametrar kan redovisas.

Till slut skapades ett förslag på hur muskelparametrar kan redovisas för ortopederna i Ortomas planeringsprogram, utifrån de beräkningar som gjorts med hjälp av datormodellen.

## 2.4 Bildkällor

Anatomiska bilder som används i rapporten är hämtade från Anatomy Zone [2], en databas med 3D-bilder av kroppens hårda och mjuka vävnader. Tillstånd att använda skärmdumpar från sidan har givits av websidans administratörer. Övriga bilder har skapats i bildbehandlingsprogram, CATIA, MATLAB eller hämtats från Wikimedia commons [3].

## 3 Teori

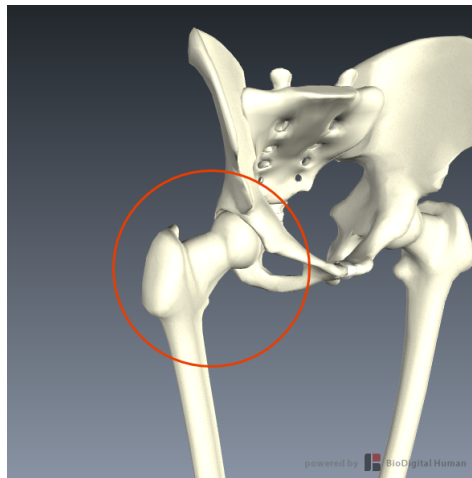
Teoridelen i detta projekt inleds med bakgrund om höftledens anatomi och fysiologi för att ge läsaren bra förståelse över det som ska utredas i kommande delar av rapporten. Följande delar behandlar höftledsplastikens konsekvenser för patienten samt mätbara parametrar på efterkommande resultat av denna typ av operation - höftledens biomekaniska parametrar i och med offset, förändringar i gångcykeln, ROM-påverkan och load sharing.

Teorin grundas på litteraturstudier och intervjuer med de personer som omnämns i metodavsnittet, kapitel 2.

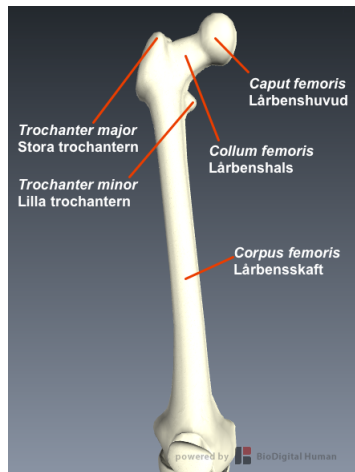
### 3.1 Höftledens anatomi

Höftleden, markerad i figur 1, är en så kallad kulled som binder samman lårbenet med bäckenet. Leden består av lårbenshuvudet som har formen av en kula och höftledsgropen som formar en skål. Höftledsgropen omsluter stor del av lårbenshuvudet vilket ger en mycket god rörlighet i leden. Figur 2 beskriver lårbenets delar och figur 3 beskriver bäckenbenet [4].

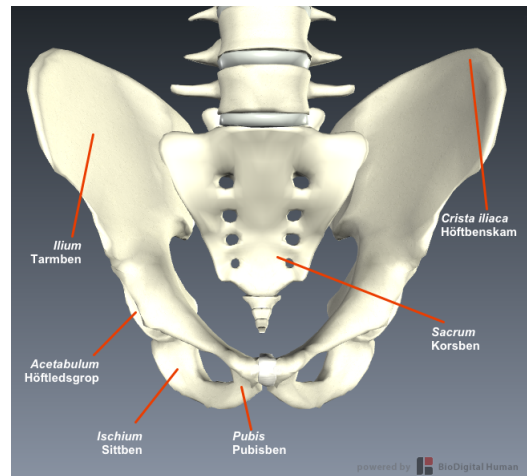
Uppbyggnaden av denna kulled resulterar i stor rörlighet kring tre axlar. Rörligheten hos höftleden begränsas dels av andra kroppsdelar, men främst av muskler och ligament som är till för att öka stabiliteten i leden. Leden ska tåla stora påfrestningar utan att dislokteras och ska även klara av belastningar från kroppsvikt och ytterligare krafter som uppstår vid fysisk aktivitet [5] [6].



**Figur 1:** Höftledens anatomi [2]



Figur 2: Lårben [2]



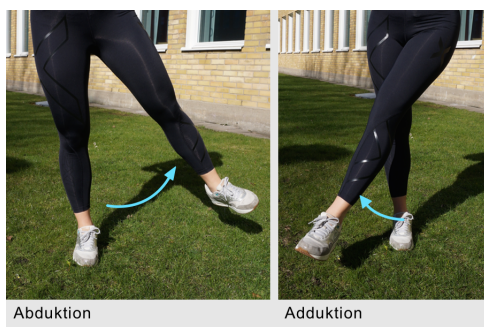
Figur 3: Båcken [2]

## 3.2 Höftledens fysiologi

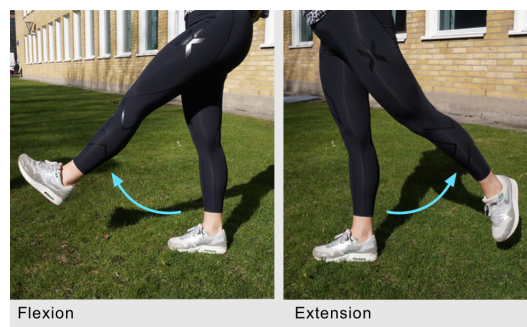
Höftledens utformning leder till stor rörlighet och för att beskriva denna finns olika begrepp och generella rörelsemönster. Musklerna i låret och intill höftleden kan delas in i undergrupper, indelade efter muskelns primära rörelsefunktion.

### 3.2.1 Rörelsefunktioner

Rörelserna hos höftleden kan delas in i olika kategorier: flexion, extension, adduktion, abduktion och rotation. Flexion är rörelsen då höftleden böjs framåt, det vill säga då benet förs framåt och detta sker varje gång ett steg tas. Extension innebär att höftleden vrids bakåt, alltså att benet sträcks bakåt. Adduktion är då benet förs in mot kroppen i sidled och abduktion då benet förs bort från kroppen i sidled. Rotation i höftleden sker då leden roteras vilket betyder att benet antingen roteras inåt eller utåt. Samtliga rörelsefunktioner beskrivs i figurerna 4, 5 och 6.

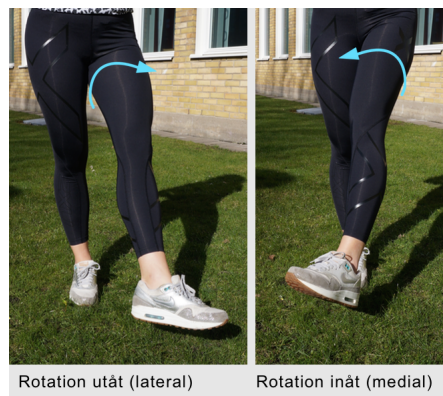


Figur 4: Abduktion och adduktion



Figur 5: Flexion och extension





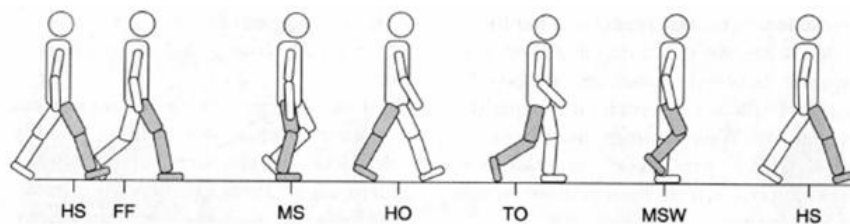
**Figur 6:** Rotation utåt och inåt

### 3.2.2 ROM

ROM är förkortningen för Range of Motion, det vill säga avståndet som ett rörligt objekt kan färdas då det är fäst i något annat. I medicinskt sammanhang syftar detta på de avstånd och vinklar en led kan förflyttas och roteras tills den når sin maximala vinkel i förhållande till en annan kroppsdel. På grund av kroppens komplexa struktur har en viss leds läge stark koppling till läget av andra leder, som exempel är flexion av höften begränsad av knäledens extension. Det är därför inte alltid möjligt att specificera ROM för en viss led utan att även specificera läget av kringliggande leder.

### 3.2.3 Gångcykeln

Gångcykeln, se figur 7, är ett återkommande rörelsemönster som beskriver människans gång från ett högersteg till nästa högersteg. Genom att dela upp rörelsemönstret i mindre delfaser kan gången undersökas enklare och utvärdera momentana, varaktiga belastningar och rörelser av kroppens olika delar [7]. Analys av en patients gångcykeln kan göras för att undersöka rörlighet och belastning på höftleden.



**Figur 7:** Gångcykeln [8]

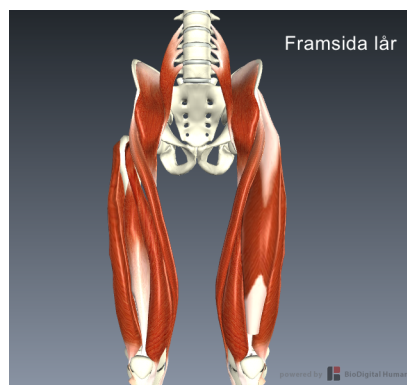
## 3.3 Mjukdelar

Runt höftleden finns mjukvävnad som verkar för att skydda och hålla samman ben och inre vävnader. De mjuka vävnader som studeras i detta arbete är främst muskulaturen eftersom de har huvudrollen i detta problem, men även ligamenten eftersom de berörs vid höftledsplastik.

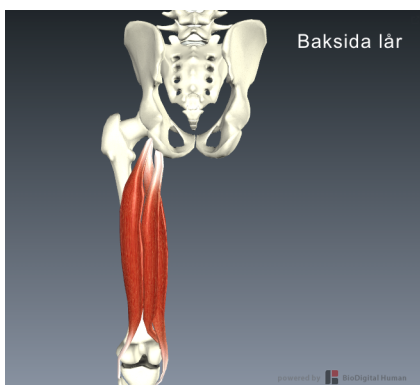
### 3.3.1 Muskulatur

Muskulaturen i kroppen syftar till att möjliggöra rörlighet samt fungera som en förstärkning till skelettet. Närmare bestämt handlar det om skelettmuskler som i synnerhet fäster till benen i skelettet med hjälp av senor. De arbetar i nära samverkan med skelettets leder och har oftast sina infästningar intill dem. Varje muskel har någon eller flera olika slags rörelsefunktioner vilket innebär att den hjälper till att röra en led i någon eller ett par olika riktningar. Oftast finns en primär funktion och en eller flera sekundära. Flera muskler kan ha samma slags rörelsefunktion men är då placerade på olika ställen längs med benet och fäster till olika punkter. En muskel har förmågan att ge ett visst vridmoment. Det skapas genom att en kraft initieras av musklen som har en viss momentarm till leden som ska vridas.

De muskler som ger upphov till rörelser i höftleden är 23 stycken. Musklerna har varierande storlek varav de allra minsta går från höftleden och en liten bit in i bäckenet medan de största löper från höftleden ner till knäet. Den största muskeln invid höftleden, som även är kroppens största muskel, är *gluteus maximus*<sup>1</sup>. Flera muskler på framsidan och baksidan av låret har en gemensam infästning vid övre delen av skenbenet som utgörs utav iliotibialbandet<sup>2</sup>. Samtliga muskler finns ingående beskrivna i en muskeldatabas i bilaga 1. Figur 8, 9 och 10 visar muskeluppbyggnaden kring höftleden ur olika perspektiv.



Figur 8: Muskulatur framsida lår [2]



Figur 9: Muskulatur baksida lår [2]



Figur 10: Muskulatur insida lår [2]

<sup>1</sup>Stora sätesmuskeln

<sup>2</sup>Ett tjockt band av fascia på den laterala aspekten av knäet som sträcker sig från utsidan av bäckenet, över höft och knä, och sitter strax under knäet

På grund av mängden muskler intill höftleden grupperas de oftast i litteraturen för att ge färre benämningar. Det finns olika sätt att gruppera dem, bland annat efter placering eller rörelsefunktion. Grupperingen underlättar även eventuella beräkningar för muskelparametrar. En lämplig gruppering av muskulaturen som används i ortopedisk litteratur är utefter respektive rörelsefunktion som i tabell 1.

**Tabell 1:** Höftledens muskulatur indelat under rörelsefunktioner.

Muskelgrupp (funktion)	Namn
Flexion	Psoas major Psoas minor Iliacus Rectus femoris Sartorius
Extension	Gluteus maximus Biceps femoris Semitendinosus Semimembranosus
Abduktion	Gluteus maximus Gluteus medius Gluteus minimus Tensor fasciae latae
Adduktion	Pectineus Adductor longus Adductor brevis Gracilis Adductor magnus
Lateral rotation	Gluteus maximus Gluteus medius Piriformis Superior gemellus Oburator internus Oburator externus Inferior gemellus Quadratus femoris
Medial rotation	Gluteus medius Gluteus minimus Tensor fasciae latae

Vid utförande av total höftledsplastik är det viktigt att lokalisera vilka muskler som fäster intill leden för att försäkra sig om att dessa inte kommer till skada då det öppnas upp in till leden. Musklerna spelar också en stor roll då de hjälper till att ta upp den belastning som den nya leden utsätts för efter operation. Musklerna är alltså en viktig aspekt att ta hänsyn till vid planering och utförande av höftledsplastik. [9]

Ur planeringsperspektiv kan det vara intressant att räkna på muskelkrafter i höftleden. För att kunna räkna ut belastningen på en protes eller en höftled krävs anatomiska uppgifter om längden på höftmusklernas momentarm. Vissa musklers moment kan verka i fler än ett plan, vilket bidrar till att höftleden och dess rörelser blir mer stabila.

Tidigare studier tyder på att muskler som hamstringmusklerna<sup>3</sup> och *gluteus maximus* som of-

<sup>3</sup>Biceps femoris, semitendinosus och semimembranosus

tast identifieras som höft-extensorer också har mekaniskt bidrag till adduktion tillsammans med muskeln *adductor magnus*. Alltså krafter som utövas av dessa muskler får ett moment som resulterar i både adduktion och extension av höften. Muskler som till exempel *rectus femoris* och *sartorius* ses vanligtvis som höft-flexorer men bidrar med abduktion tillsammans med *gluteus medius*, *gluteus minimus* och *tensor fascia latae*. De inducerade momenten i muskler som är antingen sneda eller i motsatt riktning har en stabiliserande effekt och därigenom ökar kompressionskraften i leden. För att få en mer korrekt bild av krafterna som uppstår är det relevant att inkludera dessa stabiliserande muskler tillsammans med de muskler som utför rörelsefunktionen [10].

### 3.4 Total höftledsplastik

Höftleden utsätts för belastning vid nästan all form av rörelse, däribland gång, löpning, cykling och i sittande position. På grund av höftledens centrala betydelse vid rörlighet så innebär minsta felaktighet i höftleden ett handikapp hos individen. Det finns flera möjliga orsaker till en felaktig eller skadad höftled. Leden kan dels vara missbildad vid födsel eller skadad från en olycka, men den vanligast förekommande orsaken är att den drabbas av någon form av ledsjukdom.

Artros är den mest förekommande ledsjukdomen idag. Den bryter ned brosket i leden vilket bidrar till ledförslitning som orsakar stor smärta och stelhet. En annan degenerativ höftledssjukdom som leder till funktionsnedsättning och smärta är vaskulär nekros, vilken medför att lårbenshuvudet förlorar en del av sin blodtillförsel och till slut dör. Andra problem som kan drabba höftleden och senare leda till sjukdom i leden är höftfraktur och medfödda missbildningar i höftleden som bidrar till andra typer av förhållanden i leden än normalt. Brosket i höftleden kan i sällsynta fall även slitas bort och lårbenshuvudet blir då i efter hand skrovligt och urkärnat [11].

Ovanstående åkommor i höftleden leder alla till smärta som lämnar individen lidande och funktionsnedsatt. Om denna smärta inte behandlas omgående kan det leda till snedbelastning, vilket bland annat gör att den kringliggande muskulaturen blir överansträngd och försvagad. I många fall visar detta sig i form av haltande och obalanserad muskulatur [12]. Eftersom höftleden är väsentlig för att kunna utföra vardagliga rörelsemönster såsom gång, sitta ned och att gå i trappor så krävs ofta en återställande åtgärd som i de flesta fall är total höftledsplastik. Syftet med höftledsplastik är i första hand att reducera smärtan som patienten upplever samt återställa ursprunglig funktion så bra som möjligt, däribland rörlighet och styrka. Åtgärden innebär att höftleden ersätts med en protes.

Höftledsprotesen består av två delar, en ledkula och en ledskål som vi ser i figur 11. Ledkulan sitter på en stamdel som förankras ned i lårbenets benmärg. Ingreppet kan sammanfattas i ett par övergripande moment. Först tas lårbenshalsen bort och ersätts med en konstgjord ledkula. För optimal funktion fästes en skål anpassad efter den nya kulan i höftledsgropen. Sedan fästes de olika protesdelarna genom att använda bencement, vilket är en akrylplast som är till för förankring av ledproteser. Hela ingreppet tar cirka 1-1,5 timmar. På äldre personer fästes protesdelarna vanligtvis med bencement men vid operation på yngre patienter behövs oftast ingen bencement eftersom proteserna växer fast på egen hand med tiden. Ledkulan med stam är för det mesta gjord av metall medan ledskålen är gjord av plast. Denna kombination av material bidrar till låg friktion för att i så stor grad som möjligt efterlikna den ursprungliga funktionen i leden [13].



Figur 11: Höftledsprotesen [14]

För de flesta patienter försvinner smärta och värk och de erhåller en förbättrad rörelseförmåga. Cirka 95% av de patienter som genomgår total höftledsplastik erhåller god funktion i den utbytta leden i över 10 år. För äldre patienter kan implantatet hålla livet ut. Yngre patienter kan komma att behöva opereras igen för att byta ut ledprotesen då exponering kan bidra till att implantatet i lårbenet lirkas loss och hamnar snett inuti lårbenet [15].

I bilaga 2 finns ett flertal olika tillvägagångssätt för total höftledsplastik beskrivna. Ingreppets påverkan på de mjuka vävnaderna varierar mellan de olika tillvägagångssätten eftersom de olika ingreppen kräver att olika muskler snittas eller lossas från sina fästen. Valet av ingrepp för en patient kan variera mellan olika läkare, beroende på läkarens egna preferenser och erfarenheter [16]. Skador uppstår ofta på *gluteus minimus* eftersom denna muskel är fäst vid *trochanter major* där snittet ofta läggs [17].

### 3.4.1 Postoperativa resultat

Ett godkänt resultat efter total höftledsplastik verifieras genom att patienten återfår rörlighet i leden, samt att smärtan försvinner. Det finns trots detta mätningar som gjorts på patienter en månad efter operation som visar på en minskning av isometrisk muskelstyrka i flexormuskler samt minskning av vridmoment i extensormuskler, abduktormuskler, knäextensormuskler och flexormuskler. Dessa patienter upplever också besvärligheter med funktionell prestanda såsom gå upp och ner för trappor, sätta sig ner eller stålla sig upp och kortare promenader. Ett år efter ingreppet kan patienten förvänta sig bättre resultat gällande isometrisk muskelstyrka. Dock kan den funktionella prestandan fortfarande vara besvärlig och patienter råds genomgå rehabilitering de första månaderna efter ingreppet då postoperativa styrkeförluster och minskad funktionskapacitet kan hålla i sig ett tag efter ingrepp [18].

Att studera gångcykeln och ROM hos en patient efter total höftledsplastik är en viktig utvärdering av resultatet av operationen. Som oftast består studierna av mätningar på patienter med felaktig höftled före och efter total höftledsplastik. Deras resultat jämförs sedan med en kontrollgrupp som i detta fall består av personer med helt friska höftleder utan tendens till att drabbas av höftledssjukdom. De postoperativa testerna utförs vanligen sex månader efter genomförd höftledsplastik när patienten har genomgått rehabilitering.

Studier visar på att ROM ofta minskar hos patienter med sjukdom eller felaktighet i höftleden i jämförelse med kontrollgruppen. Omfånget på ROM mättes före operationen och kompletterades sedan med mätningar efter operationen, där båda mätningarna visade på att ROM minskade i omfång vid jämförelse med kontrollgruppen. I och med att ROM minskar påverkas steglängden. De flesta patienter med höftledsartros hade en kortare steglängd än personerna i kontrollgruppen. Den preoperativa steglängden mättes i genomsnitt till 95 cm och postoperativt till 96

cm hos patienterna. Steglängden hos kontrollgruppen låg i genomsnitt på 99 cm [19].

Ett ytterligare sätt att studera resultat av THA som gjordes i samma studie var att studera muskelgruppernas medelintensitet med hjälp av EMG. Muskelintensiteten i lårbensmusklerna uppmättes före och efter operationen, och resultat visade på att patienter med felaktiga höftleder har högre muskelaktivitet både pre- och postoperativt i jämförelse med kontrollgruppen. Muskelaktiviteten i lårbenet hos patienterna var i allmänhet högre än muskelaktiviteten hos kontrollgruppen på grund av att musklerna kompenserar för försvagad höftledsfunktion. Muskelaktiviteten hos *rectus femoris*, *sartorius*, *tensor fascia latae*, *gluteus maximus* och *gluteus medius* minskade efter operation, medan muskelaktiviteten hos *adductor magnus*, *biceps femoris* och *semitendinosus* ökade efter operation [19].

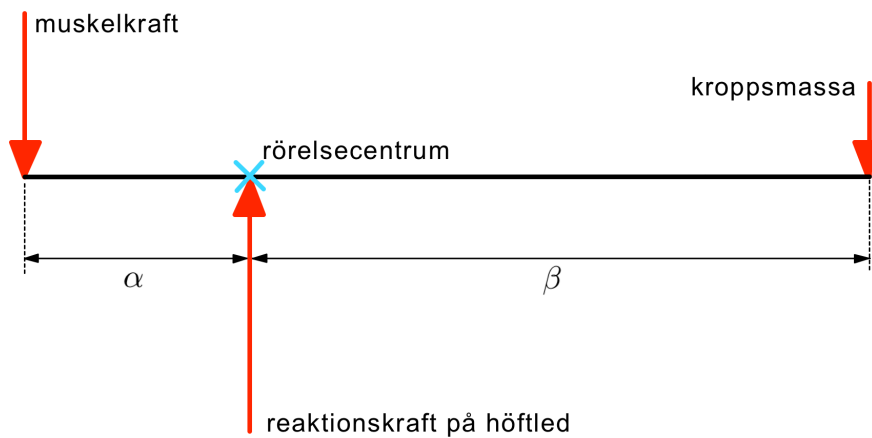
Studien visade att den största återuppbyggnaden av rörlighet uppnåddes inom de första sex månaderna efter operation. Skillnaden var som störst i gångcykeln där symmetri mellan höftlederna återställdes nästan helt. Det som inte återgick till normalt var muskelaktiviteten som fortsatte att vara betydligt högre hos patienterna än hos kontrollgruppen. Detta berodde sedermera på en inövad kompenserande gångcykel som fått musklerna att avlasta den felaktiga höftleden [19].

### 3.5 Höftledens biomekanik

Under en senare tid har ortopedier börjat inse vikten av att undersöka biomekaniken i kroppens leder. Det är en kunskap som funnits länge men som inte använts i stor utsträckning inom ortopedin. Ortopederna Gunnar Flivik och Gunnar Nemeth pekar på hur viktig just denna aspekt är och konsekvenserna av att förbise biomekanisk inverkan. De menar att resultatet av alla utförda fall av höftledsplastik skulle förbättras om ortopedier världen över studerade hur belastning från muskler förändras och dess påverkan på leden när geometrin i höftleden ändras. Det finns fall där implantatet lirkas loss som beror på ökad kraftbelastning på höftleden. Ändring av muskellängder eller omplacering av rörelsecentrum kan resultera i minskad momentöverföring från musklerna vilket innebär att mer kraft behövs för att åstadkomma rörelser. Patienten upplever det som att musklerna blivit svagare [20].

Höftens biomekanik brukar studeras under två förhållanden: statiskt vikt bärande förhållanden som att stå på ett eller två ben, samt dynamiska förhållanden som att gå på plan mark eller i trappor. Höften har en väldigt bra stabilitet och även stor rörlighet inom sex frihetsgrader [21].

Det finns två olika termer som brukar omnämnas i biomekaniska sammanhang: moment generating capacity och joint reaction force. Moment generating capacity är det totala vridmomentet som en muskelgrupp kan utföra. Joint reaction force är den resulterande kraft som verkar på höftledskulan som uppstår på grund av kroppsmassan och den sammanlagda uppvägande muskelkraften enligt figur 12.



**Figur 12:** Belastning av höftleden,  $\alpha$  utgör avståndet från höftleden till lårbenets centrumlinje,  $\beta$  utgör avståndet från höftleden till kroppens centrumlinje. En approximation av den statiska belastningen då belastning sker på ett ben, till exempel vid ett steg.

En belastning på höftledens axel är uppvägt av moment från kringliggande muskler, vilka är av samma storlek och i motsatt riktning. Momentet från musklerna utvecklas av musklerna kring höftleden. Som exempel vägs flexande belastningar kring höftleden av ett moment från extensormusklerna, till exempel *Gluteus maximus*, *hamstrings* och *adductor magnus*. Varje muskel bidrar delvis till det totala momentet [22].

### 3.5.1 Placering och offset

Under utförande av total höftledsplastik vill ortopederna i möjligaste mån återställa geometrin i den ersatta höftleden, för att dels återge symmetri mellan patientens höftleder och dels återställa de biomekaniska egenskaperna. I somliga fall är det inte möjligt för ortopederna att återskapa ursprunglig geometri, vilket kan innebära att höftledens rörelsecentrum kommer att förflyttas från ursprunglig position. Denna förflyttning kallas för offset [20].

Placeringen av implantatet kan varieras genom att ortopederna förflyttar det i någon riktning. Detta innebär en förflyttning av rörelsecentrum som för implantatet innebär inre mittpunkten i den artificiella höftledskulan. Vanligast är att förflyttning sker lateralt eller mediallyt. Förflyttning uppåt eller nedåt resulterar i förändrad benlängd, vilket inte är önskvärt. Förflyttning framåt eller bakåt resulterar i att höftleden förskjuts och därmed förskjuter benet framåt eller bakåt, vilket kan ställa till med problem för patienten. En liten förflyttning i sidled kan orsaka stor förändring i belastning på höftleden, och kan i värsta fall leda till fortskriden förslitning. Det är inte ovanligt att rörelsecentrum flyttas en centimeter. Trots den lilla ändringen kan muskellängden och muskelns momentarmar ändras. Detta kan i sin tur bidra till minskad förmåga för muskeln att överföra kraft och moment kring höftleden. Oftast sker detta då implantatdelen för höftledsgropen inte kan fästas i ursprunglig position utan måste förflyttas i något eller några led. Denna förändring kan kompenseras genom att implantatets hals förlängs eller vrids vilket återger musklerna sin naturliga längd och momentarmar.

Då rörelsecentrum förflyttas från ursprungsposition orsakas antingen en minskning eller ökning av momentöverföring hos muskelgrupper. Vissa förflyttningar ger en likartad ökning eller minskning hos samtliga muskelgrupper, medan andra visar på olika resultat för varje mus-

kelgrupp. Orsakar förflyttningen en förkortning av muskler minskar den momentöverförande förmågan medan en muskelförlängning leder till ökad förmåga. För att undvika en förminskad momentöverföring kan kompenseringar behöva göras för att återställa muskellängder. En studie behandlar och undersöker denna metod med hjälp av en datormodell [23]. Där har samtliga förflyttningar undersökts för kompenserat och icke kompenserat tillstånd. Tabell 2 redovisar studiens resultat på förändringar av muscle generating capacity vid förflyttningar av rörelsecentrum.

**Tabell 2:** Moment generating capacity förändring: Muskelnas förändrade förmåga att generera moment efter THA [23]

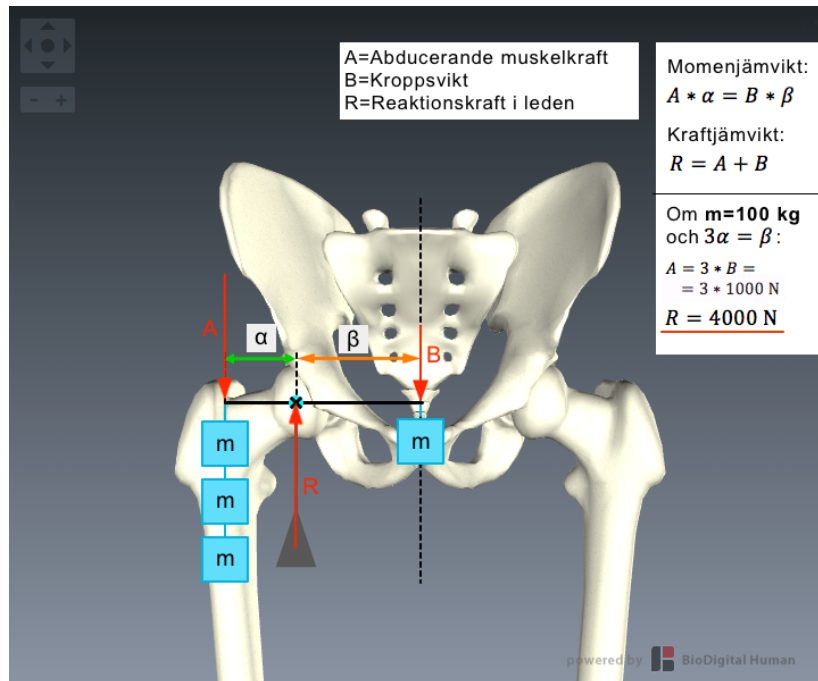
Typ av förflyttning	Muskelgrupp	Moment generating capacity (faktor 1.0 motsvarar oförändrat tillstånd)	
		Okompenserat fall	Kompenserat fall
Medial (10 mm)	Abduktion	0.96	1.17
	Adduktion	0.75	0.82
	Flexion	<± 0.03	<± 0.03
	Extension	<± 0.03	<± 0.03
Lateral (10 mm)	Abduktion	0.97	0.63
	Adduktion	1.51	1.38
	Flexion	<± 0.03	<± 0.03
	Extension	<± 0.03	<± 0.03
Superior (20 mm)	Abduktion	0.51	0.82
	Adduktion	0.95-0.75	1.18
	Flexion	0.95-0.75	1.11
	Extension	0.95-0.75	1.2
Inferior (20 mm)	Abduktion	1.27	1.16
	Adduktion	1.12	0.87-0.82
	Flexion	1.24	0.87-0.82
	Extension	0.95	0.87-0.82
Anterior (10 mm)	Abduktion	<± 0.03	<± 0.03
	Adduktion	<± 0.03	<± 0.03
	Flexion	0.83	0.8
	Extension	1.16	1.18
Posterior (10 mm)	Abduktion	<± 0.03	<± 0.03
	Adduktion	<± 0.03	<± 0.03
	Flexion	1.16	1.19
	Extension	0.83	0.83

Följande exempel beskriver offset-förflyttning och vilka konsekvenser som fås på grund av den.



**Exempel: förflyttning av rörelsecentrum 1 cm lateralt**

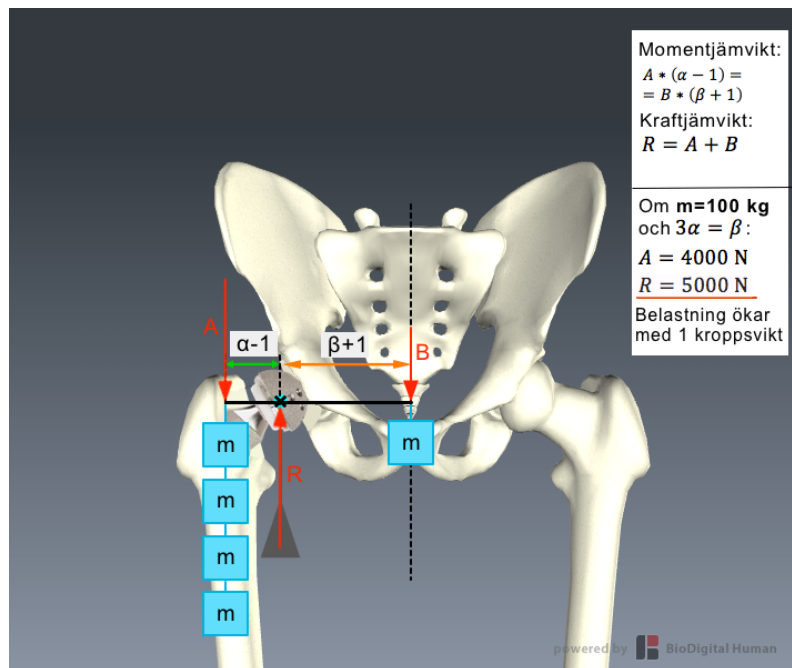
Gunnar Flivik har skapat en förenklad modell på belastningen som verkar på höftleden, och hur den förändras vid en lateral förflyttning av rörelsecentrum i och med höftledsplastik.



**Figur 13:** Rörelsecentrum i ursprunglig position [2] [20]

Höftleden kan beskrivas som en jämviktspunkt med en osynlig linje som löper genom dess mitt som i figur 13. Denna linje kan liknas vid en vippbräda, om vi belastar den med en viss kraft på ena sidan måste den andra sidan belastas likadant för att brädan inte ska tippa åt något håll. Massan vid linjens högra ände utgörs av kroppsvikten, och vid den vänstra änden måste musklerna kompensera med motsvarande massa. Eftersom avståndet mellan kroppsviktens angreppspunkt till höftledens centrum är längre än avståndet mellan muskelkraftens angreppspunkt och höftledens centrum, måste massan vid vänster ände vara större än vid höger ände.

Om det antas att avstånden från ändarna till jämviktspunkten har förhållandet 1:3 och kroppsvikten är 100 kg, motsvarande 1000 N, visar enkla beräkningar att musklerna måste bidra med en kraft som är tre gånger så stor som kraften från kroppsvikten. Kraftjämvikt på linjen resulterar då i att resulterande kraft i jämviktspunkten, Joint Reaction Force, är 4000 N. I praktiken innebär detta att när en person står på ett ben, till exempel vid varje steg som denne tar, ger det en belastning på fyra gånger kroppsvikten på höftleden.



Figur 14: Förflyttning av rörelsecentrum 1cm lateralt [2] [20]

I figur 14 har ortopederna varit tvungna att fästa skålen för implantatet en centimeter lateraliserat. För att återställa geometrin i leden kortas nacken mellan stammen och kulan en centimeter. Avståndet mellan A och B är lika långt som förut, men jämviktspunkten, det vill säga rörelsecentrum, ligger en centimeter längre ut i sidled. Likt förut fås belastningen  $1000^4$  N vid kroppens centrumlinje. Om vi antar att  $\alpha = 5$  cm i figur 14 får vi med hjälp av momentjämvikt att A måste motsvara 4000 N för att väga upp tyngdkraften. Kraftjämvikten resulterar därför i att resulterande kraft (Joint Reaction Force) blir 5000 N. Detta är en ökning med 1000 N, alltså en hel kroppsvikt på höftleden i vertikalt led.

För att poängtera hur stor effekt denna ökning har kan belastningen sättas in i ett tidsperspektiv. En genomsnittlig person tar ca 8000 steg per dag [24]. Ett korrekt inopererat implantat beräknas hålla i 10 år, vilket motsvarar 29 200 000 steg. Förutsatt att ortopederna inte kompenserar för ändringar i muskellängd, är det med denna modell enkelt att visa hur och varför slitaget ökar på höftleden sett till hur många steg patienten tar under denna tidsperiod. Ökat slitage bidrar till att implantatet lossnar tidigare från sin position och måste bytas ut.

### 3.5.2 Belastningsfördelning

Load sharing är en intressant metod för att studera musklernas, ledernas och benens beteende i vardagliga rörelser. Belastningsfördelningen (load sharing) för muskler, leder och ben är hur stor andel av totala bidraget varje komponent ger till den resulterande kraften eller momentet. Detta är intressant för att studera enskilda muskler eller muskelgruppers bidragande moment vid olika rörelser.

En studie har gjorts med telemetriska anordningar, sensorsystem, för att mäta krafter in vivo. Dessa telemetriska anordningar var fästa i höftprotesen och implanterade på patienter, vilket gav möjlighet till att kartlägga muskelaktiviteter kring olika former av rörelser. En intressant och

<sup>4</sup>För att förenkla konceptet betraktas gravitationen vara  $10 \text{ m/s}^2$  istället för  $9,82$ .

viktig kartläggning gjordes under gångcykelns åtta faser där krafterna på muskler och höftleden uppmättes i enheten Newton [25]. Denna data har med hjälp av enkel algoritm i Matlab<sup>5</sup> beräknats om till procentuella bidrag av det totala bidraget för en gångcykel istället för absoluta värden [25].

**Tabell 3:** Musklernas påverkan i de olika faserna av gångcykeln (faktor 1 innebär oförändrat tillstånd)

Fas i gångcykeln	1	2	3	4	5	6	7	8
Höftleden	10.3650	35.2730	37.4601	31.4716	22.5105	3.7393	4.8658	9.9345
Gluteus maximus	20.4866	15.2010	3.3347	7.1864	8.6990	9.8180	6.3758	12.6343
Gluteus medius	24.7689	17.2115	29.4329	28.7648	26.9363	19.6361	5.8725	11.0354
Gluteus minimus	5.5474	2.2883	5.2516	4.3462	3.3384	2.4595	6.3758	5.7405
Tensor fasciae latae	0	2.1576	1.7572	3.0118	2.8424	1.7596	3.9150	2.5164
Iliacus	0	0	0	4.3462	5.8565	5.4389	0	0
Psoas	3.6253	0	6.3099	3.3359	1.6787	3.4993	5.8725	3.6697
Gracilis	0	0	0	0	1.6787	3.1594	3.9150	3.6697
Sartorius	0	1.4384	0	0	0.6677	3.1594	4.9217	2.3067
Semimembranosus	14.0876	6.0150	6.6494	7.0149	8.0313	5.9588	3.4116	11.0354
Semitendinosus	0	2.2883	2.0966	4.6893	6.0282	7.3585	5.8725	0
Biceps femoris longus	7.2506	3.3017	1.7572	1.3343	2.3464	2.2795	4.4183	9.8820
Adductor longus	0	1.4384	0	0	1.6787	3.1594	3.9150	3.6697
Adductor magnus	0	0	0	0	2.5181	5.2589	0	0
Adductor brevis	0	1.8634	0	0	0	4.0392	0	2.9882
Obturator externus	0	0	0	0	2.3464	3.3393	7.3826	3.2241
Obturator internus	4.0633	2.0105	0	1.1628	1.1637	2.9794	6.8792	0
Pectineus	0	0	3.4944	1.8300	0	2.9794	0	0
Piriformis	4.9148	4.4949	0	0	0	0	6.8792	5.9764
Quadratus femoris	1.4842	1.5691	0	0	1.6787	3.6793	0	0
Superior gemellus	3.4063	1.4384	2.4561	1.5059	0	0	8.8367	5.2949
Inferior gemellus	0	0	0	0	0	2.7994	4.4183	3.9056
Rectus femoris	0	2.0105	0	0	0	3.4993	5.8725	2.5164

<sup>5</sup>Se bilaga 6 för programkod

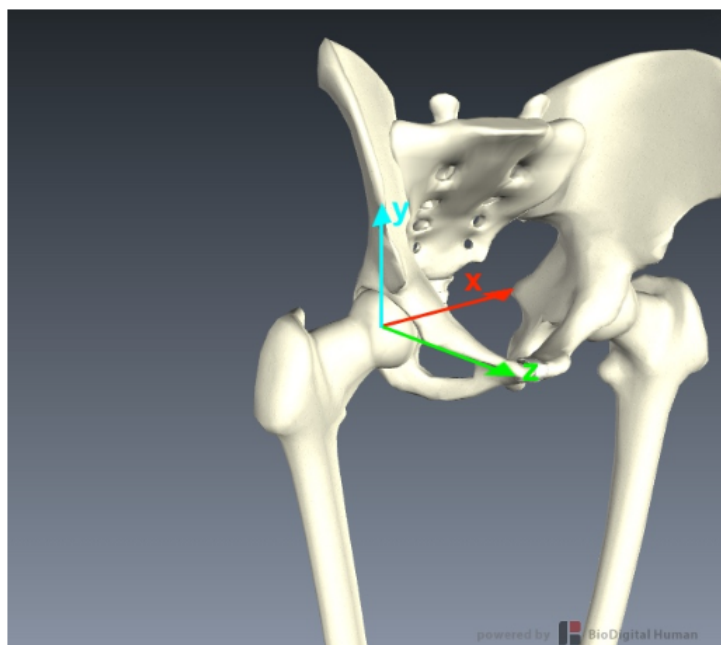
## 4 Höftledsmodell

För att simulera biomekanikens inverkan på muskler och höftleden har en datorstödd höftledsmodell skapats. Den består dels av en CAD-modell och dels av en matematisk modell. CATIA-modellen består av två huvudsakliga delgrupper, hårdvävnaden som utgör höftleden och de mjuka vävnaderna. Ett referenskoordinatsystem har skapats i modellen och bäckenet har flyttats så att origo placeras längs kroppens mittlinje. Bäckenet befinner sig i upprätt läge. Modellen används sedan till att beräkna hur krafter, moment och muskellängder förändras när höftledens rörelsecentrum förflyttas.

### 4.1 Koordinatsystem

Det koordinatsystem som används i modellen är ett standardiserat koordinatsystem som ortopedier använder. Koordinatsystemet visas i figur 15.

X-axeln:	bilaterala axeln
Positiv x-led:	medial förflyttning
Negativ x-led:	lateral förflyttning
Y-axeln:	longitudinella axeln
Positiv y-led:	förflyttning uppåt (superior)
Negativ y-led:	förflyttning nedåt (inferior)
Z-axeln:	anteroposteriora axeln
Positiv z-led:	förflyttning framåt (anterior)
Negativ z-led:	förflyttning bakåt (posterior)



**Figur 15:** Koordinatsystem som utgår från höftledens rörelsecentrum [2]

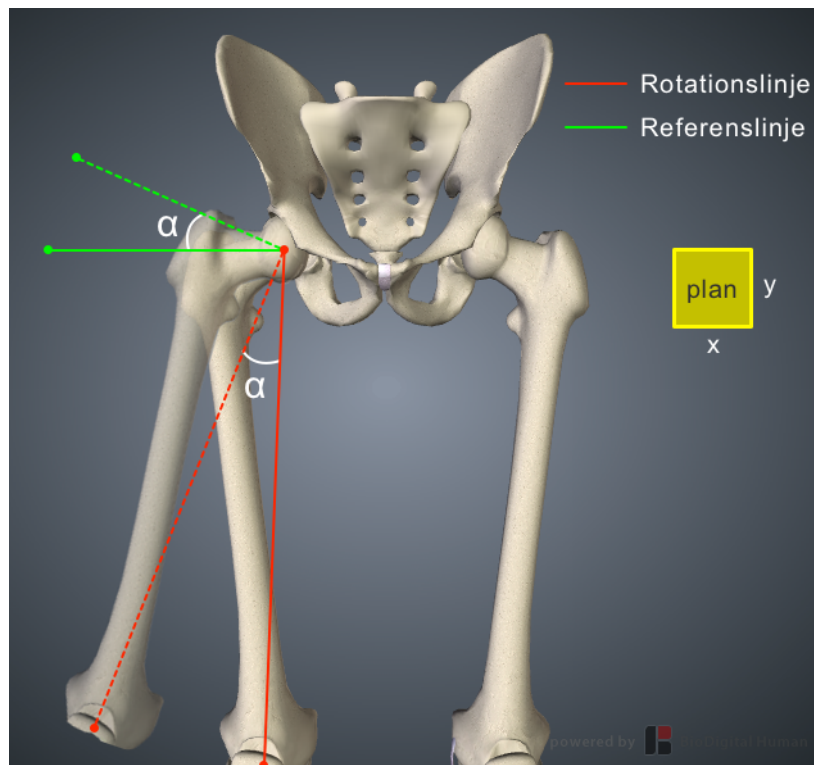
I CAD-modellen är koordinatsystemet något förskjutet på grund av problem med assemblering-

en. Kompenseringskommandon kommer göras vid beräkningar för att förflytta koordinatsystemet enligt ovan.

## 4.2 Modellering av höftledens uppbyggnad

Höftleden i CATIA består av lårben och bäcken där bäckenet fixeras enligt referenskoordinatsystemet. Objekten kopplas samman genom ett centralt rörelsecentrum. Rörelsecentrumet läggs till som en punkt i mitten av lårbenshuvudet och som en motsvarande punkt i höftledsgropen. Punkterna kopplas samman och en naturlig rörelse simuleras genom att rotera lårbenet kring de tre rörelseaxlarna, som i en verklig höftled. Rörelsecentrum kan placeras på valfri plats i bäckenet.

En referenslinje, se figur 16, har dragits från knät till rörelsecentrum för att lättare kunna simulera och undersöka de olika rörelsefunktionerna. En rotationslinje har även markerats lateralt från benet vilken är vinkelrät mot referenslinjen. När rotationslinjen och referenslinjen sammanfaller med referensplanet xy är rörelsefunktionerna i sitt ursprungsläge. Genom att variera vinkeln  $\alpha$  mellan rotationslinjen alternativt referenslinjen och referensplanen kan då mätningar göras för olika rörelsefunktioner.



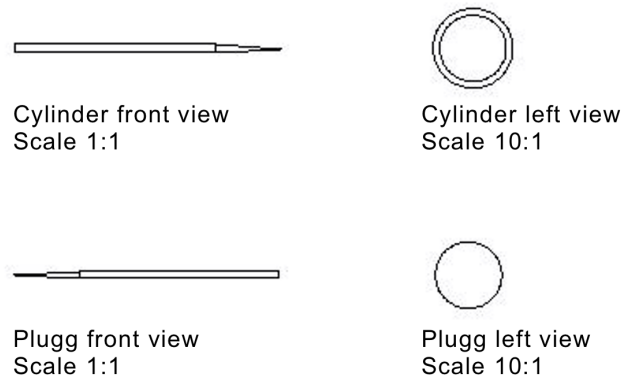
Figur 16: Referenslinje och rotationslinje [2]

## 4.3 Modellering av muskler

Musklernas fästpunkter uppskattas genom att utgå från bilder från Anatomy Zone [2]. Varje muskel modelleras med hjälp av två objekt, en plugg och en cylinder, enligt figur 17. Objekten kopplas samman och fästs vid varsin fästpunkt. Punkterna namnges efter muskeln de ska fästas vid och muskler kan enkelt redigeras genom att omplacera fästpunkterna. Är muskeln bred eller

vandrar runt ett ben används fler fästpunkter och fler muskelobjekt.

Anledningen till att musklerna består av två objekt är för att kunna simulera längdförändringar vid rörelser. Objekten delar axel vilket innebär att när objektet byter vinkel eller position så anpassar sig det andra objektet på motsvarande sätt.

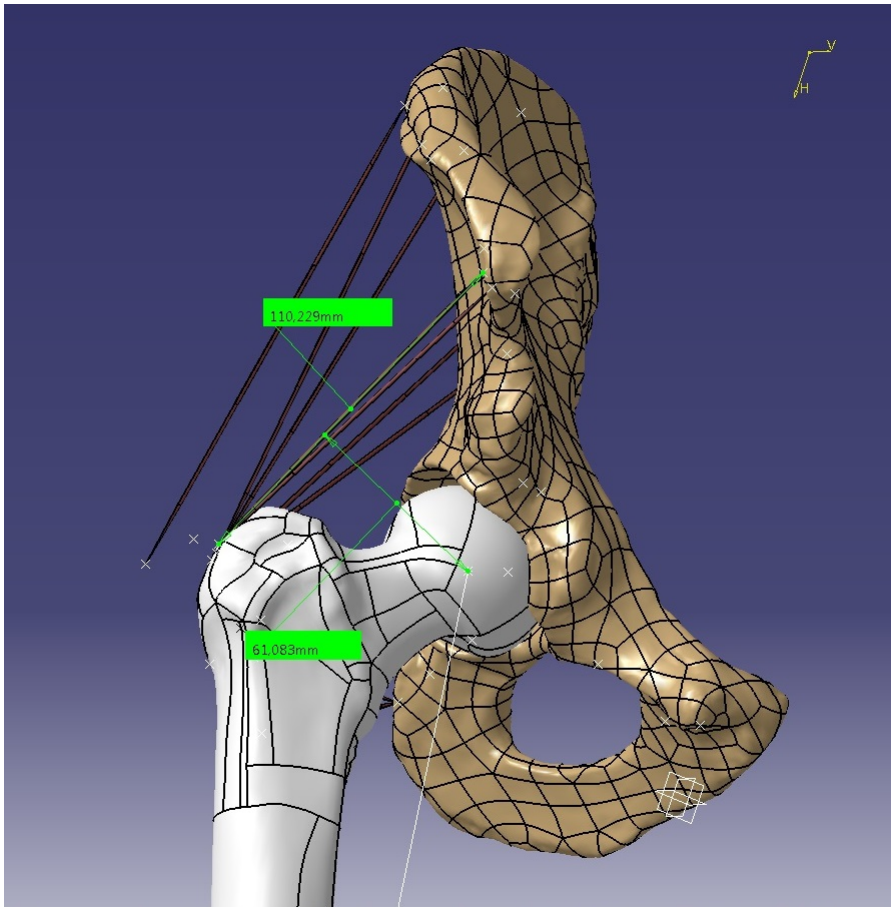


**Figur 17:** Muskelobjektens längd ligger mellan 40 mm och 100mm

Exempelvis kan lårbenets rörelse resultera i att en plugg dras längre bort från sin cylinder vilket i modellen visar sig genom att muskeln blir längre. De muskler som är implementerade i modellen finns beskrivna i tabell 1 (kapitel 3.3.1) samt bilaga 1.

#### 4.4 Utdata

Den totala muskellängden är avståndet mellan muskelns fästpunkter. I CATIA kan längden enkelt mätas fram med mätverktyg vilket visas i figur 18. För att undersöka muskelns totala momentarm mäts det kortaste avståndet från rörelsecentrum till muskeln.



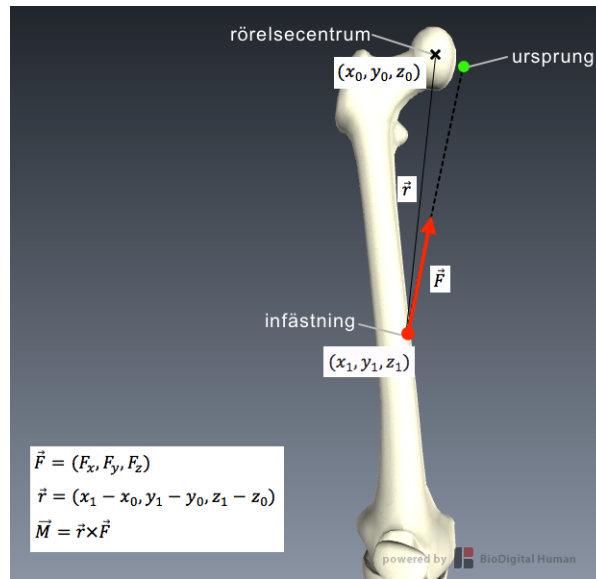
**Figur 18:** Skärmdump av CATIA-modell. Figuren visar längden och momentarmen för en muskel.

För att beräkna krafter och moment måste modellen ta hänsyn till alla tre dimensionerna. En muskel kan bidra med kraft och moment i flera riktningar vilket medför att det inte räcker att undersöka muskelns totala längd och dess totala momentarm. Därför exporteras varje fästpunkts koordinater för att sedan kunna beräkna alla kraftkomponenter och moment.

Muskellängder och krafter undersöks vid varierad rörelsevinkel och vid olika förflyttningar av rörelsecentrum.

## 4.5 Databehandling

Utifrån CAD-modellen fås alla koordinaterna för infäste och utfäste av musklerna kring höftleden. Utifrån dessa koordinater beräknas momenten för varje muskelgrupp, vilka sedan plottas för de olika muskelgrupperna och rörelse i leden. Rörelse i detta fall motsvarar en vinkel i en viss riktning, exempelvis 20° extension. Beräkningarna och plottningen upprepas när rörelsecentrum förflyttas 10 mm i alla riktningar för att simulera olika skillnader på grund av förflyttning relativt originalfallet.



**Figur 19:** Ett exempel på beräkningen av moment på en muskel. Kraftvektorn  $\vec{F}$  är normerad eftersom storleken av kraften för respektive muskel är okänd. Därmed blir det beräknade momentet en funktion av kraftens storlek [2].

Angreppspunkt för kraften är dess infästning och kraften verkar från infästning längs muskeln, se figur 19. Lägesvektorn  $\vec{r}$  beräknas genom att ta differensen mellan koordinaterna för infästen och koordinaterna för rörelsecentrum. Om  $(x_i, y_i, z_i)$  är koordinaten för infästet och  $(x_0, y_0, z_0)$  koordinaten för rörelsecentrum kan lägesvektorn beräknas som  $\vec{r} = (x_i - x_0, y_i - y_0, z_i - z_0)$  för varje  $i$ , där  $i$  representerar infäste för varje muskel. Därefter tas kraftvektorn ut genom differensen mellan ursprungen och de respektive infästena:

$$\vec{F} = (x_u - x_i, y_u - y_i, z_u - z_i)F, \quad (1)$$

där  $u$  representerar ursprungslägena för respektive muskel och  $F$  är storheten för kraften. Därefter normeras kraftvektorerna:

$$\|\vec{F}\| = \frac{(x_u - x_i, y_u - y_i, z_u - z_i)}{\sqrt{(x_i - x_u)^2 + (y_i - y_u)^2 + (z_i - z_u)^2}}F \quad (2)$$

Normeringen resulterar i att längden av kraftvektorn blir 1 och en funktion av kraftskalären  $F$ . Slutligen, för att beräkna momentvektorn, tas kryssprodukten mellan lägesvektorn  $\vec{r}$  och kraftvektorn  $\vec{F}$ :

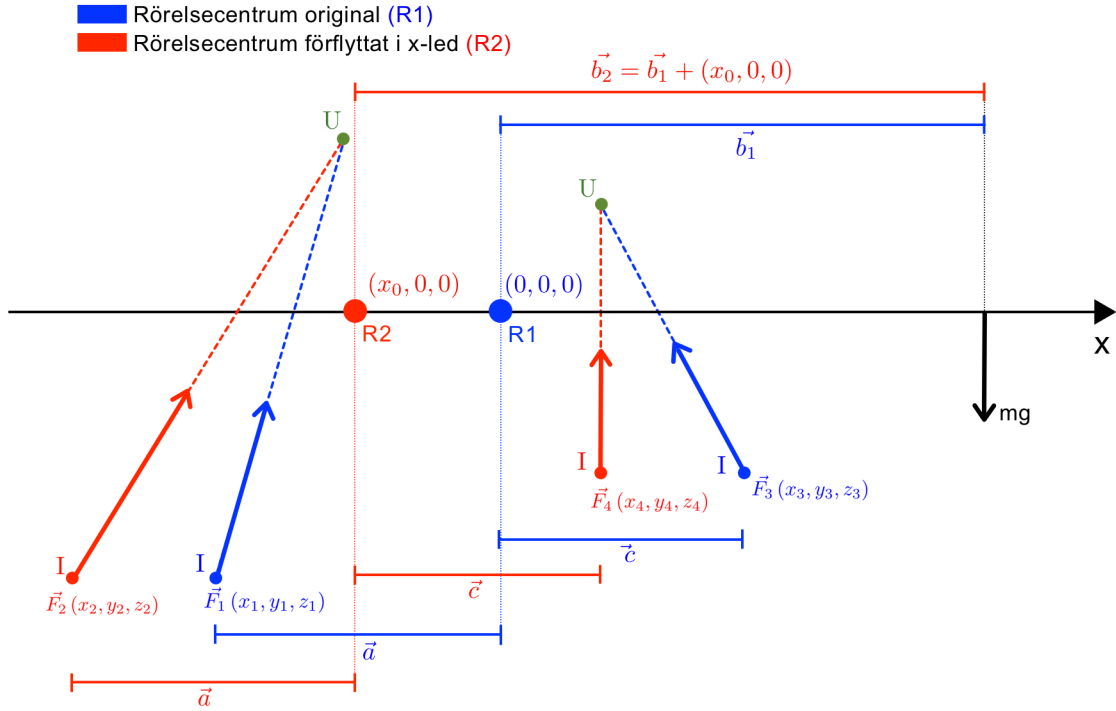
$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (3)$$

Beräkningarna utförs i Matlab för alla muskler, där de grupperas utifrån de olika muskelgrupperna. Därefter upprepas beräkningen för de olika höft rörelserna: abduction, adduktion, flexion, extension, medial- och lateral rotation. Dessa rörelser görs genom att respektive vinklar sätts till  $0^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $40^\circ$  och  $50^\circ$ . Sen är det dags att undersöka hur momenten ändras för de olika rörelserna som ett resultat av 10 mm förskjutningar av rörelsecentrum.

För att undersöka muskelgruppernas totala kraft vid olika förskjutningar av rörelsecentrum kan momentbalanseringsresonemanget i kapitel 3.5.1 tillämpas. I CATIA-modellen är muskelfästena statiska kring deras objekt; lårben och bäcken vilket innebär att muskelfästet vid lårben förskjuts lika mycket som rörelsecentrum. För att undersöka en muskelgrupps kraftförändring sätts den



motsatta muskelgruppens kraft till en konstant. Alltså om abduktionsmusklerna undersöks så är adduktionsmusklernas totala kraft konstant  $F$ . Då kan den procentuella kraftförändringen beräknas enligt bild 20. I originalfallet är alla krafter 1 som ett resultat av normeringen.



**Figur 20:** Ett exempel på en förflyttning av rörelsecentrum och konsekvenserna på krafterna och lägesvektorerna.

Momentjämvikt ställs upp vid förflyttning av rörelsecentrum och divideras med momentjämvikt vid originalfallet:

$$\frac{F_2(\vec{a} \times \vec{F}_2)}{F_1(\vec{a} \times \vec{F}_1)} = \frac{\vec{b}_2 \times mg(0, -1, 0) + F(\vec{c} \times \vec{F}_4)}{\vec{b}_1 \times mg(0, -1, 0) + F(\vec{c} \times \vec{F}_3)}, \quad (4)$$

där  $\vec{a}$  är vektorn från rörelsecentrum till infäste,  $\vec{b}_1$  och  $\vec{b}_2$  är vektorerna mellan rörelsecentrum och tyngdpunkten,  $\vec{c}$  är vektorn mellan rörelsecentrum och motverkande krafterna  $\vec{F}_3$  respektive  $\vec{F}_4$ . För att erhålla faktorn för kraftändring flyttas  $\frac{\vec{a} \times \vec{F}_1}{\vec{a} \times \vec{F}_1}$  över från vänsterledet till högerledet i ekvation (4):

$$\frac{F_2}{F_1} = \frac{(\vec{a} \times \vec{F}_1) \cdot [\vec{b}_2 \times mg(0, -1, 0) + F(\vec{c} \times \vec{F}_4)]}{(\vec{a} \times \vec{F}_2) \cdot [\vec{b}_1 \times mg(0, -1, 0) + F(\vec{c} \times \vec{F}_3)]} \quad (5)$$

där  $\vec{b}_2 = \vec{b}_1 + (x, y, z)$  enligt förskjutning. Alla vektorer är kända genom data från CATIA-modellen och genom att ansätta kroppsvikt och kraften  $F$  kan den procentuella förändringen av abduktionskraften beräknas. Om en förflyttning medför en procentsats över 100% innebär det att mer kraft än tidigare krävs för att åstadkomma momentjämvikt och därmed mer kraft för att göra en rörelse. Den framtagna faktorn  $F_2/F_1$  varierar mellan de olika muskelgrupperna

och multipliceras sedan med originalfallet för att erhålla resultat som motsvarar förändringen av rörelsecentrum.

#### 4.6 Muskellängdsfaktorer

Muskellängdsfaktorer ska undersökas eftersom dessa tydligt visar den procentuella förändringen på längderna efter olika förflyttningar. De beräknas genom att ta skillnaden mellan ursprung och infästen för respektive muskel före- och efter förflyttning av rörelsecentrum. Därefter tas kvoten mellan längden i originalfallet och längden efter en rörelsecentrumsförflyttning:

$$\text{Muskellängdsfaktorer} = \sum_{i=1}^n \frac{\|\text{Infäste}_i - \text{Ursprung}_i\|}{\|\text{Infäste}_{0,i} - \text{Ursprung}_{0,i}\|}, \quad (6)$$

där 0 representerar originalfallet när rörelsecentrum ej förflyttas.

#### 4.7 Väsentliga förenklingar i matematisk modell

För att utföra de komplicerade biomekaniska beräkningarna har en del förenklingar gjorts som kan medföra lägre precision i resultatet. Dessa förenklingar är befogade för att kunna genomföra modelleringen med de verktyg och den tid given. De mest väsentliga förenklingarna är sammanfattade i tabell 4 nedan.

**Tabell 4:** Förenklingar av matematisk modell

Förenkling	Skäl	Konsekvens
Kraften normerad, dvs $\ \vec{F}\  = 1$ den har alltså endast riktning.	Saknar data på respektive muskels inbördes krafter och hur mycket de förändras i olika rörelser.	Momenten blir en funktion av kraften. Enda som påverkar momenten är lägesvektorn $\vec{r}$
Muskeln är approximerade med linjer. Muskler med mer komplex geometri approximeras med 3 eller 4 linjer.	För komplicerat att beräkna moment där geometrin omöjliggör framtagande av lägesvektorn $\vec{r}$ och kraftvektorn $\vec{F}$ .	Approximera med linjer förenklar systemet oerhört, men precisionen i beräkningen försämras.
Tyngdpunkten placerad i mitten av kroppen, ej tagit hänsyn till dess förflyttning pga olika rörelser	Svårt att approximera hur tyngdpunkten förflyttas, vid olika rörelser.	Lägre precision vid beräkning av kraftändringsfaktorerna

## 5 Resultat och diskussion

Den litteratur som studerats och de intervjuer som gjorts under kandidatarbetet intygar att vetenskapen om muskulaturens biomekaniska påverkan på höftleden funnits en längre tid, men ännu inte har implementerats vid planeringen av total höftledsplastik. Därför har det valts att lyfta fram argument för varför muskelparametrar bör inkluderas i planeringsprocessen. För att verifiera argumenten har det vidare valts att modellera och kvantifiera förändringarna som sker på grund av offset med hjälp av höftledsmodellen. Resultaten nedan är syftade till att argumentera för- och nackdelar samt ge förslag på muskelimplementering i Ortomas programvara.

### 5.1 Muskulär påverkan vid THA

Efter att ha gjort utförliga litteraturstudier om höftleden och muskulaturens roll vid total höftledsplastik utreddes att muskulaturen är en bidragande faktor till höftledens biomekaniska egenskaper. Det visar sig att i och med att musklerna intill höftleden har en direkt koppling till höftcentrums läge, kommer en förflyttning av höftcentrum att förändra musklernas geometri. Även en mycket liten ändring som 10 mm gör stor skillnad för patientens verkliga förmåga att röra sig och livslängden av ett implantat.

Baserat på teoriavsnittet finns det två betydande anledningar till att iaktta muskulära parametrar vid planeringen av total höftledsplastik. Kraftförändringen hos musklerna är betydande eftersom den kraft som varje muskel kan ge upphov till bidrar till den resulterande kraften som belastar höftledskulan. En underliggande orsak till muskelkraften är förändringen av muskel längden. Den andra faktorn som behöver understrykas är momentöverföringen från respektive muskelgrupp som påverkar den upplevda muskelstyrkan. Vidare kan muskelaktiviteten förbli förhöjd efter total höftledsplastik, vilket bidrar till ökad belastning på höftleden. Denna faktor utvärderas dock inte vidare i denna rapport.

Muskler som förkortas vid förflyttning av rörelsecentrum får en reduktion i muskelstyrka, medan förlängda muskler får en ökad muskelstyrka. Om det totala momentet i en muskelgrupp minskar kan det resultera i att patienten upplever sig som svagare, det krävs en större ansträngning för att utföra en viss typ av rörelse. För att motverka att muskelstyrkan ändras kan ortopederna studera konsekvenserna för muskulaturen vid en viss förflyttning. Enligt studien som omnämns i kapitel 3.5.1 kan de biomekaniska parametrarna ibland återställas genom att implantatets utformning kompenserar för den geometriska ändringen hos muskulaturen då rörelsecentrum förflyttas i någon riktning. Ortopederna väljer då ett implantat med annan geometri så att musklernas längder återställs till ursprunglig position. För en del muskelgrupper visar det sig dock att en sådan kompensation inte återställer musklernas funktion vid en viss typ av förflyttning av rörelsecentrum. Studien pekar på vikten av att försöka återställa musklernas biomekaniska egenskaper för att patienten ska ha fortsatt god funktion i höftleden.

Eftersom samma studie visar på tydliga förändringar av moment generating capacity vid ett visst offset, valdes att med hjälp av höftledsmodellen visa en förenklad metod som räknar på liknande parametrar. Eftersom den datormodell som användes i studien är mer avancerad än den som skapats i denna studie har inte moment generating capacity beräknats. Istället kunde skillnaden i kraftbehov för att stabilisera höften samt momentarmarna beräknas.

Modellen beräknar följande:

- Sammanlagda kraftbehovsskillnaden som varje muskelgrupp bidrar med för att väga upp mot kroppsmassan - en tydlig indikator på vilka muskelgrupper som är mest utsatta
- Sammanlagda vridmomentet från varje muskelgrupp med avseende på rörelsecentrums läge - en bidragande faktor till moment generating capacity

- Förändring av muskellängd - bidrar till muskelstyrkan

Modellen visar på att förskjutning av rörelsecentrum påverkar muskellängder, muskelkrafter och moment. Samtliga fall av förflyttning har beräknats (lateral, medial, superior, inferior, anterior, posterior), men endast lateral, medial och superior förflyttning redovisas eftersom de enligt ortopedier är de vanligaste förekommande förflyttningarna. Resterande resultat finns bifogade i bilaga 3, 4 och 5.

### 5.1.1 Kraftförändringar hos muskelgrupper

Med hjälp av höftledsmodellen har kraftförändringar för varje muskelgrupp i och med förflyttning av rörelsecentrum vid THA beräknats. Muskelgruppernas förändringsfaktor beräknades vid varje förskjutning enligt figur 20 (kapitel 4.5) och visas i tabellerna 5, 6 och 7. Kolumnerna motsvarar rörelsefunktioner, exempelvis så har muskelgruppen Abduktionsmuskler sin huvudfunktion abduktion/adduktion och de resterande två kolumnerna är dess subfunktioner. Det är huvudfunktionerna som har högst relevans eftersom de krafterna är störst, subfunktionernas krafter är betydligt lägre och eventuell förändring av kraftfaktor har därmed mindre betydelse. Siffrorna för huvudfunktionen redovisas fetstilt i tabellerna. Resultaten representerar endast fallet då leden befinner sig i ursprungsläge utan ändrad vinkel mot någon axel, dvs då individen står stilla.

För att leden ska befinna sig i ett stabilt läge måste momentjämvikt nås. På grund av förflyttningar ändras momenthävarmen och orsakar därmed en kraftförändring som compensation. En faktor som är högre än 1 innebär att det krävs mer kraft för att åstadkomma momentjämvikt vilket leder till att den totala kraften som verkar på implantatet kan öka, även kallat Joint Reaction Force. En negativ faktor innebär att rörelsefunktionen har bytt riktning, exempelvis att en muskelgrupp som tidigare bidragit med adduktionsrörelse nu bidrar med abduktion.

**Tabell 5:** Lateral förflyttning (10 mm)

Muskelgrupp	Flexion/extension	Lateral/medial rotation	Abduktion/adduktion
Flexionsmuskler	<b>1.0881</b>	0.8193	0.3896
Extensionsmuskler	<b>1.1234</b>	0.8193	-4.4357
Laterala rotationsmuskler	1.1162	<b>1.1057</b>	0.9296
Mediala rotationsmuskler	1.0655	<b>1.1057</b>	0.9699
Abduktionsmuskler	1.1246	1.2293	<b>0.9745</b>
Adduktionsmuskler	0.1593	1.2293	<b>1.1360</b>

En lateral förskjutning, se tabell 5, medför att muskelgruppernas huvudfunktioner erhåller en kraftbehovsökning på 8.8-13.6% hos alla grupper utom abduktionsmusklerna där det uppstår en minskning på 2.5%. Alltså krävs det högre kraftutveckling i muskelgrupperna för att momentjämvikt ska nås och höftleden vara stabil. En lateral förskjutning är därför inte önskvärd.

Extensionsmusklernas subfunktion abduktion/adduktion erhåller förändrad riktning och en kraftfaktor på 444%. Det behöver inte innebära att det är en betydande ökning, subfunktionens originalvärde kan vara lågt vilket medför en väldigt liten ökning trots den höga faktorn.

Tabell 6: Medial förflyttning (10 mm)

Muskelgrupp	Flexion/extension	Lateral/medial rotation	Abduktion/adduktion
Flexionsmuskler	<b>0.9057</b>	0.5501	1.6151
Extensionsmuskler	<b>0.8776</b>	0.5501	6.4886
Lateral rotationsmuskler	0.8834	<b>0.8960</b>	1.0697
Medial rotationsmuskler	0.9241	<b>0.8960</b>	1.0289
Abduktionsmuskler	0.8766	0.7801	<b>1.0243</b>
Adduktionsmuskler	1.6539	0.7801	<b>0.8612</b>

En medial förskjutning minskar kraftbehovet hos alla muskelgruppers huvudfunktioner förutom abduktionsmusklerna vars behov istället ökar med 2%. Detta är till viss del på grund av den minskade hävarmen från kroppsvikten. Adduktion och abduktion som subfunktion erhåller ett ökat kraftbehov men då muskelgruppernas huvudfunktioner har större betydelse än subfunktioner kan en medial förskjutning sammanfattas som ett övervägande bra alternativ.

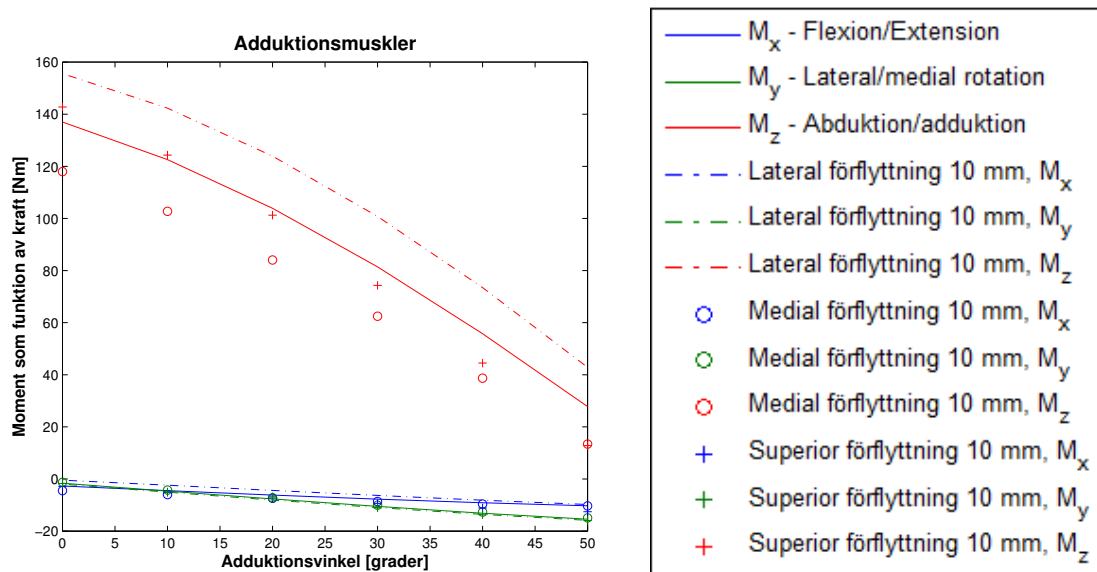
Tabell 7: Superior förflyttning (10 mm)

Muskelgrupp	Flexion/extension	Lateral/medial rotation	Abduktion/adduktion
Flexionsmuskler	<b>1.0068</b>	1.0669	1.1541
Extensionsmuskler	<b>1.0321</b>	1.0669	1.1464
Lateral rotationsmuskler	0.9790	<b>1.0829</b>	0.8349
Medial rotationsmuskler	0.9632	<b>1.0829</b>	0.9361
Abduktionsmuskler	1.0805	1.0847	<b>0.9557</b>
Adduktionsmuskler	1.0510	1.0847	<b>1.0422</b>

En förflyttning superior ökar kraftbehovet för alla muskelgruppers huvudfunktioner förutom abduktion. Rotationsmusklernas subfunktioner erhåller ett något minskat kraftbehov. Resultatet tyder på att superior förflyttning av rörelsecentrum bör undvikas om möjligt.

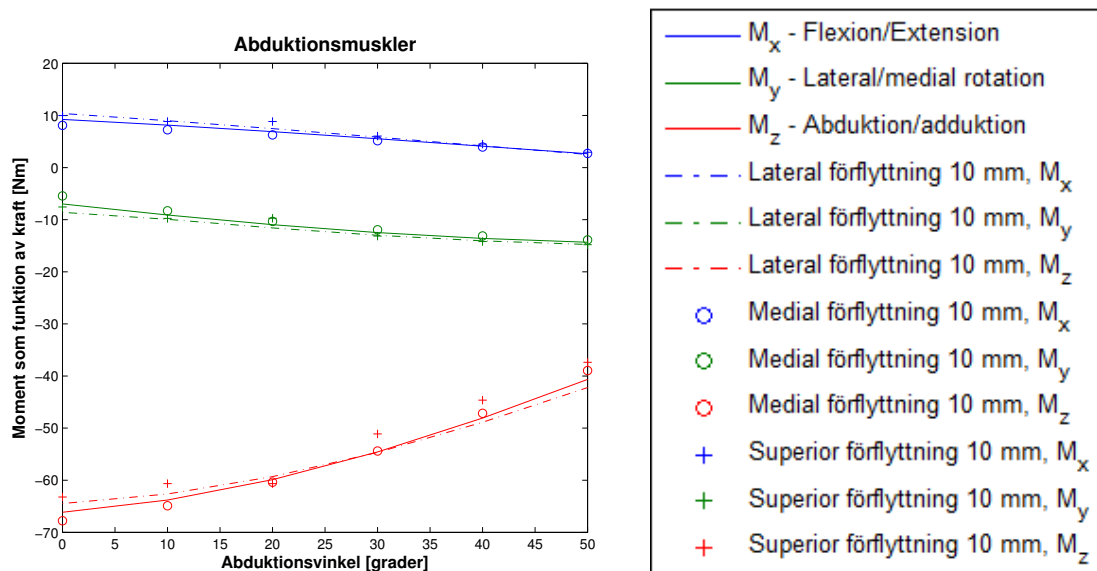
### 5.1.2 Momentförändringar hos muskelgrupper

Med hjälp av höftledsmodellen har även förändringen av momentarmar för varje muskelgrupp beräknats. Grafer har ritats upp för att illustrera hur förflyttningar av rörelsecentrum påverkar momentutveckling i höftleden. Graferna illustrerar hur mycket moment som krävs för att nå momentjämvikt och visar därmed hur mycket moment som krävs för att uträtta en rörelse. Musklerna är grupperade enligt sina muskelgrupper men bidrar med moment i alla tre rörelseriktningar. För att exempelvis ge upphov till en adduktionsrörelse så måste höftleden stabiliseras längs de andra rörelseaxlarna för att rörelsen inte ska ge upphov till rörelse i någon annan riktning. Vid de olika vinklarna krävs olika mycket moment för att hålla leden stabil. Negativt och positivt moment utgör olika typer av rörelsefunktioner, en minskning innebär att kurvan närmar sig  $y = 0$ . En ökning av moment innebär praktiskt att mer kraft behöver tillföras för att utföra en viss typ av rörelse.



Figur 21: Adduktionsmuskler

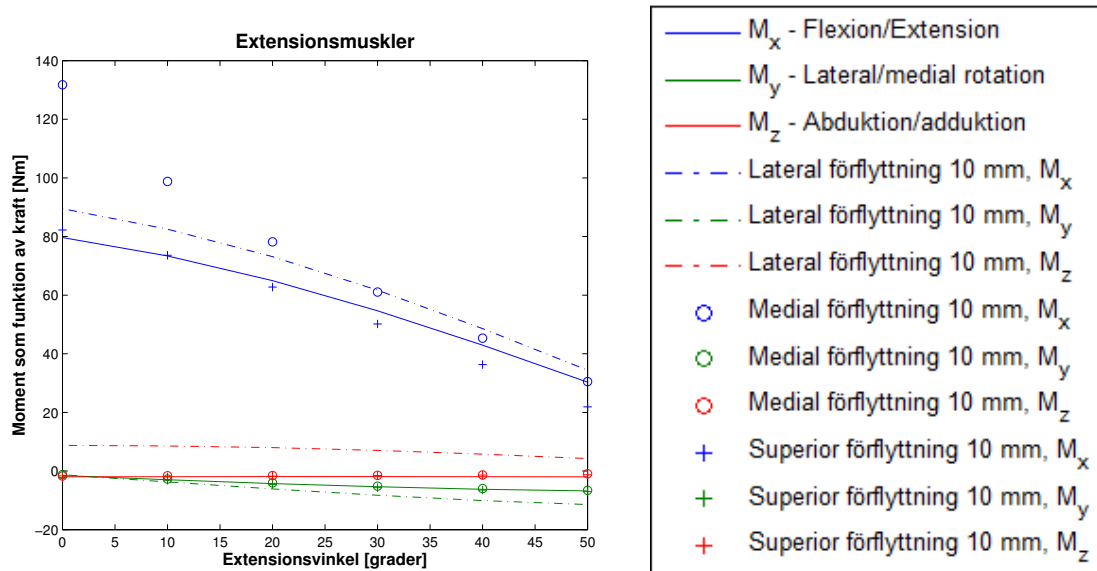
Förflyttningar av rörelsecentrum resulterar i en förändrad momentutveckling hos adduktionsmusklerna enligt figur 21. Lateral förflyttning leder till att större adduktionsmoment krävs än vid originalfallet alltså krävs det högre moment för att göra rörelser, en medial förflyttning leder istället till en minskad momentkurva. Vid en adduktionsrörelse är momentkravet i de andra riktningarna nästan konstant och inga stora variationer ses mellan de olika förflyttningarna.



Figur 22: Abduktionsmuskler

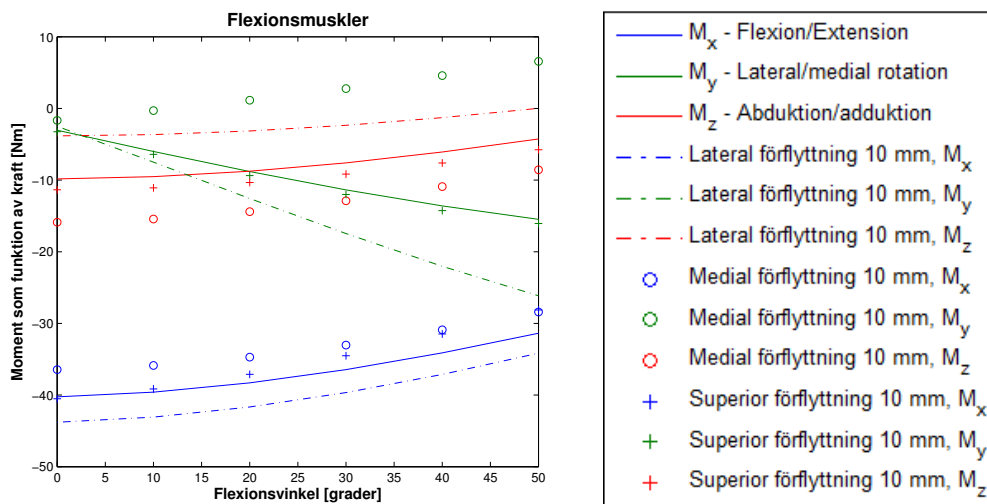
Momentkravet på abduktionsmusklerna varierar inte mycket mellan de olika förskjutningarna

enligt figur 22. Alltså krävs det ungefär lika mycket moment för att göra en abduktionsrörelse oavsett förskjutning. En superior förflyttning leder till en liten minskning av abduktionsmoment.



Figur 23: Extensionsmuskler

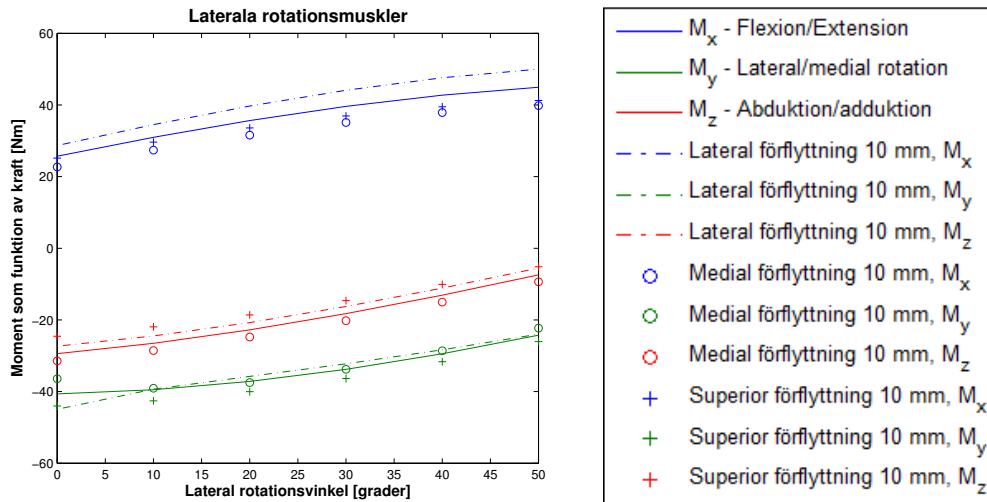
En medial förflyttning medför en kraftig ökning av extensionsmoment enligt figur 23. Det krävs alltså betydligt högre extensionsmoment för att uppnå momentjämvikt. Lateral förflyttning innebär en högre momentkurva för både extension- och adduktionsmoment.



Figur 24: Flexionsmuskler

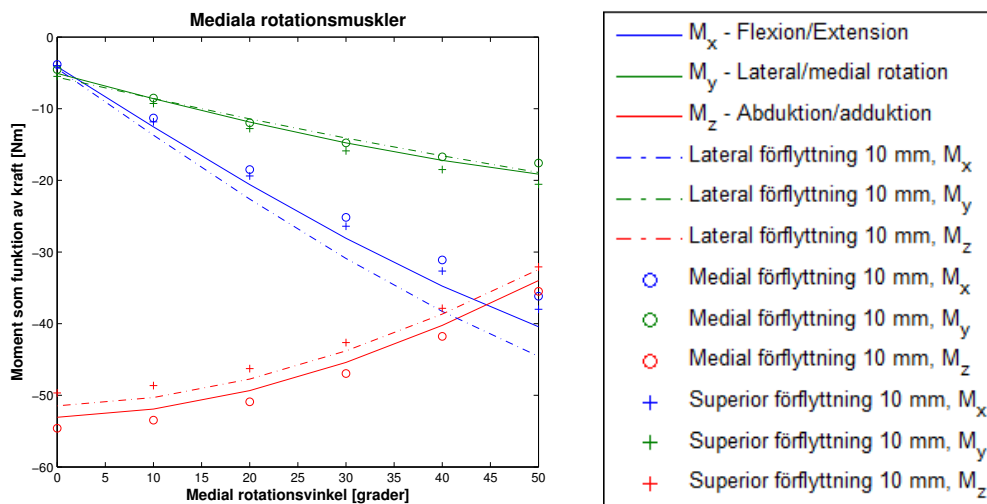
Momentkrav på flexionsmusklerna enligt figur 24 varierar stort beroende på placering av rörelsecentrum. Både huvudfunktionen och subfunktionerna påverkas av förflyttningarna, en medial förflyttning resulterar i att flexionsrörelsen kräver medial rotation istället för lateral rotation för stabilisering. En medial förflyttning resulterar även i minskat krav på flexionsmoment samt ökat

abduktionsmoment, en lateralisering ger istället motsatt resultat. En superior förflyttning påverkar inte flexionsmusklerna nämnvärt.



Figur 25: Lateral rotationsmuskler

En lateral förflyttning ger ett ökat krav på extensionsmoment samt minskat adduktionsmoment enligt figur 25, en medial förflyttning ger ett motsatt resultat. En superior förflyttning resulterar i minskat krav på extensionsmoment och adduktionsmoment, samtidigt ökar kravet på moment för lateral rotation.



Figur 26: Mediala rotationsmuskler

En superior eller lateral förflyttning minskar momentkravet på abduktionsmoment, se figur 26. En lateral förflyttning leder till minskat flexionsmoment, superior och medial förflyttning leder till en ökning.



### 5.1.3 Förändringar av muskellängder

Med hjälp av höftledsmodellen har förändringar av muskellängder på grund av THA kunnat undersökas. En förkortning av en muskel reducerar dess förmåga att generera kraft medan en förlängning gör att muskeln kan ge upphov till större kraft. Därför sammanställs muskellängder vid de olika förflyttningarna av rörelsecentrum i tabell 8. Muskellängderna visas som faktorer där 1 motsvarar originallängden. En faktor större än 1 motsvarar en längdökning i modellen.

På grund av att musklerna definieras runt två statiska objekt är de längder som beräknats inte helt överensstämmande med verkligheten. Dessa approximationer anses dock tillräckligt korrekta för att basera resultat på.

**Tabell 8:** Faktorförändring av muskellängden vid förflyttning av rörelsecentrum.

Muskel	Lateralt	Medialt	Superior
Gluteus minimus posterior	1.0494	0.9536	0.9536
Gluteus minimus anterior	1.0402	0.9680	0.9153
Gluteus minimus superior	1.0234	0.9816	0.9299
Superior gemellus	1.0829	0.9186	0.9755
Obturator internus anterior	1.0496	0.9517	0.9932
Obturator internus superior	1.0560	0.9456	0.9894
Inferior gemellus	1.1066	0.8960	0.9920
Quadratus femoris superior	1.1254	0.8777	1.0065
Quadratus femoris inferior	1.1095	0.8957	0.9721
Gluteus medius posterior	1.0382	0.9645	0.9568
Gluteus medius anterior	1.0389	0.9692	0.9208
Gluteus medius superior	1.0142	0.9901	0.9344
Tensor fasciae latae anterior	1.0191	0.9848	0.9371
Tensor fasciae latae posterior	1.0178	0.9884	0.9225
Iliacus posterior <sup>a</sup>	1.0000	1.0000	1.0000
Iliacus anterior	1.0000	1.0000	1.0000
Sartorius	0.9963	1.0042	0.9809
Adductor brevis posterior	1.0641	0.9389	0.9588
Adductor brevis anterior	1.0442	0.9586	0.9523
Adductor longus superior	1.0329	0.9693	0.9559
Adductor longus inferior	1.0066	0.9942	0.9710
Gracilis	1.0024	0.9982	0.9748
Adductor magnus add lateral	1.0942	0.9098	0.9666
Adductor magnus ext medial	1.0046	0.9962	0.9711
Pectineus anterior	1.0590	0.9450	0.9544
Pectineus posterior	1.0321	0.9730	0.9304
Adductor magnus ext lateral	1.0261	0.9763	0.9522
Adductor magnus add medial	1.0270	0.9756	0.9513
Piriformis superior	1.0447	0.9565	0.9832
Piriformis inferior	1.0505	0.9506	0.9942
Biceps femoris	1.0033	0.9973	0.9756
Semimembranosus	0.9992	1.0014	0.9756
Semitendinosus	0.9995	1.0012	0.9745
Psoas major	1.0048	1.0037	0.9695
Rectus femoris	0.9976	1.0032	0.9790
Gluteus maximus anterior	1.0110	0.9906	0.9713
Obturator externus	1.0696	0.9338	0.9977
Gluteus maximus posterior	1.0258	0.9757	0.9804

<sup>a</sup>Felkälla: Iliacus posterior och anterior saknar en del utsatta punkter pga misstag vid modellering

En muskel som är implementerad i CATIA med flera muskelobjekt skiljs åt med en beskrivning av objektets placering, exempelvis superior. *Adductor magnus* implementerades som två ingående delar där adductor magnus ext är den del av muskeln som bidrar med extension, adductor magnus add bidrar med adduktion.

Enligt tabell 8 resulterar en lateral förskjutning i att nästan alla muskler erhåller en längdökning och det fåtal längdminskningarna är väldigt små, mindre än 0.5%. En lateral förskjutning

minskar därmed inte musklernas kraftgenereringsförmåga. Flertalet laterala rotationsmuskler får en större längdökning, mellan 8-13%. Både medial och superior förskjutning orsakar längdförminskningar hos majoriteten av muskler. Exempelvis så erhåller Obturator internus en längdminskning på ca 5% vid en medial förskjutning.

## 5.2 Övergripande modelldiskussion

Den förenklade höftledsmodellen genererar resultat som tyder på att muskler påverkas starkt av små skillnader i placering av höftledsprotesen. Baserat på resultaten finns det ingen konkret bästa förflyttning, då de flesta skillnader påverkar vissa muskelfunktioner positivt och andra negativt. Resultaten visar på likheter med studieresultatet i tabell 2 (kapitel 3.5.1) där musklernas momentgenererande förmåga sammanställdes. Det finns avvikande värden vilket kan indikera att någon eller båda modeller är felaktiga. Modellen konstruerad av Vasavada et al. är mer utförlig än den höftledsmodell som skapats i denna studie vilket beror på att det ligger mer erfarenhet och in vivo antaganden bakom den förstnämnda. För att skapa en mer exakt modell av höftledens muskulatur krävs utförliga studier av muskulaturens verkliga storlek, infästningar och funktioner. Sådana iakttagelser kan endast utföras genom att studera människan i detalj i till exempel en MR scan.

Oavsett vilka resultat som studeras i denna studie är det dock tydligt att en påverkan finns hos musklernas funktion efter en utförd THA då rörelsecentrum har förflyttats.

## 5.3 Förenklingar av höftledsmodell

I tabell 4 beskrivs de väsentliga förenklingarna som gjorts i höftledsmodellen: normerad kraft, linjemodell av musklernas geometri och tyngdpunktens oförändring vid olika rörelser. Nedan beskrivs konsekvenser och eventuella felkällor av dessa förenklingar.

Resultatet av en normerad kraft förenklar beräkning av procentuell förändring, för att förenkla jämförelse med originalfallet. Denna metod är att föredra framför att använda absoluta värden. Dock skulle precisionen vara mycket högre om krafternas storheter för respektive muskel vara kända. Notera att det inte räcker med att dessa krafter är kända, hur mycket krafterna i respektive muskel aktiveras respektive inaktiveras vid olika rörelser måste även vara känt.

När det kommer till linjemodellen av musklernas geometrier är detta en grov förenkling av verkligheten. Linjemodellen fungerar som en bättre approximation för muskler som är någorlunda raka än andra mer avancerade geometrier. De avancerade geometrierna är uppdelade i 3 eller 4 punkter och 2 eller 3 linjer dragna mellan dessa punkter. Vid 3 och 4 punkter tas kraftvektorn mellan de två sista punkterna och riktat från sista till näst sista punkten. För att få en bättre modell bör fler linjer användas och dess bidrag bör summeras.

Tyngdpunkten är endast förflyttad relativt till förflyttningar av rörelsecentrum som exempelvis 1 cm lateralisering av rörelsecentrum medför en lateralisering av tyngdpunkten med 1 cm. Dock har inte hänsyn tagits till tyngdpunktens förflyttning vid olika rörelser av höften.

## 6 Rekommendationer för vidareutveckling

Resultaten som genererats i detta arbete är tillräckliga för att konstatera att en förflyttning av rörelsecentrum ger upphov till en påverkan av muskelparametrar. Därför anses det betydande att inkludera muskulaturen i planeringsprocessen av total höftledsplastik. I detta kapitel föreslås en vidareutveckling av Ortoma Plan baserad på en höftledsmodell av den typen som skapats för detta projekt.

På grund av att projektet har haft en tidsbegränsning har endast en förenklad modell kunnat skapas. Därför ges i detta kapitel även förslag på framtida studier och vidare arbete.

### 6.1 Implementeringsförslag

Enligt de studier som gjorts och de resultat som redovisats har ett förslag för vidareutveckling av Ortomas planeringssystem Ortoma Plan kunnat tas fram. Ortoma Plan möjliggör idag för ortopederna att välja rätt storlek och placering av höftledsimplantatet genom att stegvis specificera nyckelpunkter däribland trochanter major och lårbenshuvudet på patientens datortomografibild. Eftersom studierna som utförts i detta arbete tyder på att muskulaturen är avgörande för höftledens biomekaniska egenskaper anses det att en utveckling av planeringsprocessen innehållande modellering av de muskulära vävnaderna skulle innebära en förbättrad förståelse och precision av resultatet efter en THA.

En vidareutveckling av Ortoma Plan bör vara att med hjälp av modellering, likt höftledsmodellen, beräkna biomekaniska förändringar som följd av ett visst offset. I höftledsmodellen har grova förenklingar gjorts av musklernas kraft och dessa krafters angreppspunkt. Detta anses dock inte påverka modellens resultat till den gräns att de är irrelevanta. I programvaran är det främst joint reaction force och moment generating capacity som bör redovisas, samt att varningar bör dyka upp om det finns specifika muskler som får en betydande längdförändring. Utvecklingen innebär praktiskt inget extra steg i programmet eftersom de nyckelpunkter som redan väljs kan även användas för att approximera musklernas position. En grafisk representation av musklerna är inte nödvändig i det fall ortopederna endast är intresserade av att efterlikna tidigare muskelfunktion/placering av rörelsecentrum.

#### Förslag 1

Implementeringen skulle innebära följande steg för ortopederna vid planeringsprocessen:

1. Ortopeden väljer nyckelpunkter som tidigare.
2. När planeringen är färdig dyker en ruta upp innehållande biomekaniska förändringar på grund av muskulär förflyttning vid offset enligt figur 27. Varningstexter för förändringar utom ett visst säkerhetsområde ges med upplysande färg.
3. I de fall då ortopederna är intresserade av att se en utvecklad lista av samtliga muskelparametrar finns denna inkluderad som tillägg.

Hip muscle impact (10.2 mm lateralization)	
Muscle group	Moment generating capacity (original 100%)
Abductors	97 %
Adductors	151 % Adductor longus 121 %
Flexors	107.1 %
Extensors	104.5 %
Rotators	100.8 %
Joint reaction force	210 %

Warning: Adductor longus muscle length extended beyond safe limit 110 %

Figur 27: Förslag på redovisning av parametervärden i Ortoma Plan

## Förslag 2

Ytterligare ett förslag på hur muskelparametrar kan redogöras för i programvaran innebär följande steg:

1. Ortopeden väljer nyckelpunkter som tidigare.
2. När ortopedens befinner sig vid steget att justera implantatets position (avgörande för offset) ritas ett område ut som markerar kritisk förflyttning som kan komma att nämnvärt påverka joint reaction force och moment generating capacity. Området kompletteras med en varningstext där specifik muskel eller muskler pekas ut. Det kan inkluderas en knapp för att avaktivera denna funktion.
3. Eventuellt inkluderas steg 2-3 ur förslag 1.

### 6.1.1 Teknisk beskrivning

En höftledsmodell utvecklad utifrån den höftledsmodell som skapats i detta arbete ligger till grund för beräkning av muskelparametrar. Befintlig datortomografibild används för att approximativt välja musklernas placering enligt CAD-modell som finns i bakgrunden av programmet. På så sätt fås de matematiska koordinater som krävs för att beräkna parametrarna. Musklerna kommer alltså inte att dyka upp i bild. Därefter beräknar modellen förändringen av joint reaction force och moment generating capacity utefter offset, och resultaten visas sedan på bild. Alternativt arbetar modellen samtidigt som offset manuellt justeras och uppdaterar kontinuerligt för att varna när offset överskrider en viss gräns.

## 6.2 För- och nackdelar med muskulär implementering

Att inkludera muskulära vävnader i planeringsprocessen har dels en positiv påverkan på resultatet av en THA, dels så finns det en risk att planeringen försvåras på grund av inkluderingen. Den främsta fördelen med att inkludera muskulära vävnader i planeringsprocessen är att fler parametrar vägs in vilket kan öka precisionen av resultatet vid THA. Förhoppningen är att en ökad förståelse av muskulaturens placering och biomekaniska inverkan kan förlänga livslängden av

implantatet samt öka antalet lyckade operationer. Fördelen med förslagen är att själva muskulaturen inte förekommer i bild och därmed förstör tydligheten av patientens datortomografbild. I stället resultatet redovisas endast med text och siffror. Ortopeden kan därmed välja att inte fokusera på muskelparametrar i de fall då rörelsecentrum inte flyttas från ursprunglig position.

Nackdelen med att inkludera fler parametrar i planeringsprocessen är främst att ett nytt steg tillkommer vid utvärderingen av implantatets placering och utformning. Ortopeden kommer att behöva studera innebörden av muskelparametrarna som redovisas och utvärdera hur betydande de är för varje patient. Att inkludera muskler kan även få programvaran att ta längre tid att exekvera på grund av att ytterligare beräkningar tillkommer. Detta är dock mycket beroende av hur komplicerad muskelmodellen blir vid implementeringen.

### 6.3 Vidare arbete

Då detta arbetet verkat som en typ av förstudie till hur muskulaturen kan inkluderas i planeringsprocessen av THA har det skapats ett flertal områden som tåls att studeras vidare i framtiden.

För tillfället inkluderar modellen endast kraftbehov och momentberäkningar i de fåtal fall som bedömdes rimliga gällande kroppstyngdens påverkan. En vidareutveckling skulle vara att beräkna de individuella krafterna som en muskel kan påverka med, antingen med viss approximation eller med hjälp av modeller. Detta skulle ge tydligare resultat gällande vilka muskler som är mest relevanta att undersöka för att sedan fördjupa iakttagelser och beräkningar kring dem.

Vidare så behöver gränsvärden hittas för att kunna ange när en förflyttning av rörelsecentrum skapar en kritisk påverkan för patienten. Detta för att kunna ge data för då Ortoma Plan ska varna ortopederna vid användning av programvaran. Exempel på gränsvärden är de som angivits i Implementeringsförslaget i kapitel 6.1, kritisk förlängning av en viss muskel och kritisk ökning av Joint reaction force eller Moment generating capacity hos en viss muskelgrupp.

Ett fortsatt arbete kräver en mer exakt höftledsmodell, vilket kräver studier av in vivo fall. Önskvärt är ett fortsatt samarbete mellan läkare inklusive ortopeder och studenter på Chalmers där ortopeder kan bidra med sina erfarenheter och verkliga mätningar på patienter. För att skapa en mer exakt modell krävs studier av in vivo fall. Till exempel kan en MR scan vara lösningen för att finna infästningsopunkter för varje muskel samt musklernas exakta geometri.

## 7 Slutsats

En förändring av höftledens geometri kan vara avgörande för patientens rörlighet eftersom denna förändring förflyttar rörelsecentrum och därmed muskulaturen. Det är därför viktigt att analysera vilken påverkan en viss förflyttning av rörelsecentrum har på musklernas biomekaniska egenskaper. En förflyttning på 10 mm kan vara avgörande för livslängden av ett implantat eftersom den muskulära kraftkompensationen kan öka avsevärt. Det är även så att patientens upplevda och verkliga förmåga att utföra vissa typer av rörelser kan försämrans när momentarmar förändras och därmed ökar det krävda momentet för att utföra en rörelse.

Genom att använda förenklade modeller som simulerar och beräknar musklernas biomekaniska parametrar bör Ortoma inkludera de muskulära vävnaderna i sitt planeringsprogram. Resultatet blir att ortopederna utan extra ansträngning kan ta del av mätbara och begripliga värden av parameterförändringar för att utvärdera konsekvenserna av en viss förflyttning i patientens höft.

Kandidatarbetet *Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat* har visat på betydelsen av ett samarbete mellan ingenjörer och ortopedläkare. En teknisk metod som Ortoma Plan eller en utveckling av programmet bruk kan aldrig träda i kraft utan att ingenjören har kunnat få ta del av kunskap och erfarenheter hos ortopeder. Förhoppningen för framtiden är att fler projekt likt detta ska kunna uppstå när fler ingenjörer vågar träda in i ett samarbete med ortopeder för att kunna utveckla fler ortopediska plastikingrepp.

## Referenser

- [1] Höftledsoperation (hip surgery) -  
<http://www.ortoma.com/sv/medicinskt-behov/medicinskt-behov/>, 2014.
- [2] Anatomy zone -  
<http://anatomyzone.com/>, 2014.
- [3] Wikimedia commons -  
<http://commons.wikimedia.org/wiki/Huvudsida>.
- [4] Acetabulum -  
[http://www.innerbody.com/image\\_skel20/skel18.html](http://www.innerbody.com/image_skel20/skel18.html), 2015-02-19.
- [5] Hip joint -  
<http://www.innerbody.com/image/skel15.html>, 2015-02-19.
- [6] I.A. Kapandji. The physiology of the joints. Technical report, 1998.
- [7] Gait -  
[http://www.physio-pedia.com/Gait\\_Cycle](http://www.physio-pedia.com/Gait_Cycle),.
- [8] Gångcykel, bild -  
<https://eduweb.hhs.nl/~bergwandelen/onderzoek.htm>,.
- [9] Anil S. Ranawat and Bryan T. Kelly. Anatomy of the hip: Open and arthroscopic structure and function. *Elsevier*, 15, 2005.
- [10] Gunnar Németh and Hans Ohlsén. Moment arms of hip abductor and adductor muscles measured in vivo by computed tomography. *Clinical Biomechanics*, 4(3):133–136, 1989.
- [11] Hip replacement surgery -  
<http://www.cedars-sinai.edu/Patients/Programs-and-Services/Orthopaedic-Center/Treatment/Hip-Replacement-Surgery.aspx>, 2015.
- [12] Hip replacement surgery -  
<http://www.svenskaryggkliniken.se/index.php/diagnoser/hoftsmarta>, 2015.
- [13] Universitetssjukhuset Örebro -  
[http://www.regionorebrolan.se/files-sv/uso/kliniker\\_enheter/sjukgymnastik/ortoped/h%C3%B6ftplastik%20info.pdf](http://www.regionorebrolan.se/files-sv/uso/kliniker_enheter/sjukgymnastik/ortoped/h%C3%B6ftplastik%20info.pdf), 2015-02-19.
- [14] Smart-hip research project: New coatings extend life of hip implants, bild -  
[http://www.sourcewire.com/news/73934/smart-hip-research-project-new-coatings-extend-life-of-hip-implants#.VVHC-ZM6XK\\_](http://www.sourcewire.com/news/73934/smart-hip-research-project-new-coatings-extend-life-of-hip-implants#.VVHC-ZM6XK_), 2012-09-07.
- [15] Höftledsplastik -  
<http://www.capiomovement.se/Global/Dokument/Patientinfo%20Preop/H%C3%B6ftledsplastik.pdf>, 2015-02-19.
- [16] Bonesmart -  
<http://bonesmart.org/hip/hip-replacement-approaches/>, 2015-02-19.
- [17] Müller M, Tohtz S, Winkler T, Dewey M, Springer I, and Perka C. Mri findings of gluteus minimus muscle damage in primary total hip arthroplasty and the influence on clinical outcome. *Arch Orthop Trauma Surg.*, 130(7):927–935, Jul 2010.



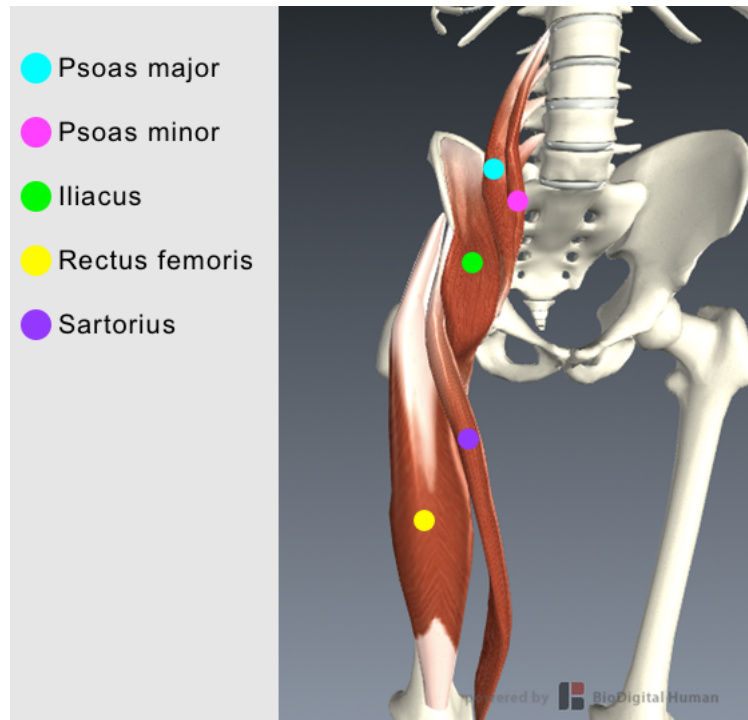
- [18] Judd DL, Dennis DA, Thomas AC, Wolfe P, Dayton MR, and Stevens-Lapsley JE. Muscle strength and functional recovery during the first year after tha. *Clin Orthop Relat Res.*, 472 (2):656–664, Feb 2014.
- [19] sciencedirect -  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003313001575>, 2015-02-19.
- [20] Intervju med gunnar n emeth och gunnar flivik, 2015-03-26.
- [21] Paul E. Hughes, Jim C. Hsu, and Matthew J. Matava. Hip anatomy and biomechanics in the athlete. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 10, 2002.
- [22] Gunnar Németh. On hip and lumbar biomechanics: A study of joint load and muscular activity, 1984.
- [23] Vasavada AN, Delp SL, Maloney WJ, Schurman DJ, and Zajac FE. Compensating for changes in muscle length in total hip arthroplasty. effects on the moment generating capacity of the muscles. *Clin Orthop Relat Res.*, Maj 1994.
- [24] illvet -  
<http://illvet.se/manniskan/hur-manga-steg-tar-vi-varje-dag>, 2015-02-19.
- [25] M. Dalstra and R. Huiskes. Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech.*, 28(6), Jun 1995.
- [26] Muscles of the hip -  
<http://www.innerbody.com/image/musc08.html>, 2015-02-19.
- [27] Muscles of the hip joint -  
<http://www.ux1.eiu.edu/~cfje/2440/Hip-muscles.pdf>, 2015-02-15.
- [28] Tendon vs. ligament -  
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19089.htm>, 2012-08-14.
- [29] Joint capsule of hip -  
<http://www.innerbody.com/anatomy/skeletal/joint-capsule-hip>, 2015-02-19.
- [30] Iliofemoral ligament -  
[http://www.innerbody.com/image\\_skelfov/ligm13\\_new.html](http://www.innerbody.com/image_skelfov/ligm13_new.html), 2015-02-19.
- [31] Pubofemoral ligament -  
[http://www.innerbody.com/image\\_skel20/ligm14.html](http://www.innerbody.com/image_skel20/ligm14.html), 2015-02-19.
- [32] Ischiofemoral ligament -  
[http://www.innerbody.com/image\\_skel20/ligm15.html](http://www.innerbody.com/image_skel20/ligm15.html), 2015-02-19.
- [33] Surgical approaches to total hip arthroplasty -  
[http://www.scottsevinsky.com/pt/reference/hip/thr\\_surgical\\_approaches.pdf](http://www.scottsevinsky.com/pt/reference/hip/thr_surgical_approaches.pdf), .
- [34] Hip anterior approach (smith-petersen) -  
<http://www.orthobullets.com/approaches/12020/hip-anterior-approach-smith-petersent>, .

- [35] Hip replacement: Direct anterior approach -  
<http://bonesmart.org/hip/hip-replacement-direct-anterior-approach/>,  
.
- [36] Hip replacement approaches -  
<http://bonesmart.org/hip/hip-replacement-approaches/>,.
- [37] Anterolateral approach to hip joint: (watson jones) -  
[http://www.wheelessonline.com/ortho/anterolateral\\_approach\\_to\\_hip\\_joint\\_watson\\_jones](http://www.wheelessonline.com/ortho/anterolateral_approach_to_hip_joint_watson_jones),.
- [38] Options for surgical approaches in total hip replacement -  
<http://www.prolianceorthopedicassociates.com/services/what-are-my-options-for-surgical-approaches-in-total-hip-replacement>,.
- [39] The direct lateral approach to the hip -  
[http://www.boneandjoint.org.uk/highwire/filestream/12818/field\\_highwire\\_article\\_pdf/0/17.full-text.pdf](http://www.boneandjoint.org.uk/highwire/filestream/12818/field_highwire_article_pdf/0/17.full-text.pdf),.
- [40] Hip posterior approach (moore or southern) -  
<http://www.orthobullets.com/approaches/12023/hip-posterior-approach-moore-or-southern>,.

## Bilaga 1 - Muskeldatabas

En sammanställning av höftledens muskler indelade efter dess rörelsefunktioner [2] [26] [27]

### Flexion



#### Psoas major

##### Funktion

- Huvudfunktion: flexion, lateral rotation

##### Fästpunkt

- Ursprung: Ett flertal fästpunkter längs de nedre kotorna i ryggraden, med början på den lägsta thorakalkotan (*vertebrae thoracicae*).
- Infäste: trochanter minor

#### Psoas minor

##### Funktion

- Huvudfunktion: Svag flexor till bålen

##### Fästpunkt

- Ursprung: Främre sidan av psoas major
- Infäste: *eminentia iliopubica*

Övriga kommentarer: Väldigt liten muskel. Denna muskeln finns inte hos ca 60% av människor

### Iliacus

#### Funktion

- Huvudfunktion: Flexion, lateral rotation

#### Fästpunkt

- Ursprung: Tarmbensgropen (*fossa iliaca*)
- Infäste: Basen på *trochanter minor* av lårbenet

Övriga kommentarer: Denna muskel arbetar med *psaos major* som en kraftfull flexion för låret vid höftleden.

### Iliopsoas

#### Funktion

- Huvudfunktion: Flexion, lateral rotation

#### Fästpunkt

- Ursprung: Tarmbensgropen (*fossa iliaca*) samt i de sista ländkotorna (*lumbar vertebrae*)
- Infäste: *trochanter minor*

Övriga kommentarer: Denna muskel betraktas oftast som en enskild muskel fastän det är en blandning av två muskler, *psaos major* och *iliacus*. *Iliopsoas* muskeln är den starkaste flexion muskeln i höften.

### Rectus femoris

#### Funktion

- Huvudfunktion: Extension för knä
- Subfunktion: Flexion för höften

#### Fästpunkt

- Ursprung: *Spina iliaca anterior inferior* vid höftbenet
- Infäste: Längst upp på knäskålen (*patella*) och vid *patellar* ligamentet till *tuberositas tibiae*

### Sartorius

#### Funktion

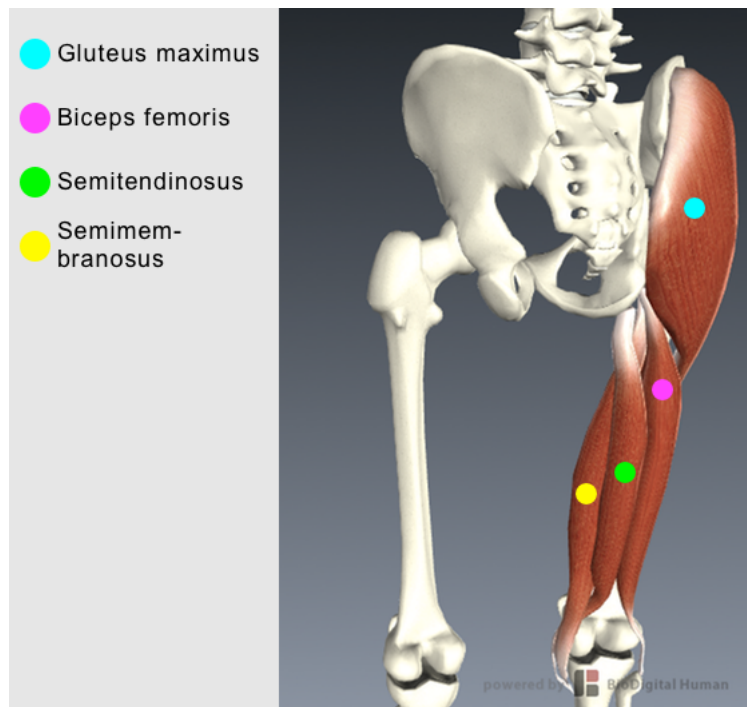
- Huvudfunktion: Flexion, lateral rotation, abduktion

#### Fästpunkt

- Ursprung: *Spina iliaca anterior superior*
- Infäste: På framsidan av den mediala kondylen på skenbenet (*medial condyle of tibia*)

Övriga kommentarer: Längsta muskeln i kroppen. Den är väldigt tunn och liknar ett band. Den finns i den främre delen av låret.

## Extension



### Gluteus maximus

#### Funktion

- Huvudfunktion: extension, lateral rotation
- Subfunktion: adduktion (lägre fiber), abduktion (övre fiber)

#### Fästpunkt

- Ursprung: bakre ytan av sacrum samt lägre och bakre delen av höftbenskammen
- Infäste: fascia lata samt övre och bakre ytan av lårbenet

### Biceps femoris

#### Funktion

- Huvudfunktion: extension
- Subfunktion: lateral rotation

#### Fästpunkt

- Ursprung: huvudet av vadbenet (*fibula*)
- Infäste: sittbenet (*ischial tuberosity*) och nedre hälften av linea aspera

Övriga kommentarer: Två infästen

### Semitendinosus

#### Funktion

- Huvudfunktion: extension
- Subfunktion: medial rotation

#### Fästpunkt

- Ursprung: sittbenet (*ischial tuberosity*)
- Infäste: mediala ytan av övre delen av skenbenet (*tibia*)

### Semimembranosus

#### Funktion

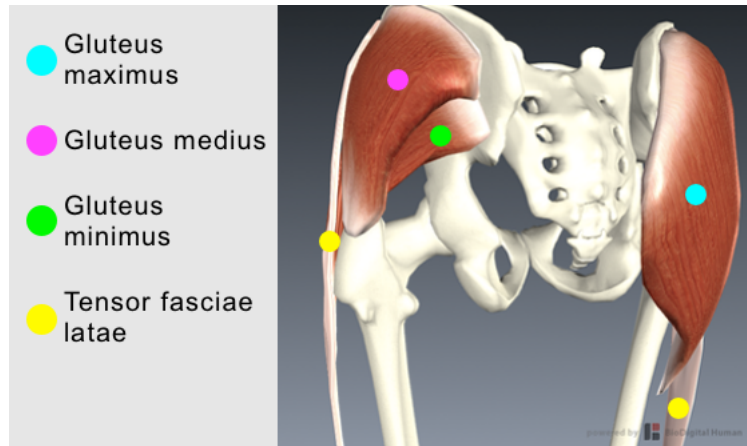
- Huvudfunktion: extension
- Subfunktion: medial rotation

#### Fästpunkt

- Ursprung: sittbenet (*ischial tuberosity*)
- Infäste: mediala ytan av övre delen av skenbenet (*tibia*)

Övriga kommentarer: yttligare än *semitendinosus*

## Abduktion



### Gluteus maximus

Se avsnitt Extension.

### Gluteus medius

- Huvudfunktion: Abduktion
- Subfunktion: medial rotation och flexion (främre delen av muskeln), lateral rotation.

Fästpunkt

- Ursprung: bakre delen av *ilium* (del av bäckenet) nedanför höftbenskammen.
- Infäste: *trochanter major*

Övriga kommentarer: befinner sig under *gluteus maximus*.

### Gluteus minimus

Funktion

- Huvudfunktion: Abduktion
- Subfunktion: medial rotation, flexion

Fästpunkt

- Ursprung: bakre delen av *ilium* nedanför *gluteus medius*.
- Infäste: *trochanter major*

Övriga kommentarer: befinner sig under *gluteus medius*.

### Tensor fasciae latae

#### Funktion

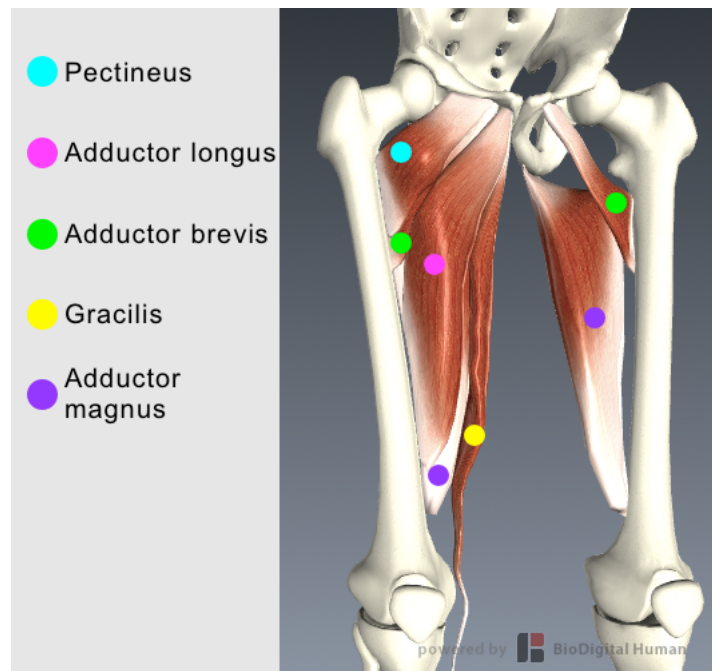
- Huvudfunktion: abduktion, medial rotation, flexion
- Subfunktion: extension

#### Fästpunkt

- Ursprung: yttre främre delen av *ilium* vid den främre delen av *gluteus medius*
- Infäste: *Iliotibial* band



## Adduktion



### Pectineus

#### Funktion

- Huvudfunktion: adduktion, flexion
- Subfunktion: lateral rotation

#### Fästpunkt

- Ursprung: främre delen av pubis (*pubic ramus*)
- Infäste: övre delen på insidan av lårbenet (*linea aspera*)

### Adductor longus

#### Funktion

- Huvudfunktion: adduktion
- Subfunktion: flexion

#### Fästpunkt

- Ursprung: framsidan av pubis (*pubic ramus*), mer medialt än muskeln pectineus samt delvis ovanför muskelursprung hos *adductor brevis* och *gracilis*

### Adductor brevis

#### Funktion

- Huvudfunktion: adduktion
- Subfunktion: lateral rotation, flexion

#### Fästpunkt

- Ursprung: undre delen av pubis (*pubic ramus*)
- Infäste: insidan av lårbenet (*linea aspera*), mellan pectineus och *adductor longus*

### Gracilis

- Huvudfunktion: adduktion,

#### Fästpunkt

- Ursprung: undre delen av pubis (*pubic ramus*), vid muskeln *adductor brevis*.
- Infäste: den mediala kondylen av skenbenet (*medial condyle of tibia*).

### Adductor magnus

#### Funktion

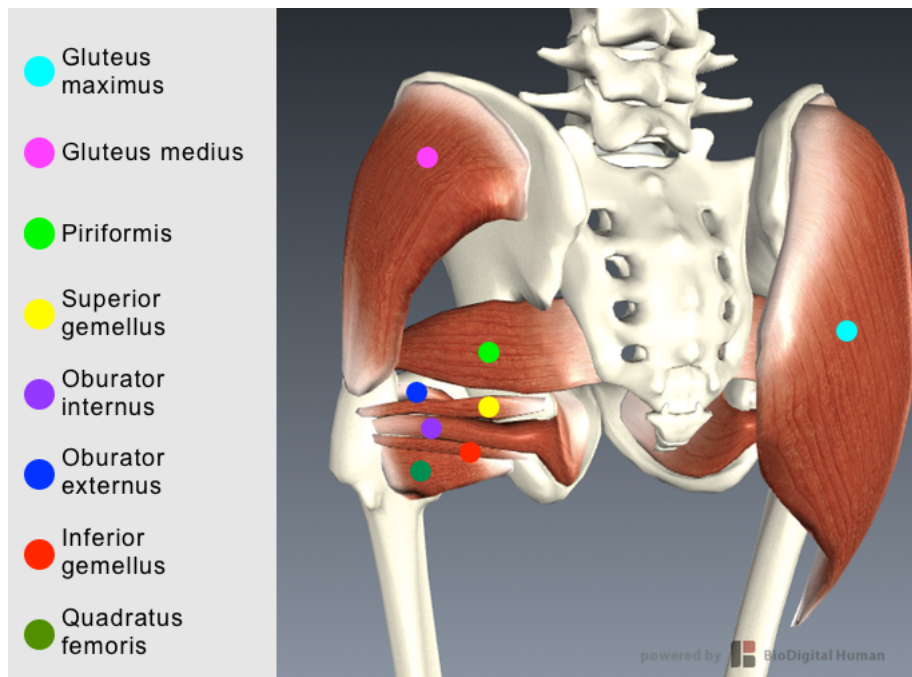
- Huvudfunktion: adduktion, lateral rotation, medial rotation
- Subfunktion: extension

#### Fästpunkt

- Ursprung: nedre delen av *pubis* och *ischium*
- Infäste: längs med insidan av lårbenet (*linea aspera*)

Övriga kommentarer: Muskeln befinner sig bakom *adductor longus*

## Lateral rotation



### Gluteus maximus

Se avsnitt Extension

### Gluteus medius

Se avsnitt Abduktion

### Piriformis

Funktion

- Huvudfunktion: lateral rotation
- Subfunktion: abduktion

Fästpunkt

- Ursprung: bakre delen av korsbenet (*sacrum*)
- Infäste: superiora kanten av *trochanter major*

### Superior gemellus

- Huvudfunktion: lateral rotation
- Subfunktion: abduktion

Fästpunkt

- Ursprung: ovanför den bakre knölen på *ischium*, sittbenet (*ischial tuberosity*)
- Infäste: mediala ytan av *trochanter major*, alltså något lägre än *piriformis*

### Obturator internus

#### Funktion

- Huvudfunktion: lateral rotation och abduktion.

#### Fästpunkt

- Ursprung: ytan på insidan av bäckenet längs med kanten av öppningen (*obturator foramen*)
- Infäste: mediala ytan av *trochanter major*, mer inferior än superior *gemellus*

Övriga kommentarer: täcker en stor del av ytan på insidan av bäckenet samt öppningen (*obturator foramen*), smalnar av vid sittbenet (*ischial tuberosity*).

### Oburator externus

#### Funktion

- Huvudfunktion: lateral rotation
- Subfunktion: adduktion

#### Fästpunkt

- Ursprung: främre delen av *pubis* vid öppningen i bäckenet (*obturator foramen*), bredvid *adductor brevis*
- Infäste: den bakre mediala ytan av *trochanter major*

Övriga kommentarer: går runt lårbenshuvudet

### Inferior gemellus

#### Funktion

- Huvudfunktion: lateral rotation
- Subfunktion: abduktion

#### Fästpunkt

- Ursprung: på kanten av den bakre knölen på *ischium*, sittbenet (*ischial tuberosity*), nedanför *obturator internus*
- Infäste: mediala ytan av *trochanter major*, under *obturator internus*

### Quadratus femoris

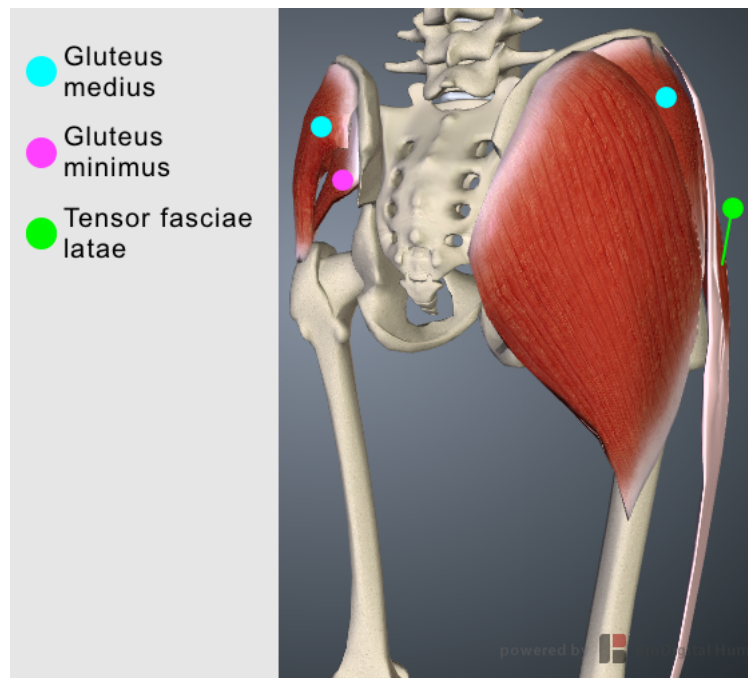
#### Funktion

- Huvudfunktion: lateral rotation
- Subfunktion: abduktion

#### Fästpunkt

- Ursprung: bakre knölen på *ischium*, sittbenet (*ischial tuberosity*), nedanför *inferior gemellus*
- Infäste: under *trochanter major*, nedanför *inferior gemellus*

## Medial rotation



### Gluteus medius

Se avsnitt Abduktion

### Gluteus minimus

Se avsnitt Abduktion

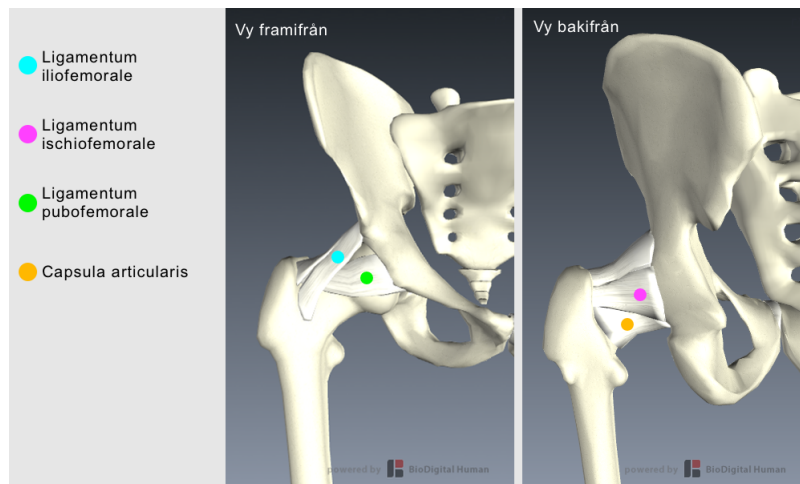
### Tensor fasciae latae

Se avsnitt Abduktion

## Ligament

Ligament, även kallad ledband, är mjukvävnad som binder samman benen i en led, se figur 28. Ligament är elastiskt och kan beskrivas som en trådlig bindväv. Dess främsta funktion är att ge stabilitet samt förhindra dislokering av leden vid rörelser. Intill höftleden finns yttre sammanbindande ligament och inre sammanbindande ligament. Ledband vars funktion är att binda samman ben och muskler benämns som senor [28].

Utåtpå leden finns två främre ligament som heter *Iliofemoral* ligament och *Pubofemoral* ligament. Dessutom finns det även ett bakre ligament kallat *Ischiofemoral* ligament. De sammankopplar lårbenet med bäckenet till olika punkter därpå. Tillsammans kapslar de tre ligamenten in lårbenshalsen och täcker cirka 95% av dess yta [9]. Inkapslingen medverkar till att hålla samman lårbenet och höftbenet som även bidrar därmed till höftledens stabilitet. Figur 28 visar var de yttre ligamenten finns placerade [29].



Figur 28: Ligament [2]

*Iliofemoral* ligament kopplar samman bäckenet med lårbenet mellan *ilium*, *trochanter major* och *trochanter minor*. *Iliofemoral* är kroppens starkaste ligament och dess främsta uppgift är att förhindra att höften böjs för mycket bakåt. Den medverkar därmed till att hålla höftleden stabil när en person står upprätt [30].

Andra ligament är till exempel *Pubofemoral* ligament, som fäster i lårbenet under *iliofemoral* och i den övre delen av *pubis* [31]. Ett annat relevant ligament är *Ischiofemoral* som är fäst i lårbenet och i *ischium* bakom lårbensgropen och kapslar därmed in den bakre delen av lårbenshalsen [32].

Inuti leden finns två stycken ligament, *Ligamentum teres* som binder samman lårbenshuvudet och lårbensgropen och *Transverse acetabular* ligament som är ett tvärliggande ligament som håller uppe höftledskulan. Eftersom denna rapport syftar till att studera främst de yttre liggande mjukvävnaderna kring höftleden kommer inre ligament inte att studeras vidare [6].

## **Bilaga 2 - Operationsmetoder för total höftledsplastik**

### **Anterior Approach (Smith Petersen)**

Under denna operation genomförs ingreppssnittet genom att kirurgen använder sig av planet mellan musklerna sartorius och tensor fascia latae samt mellan rectus femoris och gluteus medius. Musklerna tillhör olika nerver och därför gör det möjligt att göra ett snitt mellan musklerna utan att riskera nervskador.

Ingreppet innefattar att tensor fascia latae och gluteus medius eller rectus femoris lossas från sitt fäste på höftbenskammen. Lateral femoral cutaneous nerve finns nedanför anterior superior iliac och korsar sartorius och har därmed en utsatt position under ingreppet. Kirurgen måste vara medveten om detta och vara försiktig för att inte skada nerven [33] [34].

Ingreppet anses vara skonsamt för musklerna då de dras åt sidan istället för att delas och lossas från lårbenet. Dessutom orsakar inte ingreppet inte muskelskador och ger patienten en snabb återhämtning [35].

### **Anterolateral Approach (Watson Jones)**

I detta ingrepp utnyttjas det muskulära planet mellan gluteus medius och tensor fascia latae. Bindvävnaden mellan musklerna delas så att musklerna går att separera från varandra. Gluteus medius och minimus måste delas och delvis lossas från trochanter major vilket medför skador på musklerna. Problem kan uppstå när musklerna ska fästas igen vilket är en bidragande orsak till att ingreppet används allt mer sällan [36] [37].

### **Direct Lateral or Transgluteal Approach (Hardinge)**

Denna teknik beskrevs först i en publikation år 1982 av Kevin Hardinge. Tekniken ger bättre tillgång till lårbenshuvudet och acetabulum än de ovanstående, dock har undersökningar visat på en högre andel haltande för patienter [38] [39].

Under ingreppet görs snitt i gluteus medius samt vastus lateralis. Infästningen för gluteus minimus lossas även vid trochanter major. Det förekommer även att trochanter major behövs skäras i under detta ingrepp [33] [36].

### **Posterolateral Approach**

Detta tillvägagångssätt kräver mindre skicklighet hos kirurgen samt att det inte stör höftens abduktionsförmåga. På grund av dessa faktorer är detta den vanligaste tekniken vid total höftledsplastik.

Under ingreppet genomförs ett snitt i gluteus maximus samt i senorna piriformis, gemellus och obturator externus, varpå senorna då kapas för att sedan återfästas [33] [38].

### **Posterior Approach (Moore or Southern)**

Under detta ingreppet skadas inte gluteus medius och minimus och bevarar därmed patientens abduktionsförmåga [36]. Fascia lata och gluteus maximus snittas för att komma åt höftleden. Piriformis och musculus obturator internus lossas från sitt fäste på lårbenet [40].

## Bilaga 3 - Kraftförändringar hos muskelgrupper vid förflyttning av rörelsecentrum

### Abduktionsmuskler

Förflyttningar av kopp	Flexion/extension	- Lateral/medial rotation	- Abduktion/adduktion
Lateral (10 mm)	1.1246	1.2293	0.9745
Medial (10 mm)	0.8766	0.7801	1.0243
Inferior (10 mm)	0.9243	0.9219	1.0403
Superior (10 mm)	1.0805	1.0847	0.9557
Posterior (10 mm)	0.8672	0.1139	1.0110
Anterior (10 mm)	1.1288	2.7251	0.9877

### Adduktionsmuskler

Förflyttningar av kopp	Flexion/extension	- Lateral/medial rotation	- Abduktion/adduktion
Lateral (10 mm)	0.1593	1.2293	1.1360
Medial (10 mm)	1.6539	0.7801	0.8612
Inferior (10 mm)	0.9514	0.9219	0.9595
Superior (10 mm)	1.0510	1.0847	1.0422
Posterior (10 mm)	8.2947	0.1139	1.0312
Anterior (10 mm)	-6.1839	2.7251	0.9681

### Extensionsmuskler

Förflyttningar av kopp	Flexion/extension	- Lateral/medial rotation	- Abduktion/adduktion
Lateral (10 mm)	1.1234	0.8193	-4.4357
Medial (10 mm)	0.8776	0.5501	6.4886
Inferior (10 mm)	0.9687	0.9375	0.8624
Superior (10 mm)	1.0321	1.0669	1.1464
Posterior (10 mm)	0.8714	1.5832	0.3598
Anterior (10 mm)	1.1252	0.5444	1.6201



### Flexionsmuskler

Förflyttningar av kopp	Flexion/extension	- Lateral/medial rotation	- Abduktion/adduktion
Lateral (10 mm)	1.0881	0.8193	0.3896
Medial (10 mm)	0.9057	0.5501	1.6151
Inferior (10 mm)	0.9920	0.9375	0.8551
Superior (10 mm)	1.0068	1.0669	1.1541
Posterior (10 mm)	1.1581	1.5832	0.9421
Anterior (10 mm)	0.8434	0.5444	1.0546

### Laterala rotationsmuskler

Förflyttningar av kopp	Flexion/extension	- Lateral/medial rotation	- Abduktion/adduktion
Lateral (10 mm)	1.1162	1.1057	0.9296
Medial (10 mm)	0.8834	0.8960	1.0697
Inferior (10 mm)	1.0174	0.9235	1.1531
Superior (10 mm)	0.9790	1.0829	0.8349
Posterior (10 mm)	0.9315	-0.0019	1.0044
Anterior (10 mm)	1.0662	2.2640	0.9941

### Mediala rotationsmuskler

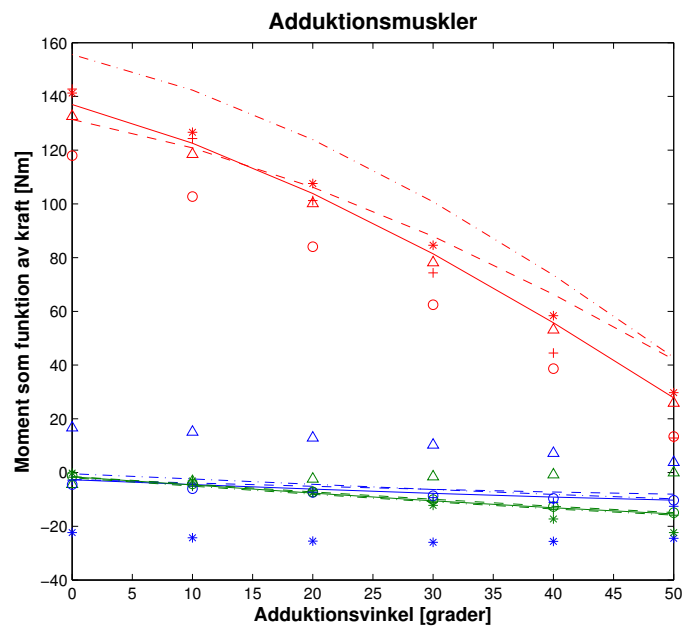
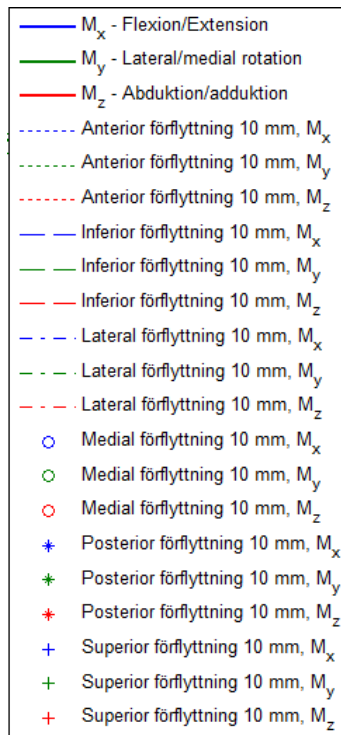
Förflyttningar av kopp	Flexion/extension	- Lateral/medial rotation	- Abduktion/adduktion
Lateral (10 mm)	1.0655	1.1057	0.9699
Medial (10 mm)	0.9241	0.8960	1.0289
Inferior (10 mm)	1.0320	0.9235	1.0586
Superior (10 mm)	0.9632	1.0829	0.9361
Posterior (10 mm)	1.3249	-0.0019	1.0102
Anterior (10 mm)	0.6788	2.2640	0.9884

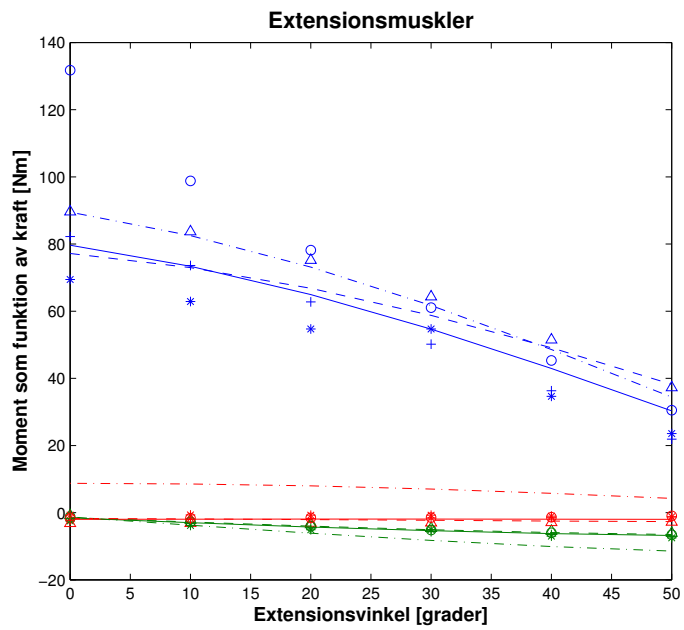
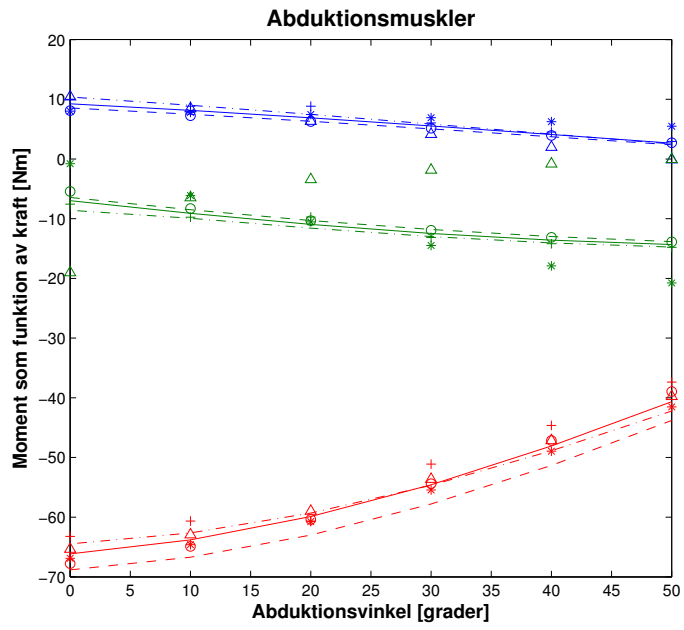
## Bilaga 4 - Muskellängdsförändringar vid förflyttningar av rörelsecentrum

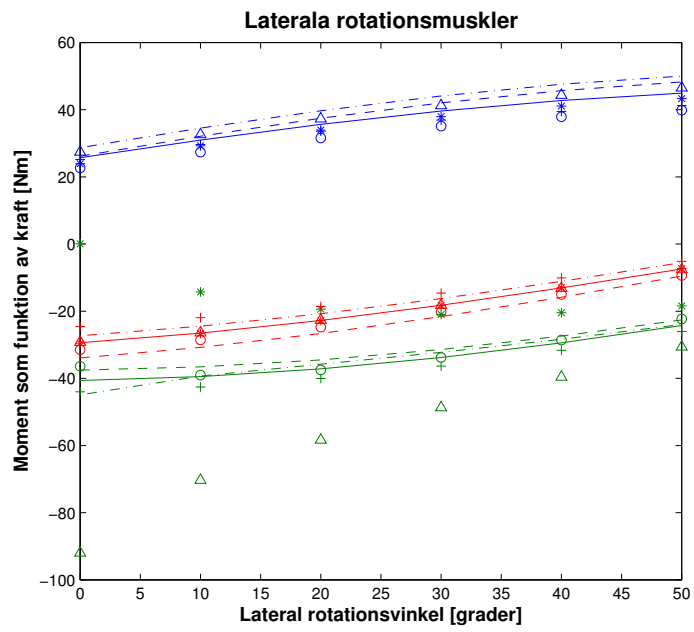
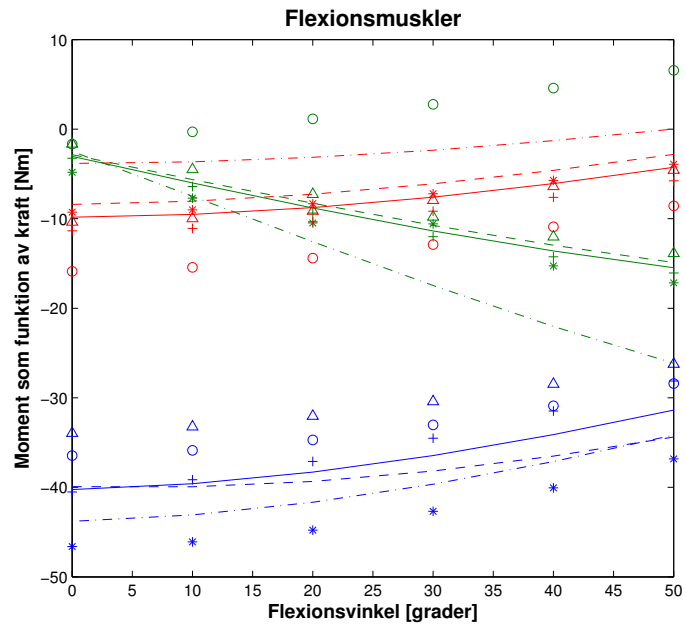
Muskel	Lateralt	Medialt	Superior	Inferior	Anterior	Posterior
Gluteus minimus posterior	1.0494	0.9536	0.9536	1.0495	1.0297	0.9749
Gluteus minimus anterior	1.0402	0.9680	0.9153	1.0869	0.9753	1.0334
Gluteus minimus superior	1.0234	0.9816	0.9299	1.0706	1.0083	0.9971
Superior gemellus	1.0829	0.9186	0.9755	1.0319	1.0284	0.9792
Obturator internus anterior	1.0496	0.9517	0.9932	1.0132	1.0243	0.9814
Obturator internus superior	1.0560	0.9456	0.9894	1.0176	1.0285	0.9776
Inferior gemellus	1.1066	0.8960	0.9920	1.0213	1.0533	0.9580
Quadratus femoris superior	1.1254	0.8777	1.0065	1.0118	1.0624	0.9530
Quadratus femoris inferior	1.1095	0.8957	0.9721	1.0432	1.0680	0.9448
Gluteus medius posterior	1.0382	0.9645	0.9568	1.0452	1.0277	0.9756
Gluteus medius anterior	1.0389	0.9692	0.9208	1.0821	0.9632	1.0445
Gluteus medius superior	1.0142	0.9901	0.9344	1.0657	1.0072	0.9972
Tensor fasciae latae anterior	1.0191	0.9848	0.9371	1.0632	1.0041	1.0002
Tensor fasciae latae posterior	1.0178	0.9884	0.9225	1.0778	0.9926	1.0136
Iliacus posterior <sup>a</sup>	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
Iliacus anterior	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
Sartorius	0.9963	1.0042	0.9809	1.0191	0.9981	1.0024
Adductor brevis posterior	1.0641	0.9389	0.9588	1.0462	0.9706	1.0352
Adductor brevis anterior	1.0442	0.9586	0.9523	1.0500	0.9820	1.0223
Adductor longus superior	1.0329	0.9693	0.9559	1.0454	0.9856	1.0174
Adductor longus inferior	1.0066	0.9942	0.9710	1.0291	0.9975	1.0033
Gracilis	1.0024	0.9982	0.9748	1.0252	0.9982	1.0024
Adductor magnus add lateral	1.0942	0.9098	0.9666	1.0443	1.0542	0.9559
Adductor magnus ext medial	1.0046	0.9962	0.9711	1.0289	1.0021	0.9987
Pectineus anterior	1.0590	0.9450	0.9544	1.0505	0.9625	1.0430
Pectineus posterior	1.0321	0.9730	0.9304	1.0707	0.9876	1.0182
Adductor magnus ext lateral	1.0261	0.9763	0.9522	1.0486	1.0137	0.9893
Adductor magnus add medial	1.0270	0.9756	0.9513	1.0495	1.0145	0.9886
Piriformis superior	1.0447	0.9565	0.9832	1.0196	1.0299	0.9724
Piriformis inferior	1.0505	0.9506	0.9942	1.0093	1.0328	0.9698
Biceps femoris	1.0033	0.9973	0.9756	1.0244	1.0017	0.9989
Semimembranosus	0.9992	1.0014	0.9756	1.0244	1.0016	0.9990
Semitendinosus	0.9995	1.0012	0.9745	1.0255	1.0027	0.9980
Psoas major	1.0048	1.0037	0.9695	1.0334	0.9812	1.0247
Rectus femoris	0.9976	1.0032	0.9790	1.0210	1.0029	0.9979
Gluteus maximus anterior	1.0110	0.9906	0.9713	1.0289	1.0028	0.9990
Obturator externus	1.0696	0.9338	0.9977	1.0144	0.9642	1.0449
Gluteus maximus posterior	1.0258	0.9757	0.9804	1.0216	1.0173	0.9851

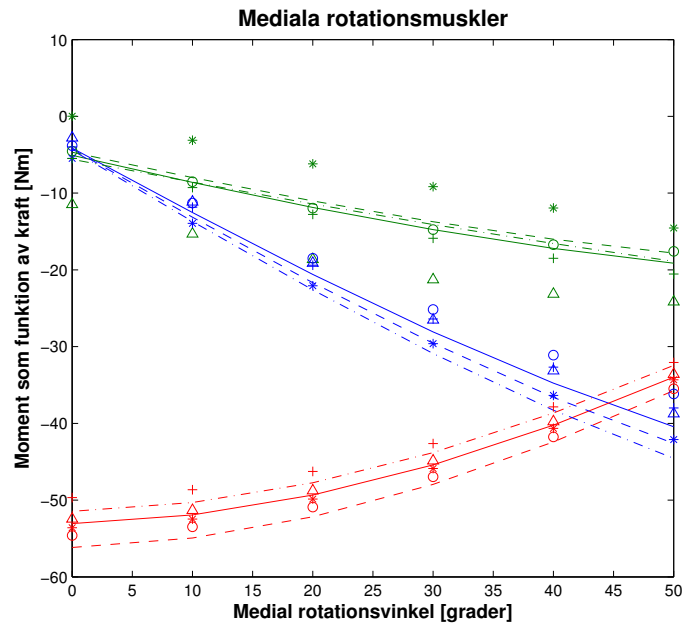
<sup>a</sup>Felkälla: Iliacus posterior och anterior saknar en del utsatta punkter pga misstag

## Bilaga 5 - Momentförändringar vid förflyttning av rörelsecentrum









## Bilaga 6 - Matlabkod för databehandlingen

```

1 %% Databehandling
2
3 %% inläsning
4
5 clc, clear, clf
6
7 % original – utan frflyttning
8 tyngdpunkt = [66.9, -219.9, -3.77];
9 % frflyttning lngs anteroposteriora axeln: z
10 tyngdpunktAnt = [66.9, -219.9, -3.77] + [0 0 10];
11 tyngdpunktPost = [66.9, -219.9, -3.77] + [0 0 -10];
12 % frflyttning lngs bilaterala axeln: x
13 tyngdpunktMed = [66.9, -219.9, -3.77] + [10 0 0];
14 tyngdpunktLat = [66.9, -219.9, -3.77] + [-10 0 0];
15 % frflyttning lngs longitudinella axeln: y
16 tyngdpunktSup = [66.9, -219.9, -3.77] + [0 10 0];
17 tyngdpunktInf = [66.9, -219.9, -3.77] + [0 -10 0];
18
19 m = 70;
20 g = 9.82;
21
22 tyngdkraft = [0 -m*g 0];
23
24
25 % inläsningar
26
27 % centrum syftar på rrelsecentrum

```

```

28 [orgAbd, orgAdd, orgExt, orgFlex, orgLat, orgMed, orgCentrum, orgLangd
    ] = readData('original');
29
30 % frflyttningar
31 [antAbd, antAdd, antExt, antFlex, antLat, antMed, antCentrum, antLangd
    ] = readData('10mm_ant');
32 [infAbd, infAdd, infExt, infFlex, infLat, infMed, infCentrum, infLangd
    ] = readData('10mm_inf');
33 [latAbd, latAdd, latExt, latFlex, latLat, latMed, latCentrum, latLangd
    ] = readData('10mm_lat');
34 [medAbd, medAdd, medExt, medFlex, medLat, medMed, medCentrum, medLangd
    ] = readData('10mm_med');
35 [postAbd, postAdd, postExt, postFlex, postLat, postMed, postCentrum,
    postLangd] = readData('10mm_post');
36 [supAbd, supAdd, supExt, supFlex, supLat, supMed, supCentrum, supLangd
    ] = readData('10mm_sup');
37
38 %%
39
40 % vektorn r till tyngdkraften
41 orgLagesvektor = tyngdpunkt - orgCentrum;
42 antLagesvektor = tyngdpunktAnt - antCentrum;
43 infLagesvektor = tyngdpunktInf - infCentrum;
44 latLagesvektor = tyngdpunktLat - latCentrum;
45 medLagesvektor = tyngdpunktMed - medCentrum;
46 postLagesvektor = tyngdpunktPost - postCentrum;
47 supLagesvektor = tyngdpunktSup - supCentrum;
48
49 % preallokering av faktorerna
50
51 % abduktionsmuskler
52 antAbdFaktor = zeros(6,3);
53 infAbdFaktor = zeros(6,3);
54 latAbdFaktor = zeros(6,3);
55 medAbdFaktor = zeros(6,3);
56 postAbdFaktor = zeros(6,3);
57 supAbdFaktor = zeros(6,3);
58
59 % adduktionsmuskler
60 antAddFaktor = zeros(6,3);
61 infAddFaktor = zeros(6,3);
62 latAddFaktor = zeros(6,3);
63 medAddFaktor = zeros(6,3);
64 postAddFaktor = zeros(6,3);
65 supAddFaktor = zeros(6,3);
66
67 % extensionsmuskler
68 antExtFaktor = zeros(6,3);
69 infExtFaktor = zeros(6,3);
70 latExtFaktor = zeros(6,3);
71 medExtFaktor = zeros(6,3);
72 postExtFaktor = zeros(6,3);

```

```

73 supExtFaktor = zeros(6,3);
74
75 % flexionsmuskler
76 antFlexFaktor = zeros(6,3);
77 infFlexFaktor = zeros(6,3);
78 latFlexFaktor = zeros(6,3);
79 medFlexFaktor = zeros(6,3);
80 postFlexFaktor = zeros(6,3);
81 supFlexFaktor = zeros(6,3);
82
83 % laterala rotationsmuskler
84 antLatFaktor = zeros(6,3);
85 infLatFaktor = zeros(6,3);
86 latLatFaktor = zeros(6,3);
87 medLatFaktor = zeros(6,3);
88 postLatFaktor = zeros(6,3);
89 supLatFaktor = zeros(6,3);
90
91 % mediala rotationsmuskler
92 antMedFaktor = zeros(6,3);
93 infMedFaktor = zeros(6,3);
94 latMedFaktor = zeros(6,3);
95 medMedFaktor = zeros(6,3);
96 postMedFaktor = zeros(6,3);
97 supMedFaktor = zeros(6,3);
98
99
100 % k r a f t ndringsfaktorer efter olika frflyttningar
101
102 % abduktionsmuskler
103 for i = 1:6
104 % k r a f t ndringsfaktorer anteriort 10 mm
105 antAbdFaktor(i,:) = (antAbd(i,:) .* (cross(antLagesvektor, tyngdkraft) +
106 antAdd(i,:))) ./ ...
107 (orgAbd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAdd(i,:)));
108
109 % k r a f t ndringsfaktorer inferiort 10 mm
110 infAbdFaktor(i,:) = (infAbd(i,:) .* (cross(infLagesvektor, tyngdkraft) +
111 infAdd(i,:))) ./ ...
112 (orgAbd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAdd(i,:)));
113
114 % k r a f t ndringsfaktorer lateralt 10 mm
115 latAbdFaktor(i,:) = (latAbd(i,:) .* (cross(latLagesvektor, tyngdkraft) +
116 latAdd(i,:))) ./ ...
117 (orgAbd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAdd(i,:)));
118
119 % k r a f t ndringsfaktorer medialt 10 mm
120 medAbdFaktor(i,:) = (medAbd(i,:) .* (cross(medLagesvektor, tyngdkraft) +
121 medAdd(i,:))) ./ ...
122 (orgAbd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAdd(i,:)));
123
124 % k r a f t ndringsfaktorer inferiort 10 mm

```



```

121 postAbdFaktor(i,:) = (postAbd(i,:) .* (cross(postLagesvektor, tyngdkraft
    ) + postAdd(i,:))) ./ ...
122 (orgAbd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAdd(i,:)));
123
124 % k r a f t ndringsfaktorer  superiort 10 mm
125 supAbdFaktor(i,:) = (supAbd(i,:) .* (cross(supLagesvektor, tyngdkraft) +
    supAdd(i,:))) ./ ...
126 (orgAbd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAdd(i,:)));
127 end
128
129
130 % adduktionsmuskler
131 for i = 1:6
132 % k r a f t ndringsfaktorer  anterior 10 mm
133 antAddFaktor(i,:) = (antAdd(i,:) .* (cross(antLagesvektor, tyngdkraft) +
    antAbd(i,:))) ./ ...
134 (orgAdd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAbd(i,:)));
135
136 % k r a f t ndringsfaktorer  inferiort 10 mm
137 infAddFaktor(i,:) = (infAdd(i,:) .* (cross(infLagesvektor, tyngdkraft) +
    infAbd(i,:))) ./ ...
138 (orgAdd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAbd(i,:)));
139
140 % k r a f t ndringsfaktorer  lateralt 10 mm
141 latAddFaktor(i,:) = (latAdd(i,:) .* (cross(latLagesvektor, tyngdkraft) +
    latAbd(i,:))) ./ ...
142 (orgAdd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAbd(i,:)));
143
144 % k r a f t ndringsfaktorer  medialt 10 mm
145 medAddFaktor(i,:) = (medAdd(i,:) .* (cross(medLagesvektor, tyngdkraft) +
    medAbd(i,:))) ./ ...
146 (orgAdd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAbd(i,:)));
147
148 % k r a f t ndringsfaktorer  inferiort 10 mm
149 postAddFaktor(i,:) = (postAdd(i,:) .* (cross(postLagesvektor, tyngdkraft
    ) + postAbd(i,:))) ./ ...
150 (orgAdd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAbd(i,:)));
151
152 % k r a f t ndringsfaktorer  superiort 10 mm
153 supAddFaktor(i,:) = (supAdd(i,:) .* (cross(supLagesvektor, tyngdkraft) +
    supAbd(i,:))) ./ ...
154 (orgAdd(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgAbd(i,:)));
155 end
156
157 % Extensionsmuskler
158 for i = 1:6
159 % k r a f t ndringsfaktorer  anterior 10 mm
160 antExtFaktor(i,:) = (antExt(i,:) .* (cross(antLagesvektor, tyngdkraft) +
    antFlex(i,:))) ./ ...
161 (orgExt(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgFlex(i,:)));
162
163 % k r a f t ndringsfaktorer  inferiort 10 mm

```

```

164 infExtFaktor(i,:) = (infExt(i,:) .* (cross(infLagesvektor, tyngdkraft) +
      infFlex(i,:)))./...
165 (orgExt(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgFlex(i,:)));
166
167 % k r a f t ndringsfaktorer lateralt 10 mm
168 latExtFaktor(i,:) = (latExt(i,:) .* (cross(latLagesvektor, tyngdkraft) +
      latFlex(i,:)))./...
169 (orgExt(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgFlex(i,:)));
170
171 % k r a f t ndringsfaktorer medialt 10 mm
172 medExtFaktor(i,:) = (medExt(i,:) .* (cross(medLagesvektor, tyngdkraft) +
      medFlex(i,:)))./...
173 (orgExt(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgFlex(i,:)));
174
175 % k r a f t ndringsfaktorer inferiort 10 mm
176 postExtFaktor(i,:) = (postExt(i,:) .* (cross(postLagesvektor, tyngdkraft
      ) + postFlex(i,:)))./...
177 (orgExt(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgFlex(i,:)));
178
179 % k r a f t ndringsfaktorer superiort 10 mm
180 supExtFaktor(i,:) = (supExt(i,:) .* (cross(supLagesvektor, tyngdkraft) +
      supFlex(i,:)))./...
181 (orgExt(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgFlex(i,:)));
182 end
183
184 % Flexionsmuskler
185 for i = 1:6
186 % k r a f t ndringsfaktorer anterior 10 mm
187 antFlexFaktor(i,:) = (antFlex(i,:) .* (cross(antLagesvektor, tyngdkraft)
      + antExt(i,:)))./...
188 (orgFlex(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgExt(i,:)));
189
190 % k r a f t ndringsfaktorer inferiort 10 mm
191 infFlexFaktor(i,:) = (infFlex(i,:) .* (cross(infLagesvektor, tyngdkraft)
      + infExt(i,:)))./...
192 (orgFlex(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgExt(i,:)));
193
194 % k r a f t ndringsfaktorer lateralt 10 mm
195 latFlexFaktor(i,:) = (latFlex(i,:) .* (cross(latLagesvektor, tyngdkraft)
      + latExt(i,:)))./...
196 (orgFlex(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgExt(i,:)));
197
198 % k r a f t ndringsfaktorer medialt 10 mm
199 medFlexFaktor(i,:) = (medFlex(i,:) .* (cross(medLagesvektor, tyngdkraft)
      + medExt(i,:)))./...
200 (orgFlex(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgExt(i,:)));
201
202 % k r a f t ndringsfaktorer inferiort 10 mm
203 postFlexFaktor(i,:) = (postFlex(i,:) .* (cross(postLagesvektor,
      tyngdkraft) + postExt(i,:)))./...
204 (orgFlex(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgExt(i,:)));
205

```

```

206 % k r a f t ndringsfaktorer  superiort 10 mm
207 supFlexFaktor(i,:) = (supFlex(i,:) .* (cross(supLagesvektor, tyngdkraft)
    + supExt(i,:))) ./ ...
208 (orgFlex(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgExt(i,:)));
209 end
210
211 % Lateral rotationsmuskler
212 for i = 1:6
213 % k r a f t ndringsfaktorer  anterior 10 mm
214 antLatFaktor(i,:) = (antLat(i,:) .* (cross(antLagesvektor, tyngdkraft) +
    antMed(i,:))) ./ ...
215 (orgLat(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgMed(i,:)));
216
217 % k r a f t ndringsfaktorer  inferiort 10 mm
218 infLatFaktor(i,:) = (infLat(i,:) .* (cross(infLagesvektor, tyngdkraft) +
    infMed(i,:))) ./ ...
219 (orgLat(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgMed(i,:)));
220
221 % k r a f t ndringsfaktorer  lateralt 10 mm
222 latLatFaktor(i,:) = (latLat(i,:) .* (cross(latLagesvektor, tyngdkraft) +
    latMed(i,:))) ./ ...
223 (orgLat(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgMed(i,:)));
224
225 % k r a f t ndringsfaktorer  medialt 10 mm
226 medLatFaktor(i,:) = (medLat(i,:) .* (cross(medLagesvektor, tyngdkraft) +
    medMed(i,:))) ./ ...
227 (orgLat(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgMed(i,:)));
228
229 % k r a f t ndringsfaktorer  inferiort 10 mm
230 postLatFaktor(i,:) = (postLat(i,:) .* (cross(postLagesvektor, tyngdkraft)
    + postMed(i,:))) ./ ...
231 (orgLat(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgMed(i,:)));
232
233 % k r a f t ndringsfaktorer  superiort 10 mm
234 supLatFaktor(i,:) = (supLat(i,:) .* (cross(supLagesvektor, tyngdkraft) +
    supMed(i,:))) ./ ...
235 (orgLat(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgMed(i,:)));
236 end
237
238 % Medial rotationsmuskler
239 for i = 1:6
240 % k r a f t ndringsfaktorer  anterior 10 mm
241 antMedFaktor(i,:) = (antMed(i,:) .* (cross(antLagesvektor, tyngdkraft) +
    antLat(i,:))) ./ ...
242 (orgMed(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgLat(i,:)));
243
244 % k r a f t ndringsfaktorer  inferiort 10 mm
245 infMedFaktor(i,:) = (infMed(i,:) .* (cross(infLagesvektor, tyngdkraft) +
    infLat(i,:))) ./ ...
246 (orgMed(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgLat(i,:)));
247
248 % k r a f t ndringsfaktorer  lateralt 10 mm

```

```

249 latMedFaktor(i,:) = (latMed(i,:) .* (cross(latLagesvektor, tyngdkraft) +
      latLat(i,:))) ./ ...
250 (orgMed(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgLat(i,:)));
251
252 % k r a f t ndringsfaktorer medialt 10 mm
253 medMedFaktor(i,:) = (medMed(i,:) .* (cross(medLagesvektor, tyngdkraft) +
      medLat(i,:))) ./ ...
254 (orgMed(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgLat(i,:)));
255
256 % k r a f t ndringsfaktorer inferiort 10 mm
257 postMedFaktor(i,:) = (postMed(i,:) .* (cross(postLagesvektor, tyngdkraft
      ) + postLat(i,:))) ./ ...
258 (orgMed(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgLat(i,:)));
259
260 % k r a f t ndringsfaktorer superiort 10 mm
261 supMedFaktor(i,:) = (supMed(i,:) .* (cross(supLagesvektor, tyngdkraft) +
      supLat(i,:))) ./ ...
262 (orgMed(i,:) .* (cross(orgLagesvektor, tyngdkraft) + orgLat(i,:)));
263 end
264
265 %% K r a f t ndringsfaktoreerna
266
267 clf
268 vinkel = 0:10:50;
269
270 % multiplicera originalen med k r a f t ndringsfaktorn
271
272 % abduktionsmuskler
273 antAbd2 = antAbdFaktor .* orgAbd;
274 infAbd2 = infAbdFaktor .* orgAbd;
275 latAbd2 = latAbdFaktor .* orgAbd;
276 medAbd2 = medAbdFaktor .* orgAbd;
277 postAbd2 = postAbdFaktor .* orgAbd;
278 supAbd2 = supAbdFaktor .* orgAbd;
279
280 % adduktionsmuskler
281 antAdd2 = antAddFaktor .* orgAdd;
282 infAdd2 = infAddFaktor .* orgAdd;
283 latAdd2 = latAddFaktor .* orgAdd;
284 medAdd2 = medAddFaktor .* orgAdd;
285 postAdd2 = postAddFaktor .* orgAdd;
286 supAdd2 = supAddFaktor .* orgAdd;
287
288 % extensionsmuskler
289 antExt2 = antExtFaktor .* orgExt;
290 infExt2 = infExtFaktor .* orgExt;
291 latExt2 = latExtFaktor .* orgExt;
292 medExt2 = medAddFaktor .* orgExt;
293 postExt2 = postExtFaktor .* orgExt;
294 supExt2 = supExtFaktor .* orgExt;
295
296 % flexionsmuskler

```

```

297 antFlex2 = antFlexFaktor .* orgFlex;
298 infFlex2 = infFlexFaktor .* orgFlex;
299 latFlex2 = latFlexFaktor .* orgFlex;
300 medFlex2 = medFlexFaktor .* orgFlex;
301 postFlex2 = postFlexFaktor .* orgFlex;
302 supFlex2 = supFlexFaktor .* orgFlex;
303
304 % laterala rotationsmuskler
305 antLat2 = antLatFaktor .* orgLat;
306 infLat2 = infLatFaktor .* orgLat;
307 latLat2 = latLatFaktor .* orgLat;
308 medLat2 = medLatFaktor .* orgLat;
309 postLat2 = postLatFaktor .* orgLat;
310 supLat2 = supLatFaktor .* orgLat;
311
312 % mediala rotationsmuskler
313 antMed2 = antMedFaktor .* orgMed;
314 infMed2 = infMedFaktor .* orgMed;
315 latMed2 = latMedFaktor .* orgMed;
316 medMed2 = medMedFaktor .* orgMed;
317 postMed2 = postMedFaktor .* orgMed;
318 supMed2 = supMedFaktor .* orgMed;
319
320
321 % plotta abduktionsmuskler
322 figure(1)
323 plot(vinkel, orgAbd(:,1), vinkel, orgAbd(:,2), vinkel, orgAbd(:,3))
324 %set(org, 'linewidth', 2)
325 hold on
326 plot(vinkel, antAbd2(:,1), '^', vinkel, antAbd2(:,2), '^', vinkel,
    antAbd2(:,3), '^')
327 plot(vinkel, infAbd2(:,1), '—', vinkel, infAbd2(:,2), '—', vinkel,
    infAbd2(:,3), '—')
328 plot(vinkel, latAbd2(:,1), '-.', vinkel, latAbd2(:,2), '-.', vinkel,
    latAbd2(:,3), '-.')
329 plot(vinkel, medAbd2(:,1), 'o', vinkel, medAbd2(:,2), 'o', vinkel,
    medAbd2(:,3), 'o')
330 plot(vinkel, postAbd2(:,1), '*', vinkel, postAbd2(:,2), '*', vinkel,
    postAbd2(:,3), '*')
331 plot(vinkel, supAbd2(:,1), '+', vinkel, supAbd2(:,2), '+', vinkel,
    supAbd2(:,3), '+')
332 hold off
333
334 legend('M_x - Flexion/Extension', 'M_y - Lateral/medial rotation', 'M_z
    - Abduktion/adduktion', 'Anterior frflyttning 10 mm, M_x', ...
335 'Anterior frflyttning 10 mm, M_y', 'Anterior frflyttning 10 mm, M_z'
    , ...
336 'Inferior frflyttning 10 mm, M_x', 'Inferior frflyttning 10 mm, M_y',
    'Inferior frflyttning 10 mm, M_z', ...
337 'Lateral frflyttning 10 mm, M_x', 'Lateral frflyttning 10 mm, M_y',
    'Lateral frflyttning 10 mm, M_z', ...
338 'Medial frflyttning 10 mm, M_x', 'Medial frflyttning 10 mm, M_y',

```

```

    Medial frflytting 10 mm, M_z', ...
339 'Posterior frflytting 10 mm, M_x', 'Posterior frflytting 10 mm, M_y
    ', 'Posterior frflytting 10 mm, M_z', ...
340 'Superior frflytting 10 mm, M_x', 'Superior frflytting 10 mm, M_y'
    , 'Superior frflytting 10 mm, M_z')
341 xlabel('Abduktionsvinkel', 'FontSize', 12, 'Fontweight', 'Bold')
342 ylabel('Moment som funksjon av kraft', 'FontSize', 12, 'Fontweight', '
    Bold')
343 title('Abduktionsmuskler', 'FontSize', 14, 'Fontweight', 'Bold')
344
345 % plotta adduktionsmuskler
346 figure(2)
347 plot(vinkel, orgAdd(:,1), vinkel, orgAdd(:,2), vinkel, orgAdd(:,3))
348 hold on
349 plot(vinkel, antAdd2(:,1), '^', vinkel, antAdd2(:,2), '^', vinkel,
    antAdd2(:,3), '^')
350 plot(vinkel, infAdd2(:,1), '—', vinkel, infAdd2(:,2), '—', vinkel,
    infAdd2(:,3), '—')
351 plot(vinkel, latAdd2(:,1), '-.', vinkel, latAdd2(:,2), '-.', vinkel,
    latAdd2(:,3), '-.')
352 plot(vinkel, medAdd2(:,1), 'o', vinkel, medAdd2(:,2), 'o', vinkel,
    medAdd2(:,3), 'o')
353 plot(vinkel, postAdd2(:,1), '*', vinkel, postAdd2(:,2), '*', vinkel,
    postAdd2(:,3), '*')
354 plot(vinkel, supAdd2(:,1), '+', vinkel, supAdd2(:,2), '+', vinkel,
    supAdd2(:,3), '+')
355 hold off
356
357 xlabel('Adduktionsvinkel', 'FontSize', 12, 'Fontweight', 'Bold')
358 ylabel('Moment som funksjon av kraft', 'FontSize', 12, 'Fontweight', '
    Bold')
359 title('Adduktionsmuskler', 'FontSize', 14, 'Fontweight', 'Bold')
360
361 % plotta extensionsmuskler
362 figure(3)
363 plot(vinkel, orgExt(:,1), vinkel, orgExt(:,2), vinkel, orgExt(:,3))
364 hold on
365 plot(vinkel, antExt2(:,1), '^', vinkel, antExt2(:,2), '^', vinkel,
    antExt2(:,3), '^')
366 plot(vinkel, infExt2(:,1), '—', vinkel, infExt2(:,2), '—', vinkel,
    infExt2(:,3), '—')
367 plot(vinkel, latExt2(:,1), '-.', vinkel, latExt2(:,2), '-.', vinkel,
    latExt2(:,3), '-.')
368 plot(vinkel, medExt2(:,1), 'o', vinkel, medExt2(:,2), 'o', vinkel,
    medExt2(:,3), 'o')
369 plot(vinkel, postExt2(:,1), '*', vinkel, postExt2(:,2), '*', vinkel,
    postExt2(:,3), '*')
370 plot(vinkel, supExt2(:,1), '+', vinkel, supExt2(:,2), '+', vinkel,
    supExt2(:,3), '+')
371 hold off
372
373 xlabel('Extensionsvinkel', 'FontSize', 12, 'Fontweight', 'Bold')

```

```

374 ylabel('Moment som funktion av kraft', 'FontSize', 12, 'Fontweight', '
      Bold')
375 title('Extensionsmuskler', 'FontSize', 14, 'Fontweight', 'Bold')
376
377
378 % plotta flexionsmuskler
379 figure(4)
380 plot(vinkel, orgFlex(:,1), vinkel, orgFlex(:,2), vinkel, orgFlex(:,3)
      )
381 hold on
382 plot(vinkel, antFlex2(:,1), '^', vinkel, antFlex2(:,2), '^', vinkel,
      antFlex2(:,3), '^')
383 plot(vinkel, infFlex2(:,1), '—', vinkel, infFlex2(:,2), '—', vinkel,
      infFlex2(:,3), '—')
384 plot(vinkel, latFlex2(:,1), '-.', vinkel, latFlex2(:,2), '-.', vinkel,
      latFlex2(:,3), '-.')
385 plot(vinkel, medFlex2(:,1), 'o', vinkel, medFlex2(:,2), 'o', vinkel,
      medFlex2(:,3), 'o')
386 plot(vinkel, postFlex2(:,1), '*', vinkel, postFlex2(:,2), '*', vinkel,
      postFlex2(:,3), '*')
387 plot(vinkel, supFlex2(:,1), '+', vinkel, supFlex2(:,2), '+', vinkel,
      supFlex2(:,3), '+')
388 hold off
389
390 xlabel('Flexionsvinkel', 'FontSize', 12, 'Fontweight', 'Bold')
391 ylabel('Moment som funktion av kraft', 'FontSize', 12, 'Fontweight', '
      Bold')
392 title('Flexionsmuskler', 'FontSize', 14, 'Fontweight', 'Bold')
393
394 % plotta laterala rotationsmuskler
395 figure(5)
396 plot(vinkel, orgLat(:,1), vinkel, orgLat(:,2), vinkel, orgLat(:,3) )
397 hold on
398 plot(vinkel, antLat2(:,1), '^', vinkel, antLat2(:,2), '^', vinkel,
      antLat2(:,3), '^')
399 plot(vinkel, infLat2(:,1), '—', vinkel, infLat2(:,2), '—', vinkel,
      infLat2(:,3), '—')
400 plot(vinkel, latLat2(:,1), '-.', vinkel, latLat2(:,2), '-.', vinkel,
      latLat2(:,3), '-.')
401 plot(vinkel, medLat2(:,1), 'o', vinkel, medLat2(:,2), 'o', vinkel,
      medLat2(:,3), 'o')
402 plot(vinkel, postLat2(:,1), '*', vinkel, postLat2(:,2), '*', vinkel,
      postLat2(:,3), '*')
403 plot(vinkel, supLat2(:,1), '+', vinkel, supLat2(:,2), '+', vinkel,
      supLat2(:,3), '+')
404 hold off
405
406 xlabel('Lateral rotationsvinkel', 'FontSize', 12, 'Fontweight', 'Bold')
407 ylabel('Moment som funktion av kraft', 'FontSize', 12, 'Fontweight', '
      Bold')
408 title('Lateral rotationsmuskler', 'FontSize', 14, 'Fontweight', 'Bold')
      )

```

```

409
410 % plotta mediala rotationsmuskler
411 figure(6)
412 plot(vinkel, orgMed(:,1), vinkel, orgMed(:,2), vinkel, orgMed(:,3))
413 hold on
414 plot(vinkel, antMed2(:,1), '^', vinkel, antMed2(:,2), '^', vinkel,
      antMed2(:,3), '^')
415 plot(vinkel, infMed2(:,1), '—', vinkel, infMed2(:,2), '—', vinkel,
      infMed2(:,3), '—')
416 plot(vinkel, latMed2(:,1), '-.', vinkel, latMed2(:,2), '-.', vinkel,
      latMed2(:,3), '-.')
417 plot(vinkel, medMed2(:,1), 'o', vinkel, medMed2(:,2), 'o', vinkel,
      medMed2(:,3), 'o')
418 plot(vinkel, postMed2(:,1), '*', vinkel, postMed2(:,2), '*', vinkel,
      postMed2(:,3), '*')
419 plot(vinkel, supMed2(:,1), '+', vinkel, supMed2(:,2), '+', vinkel,
      supMed2(:,3), '+')
420 hold off
421
422 xlabel('Medial rotationsvinkel', 'FontSize', 12, 'Fontweight', 'Bold')
423 ylabel('Moment som funktion av kraft', 'FontSize', 12, 'Fontweight', '
      Bold')
424 title('Mediala rotationsmuskler', 'FontSize', 14, 'Fontweight', 'Bold')
425
426
427 %%
428
429 % st stilla kraftfaktor – ingen r relse
430 % Rad 1: lateral, rad2: medial, rad3: inferior, rad4: superior, rad5:
431 % posterior, rad6: anterior
432
433 % abduktionsmuskler
434 abdFaktorStilla = [latAbdFaktor(1,:); medAbdFaktor(1,:); infAbdFaktor
      (1,:); supAbdFaktor(1,:); postAbdFaktor(1,:); antAbdFaktor(1,:)];
435 % adduktionsmuskler
436 addFaktorStilla = [latAddFaktor(1,:); medAddFaktor(1,:); infAddFaktor
      (1,:); supAddFaktor(1,:); postAddFaktor(1,:); antAddFaktor(1,:)];
437 % extensionsmuskler
438 extFaktorStilla = [latExtFaktor(1,:); medExtFaktor(1,:); infExtFaktor
      (1,:); supExtFaktor(1,:); postExtFaktor(1,:); antExtFaktor(1,:)];
439 % flexionsmuskler
440 flexFaktorStilla = [latFlexFaktor(1,:); medFlexFaktor(1,:);
      infFlexFaktor(1,:); supFlexFaktor(1,:); postFlexFaktor(1,:);
      antFlexFaktor(1,:)];
441 % laterala rotationsmuskler
442 latFaktorStilla = [latLatFaktor(1,:); medLatFaktor(1,:); infLatFaktor
      (1,:); supLatFaktor(1,:); postLatFaktor(1,:); antLatFaktor(1,:)];
443 % mediala rotationsmuskler
444 medFaktorStilla = [latMedFaktor(1,:); medMedFaktor(1,:); infMedFaktor
      (1,:); supMedFaktor(1,:); postMedFaktor(1,:); antMedFaktor(1,:)];
445
446

```



```

447 antLangdFaktor = antLangd./orgLangd;
448 postLangdFaktor = postLangd./orgLangd;
449 medLangdFaktor = medLangd./orgLangd;
450 latLangdFaktor = latLangd./orgLangd;
451 supLangdFaktor = supLangd./orgLangd;
452 infLangdFaktor = infLangd./orgLangd;

1 % skicka in en strng p mappen du vill lsa
2
3 function [momentAbd2, momentAdd2, momentExt2, momentFlex2, momentLat2,
4         momentMed2, rorelseCentrum, muskelLangder2 ] = readData(name)
5
6 folderName = strcat('Data/',name, '/*.xls');
7
8 %'Data/original/*.xls' ;
9 % folderName    en strng
10
11 %folderName = '*.xls';
12 % 32x1 struct
13 allFiles = dir(folderName);
14
15 M1 = zeros(88,3,31);
16 M = zeros(264,1,31);
17
18 for i = 1:length(allFiles)
19
20 % M1    muskelgrupp 1, lser in alla
21 M(:, :, i) = xlsread(strcat('Data/',name, '/', allFiles(i).name));
22
23 end
24
25 % Gr om till matris med [x,y,z]
26 M1(:, :, :) = [M(1:88,1, :), M(89:176,1, :), M(177:264,1, :)];
27
28 % origo
29 rorelseCentrum = M1(7, :, i);
30
31 % ta bort rrelsecentrum frn M1
32 M1(7, :, :) = [];
33
34 % preallokering fr att minska komplexiteten i berknigar
35 M2 = zeros(49,3,31);
36 M3 = zeros(11,3,31);
37 M4 = zeros(3,3,31);
38 F_vektor = zeros(38,3,31);
39
40 M2(:, :, :) = M1([4:6,9,11,20:31,34:36,38:39,57,59:82,86:87], :, :);
41
42 M3(:, :, :) = M2([6,8:9,16:17,21,24,42:44,47], :, :);
43
44 M4(:, :, :) = M3([2:3,9], :, :);

```

```

45
46 % ta bort alla 2:or, 3:or och 4:or frn muskelgrupp1
47 M1([4:6,9,11,20:31,34:36,38:39,57,59:82,86:87],:,:) = [];
48
49 % ta bort alla 3:or och 4:or frn muskelgrupp2
50 M2([6,8,9,16:17,21,24,42:44,47],:,:) = [];
51
52 % ta bort alla 4:or frn muskelgrupp3
53 M3([2,3,9],:,:) = [];
54
55 % sortera M2
56 M2(:, :, :) = M2
    ([3,2,1,6,4,5,7,8,9,12,11,10,38,37,14,13,15,19,20,26,25,27,21,24,28,29,23,22,30,3
    ;
57
58 % muskellngder
59 muskelLangder = zeros(length(M1),3);
60
61 for i = 1:length(M1)
62     muskelLangder(i,:) = norm((M1(i,:,:) - M2(i,:,:)));
63 end
64
65
66 % muskellngder fr 3:or och 4:or
67
68 % obturator internus anterior
69 muskelLangder(5,:) = muskelLangder(5,:) + ...
70     norm(M2(5,:,:) - M3(3,:,:)) + norm(M4(1,:,:) - M3(3,:,:));
71
72 % obturator internus superior
73 muskelLangder(6,:) = muskelLangder(6,:) + ...
74     norm(M3(2,:,:) - M2(6,:,:)) + norm(M4(2,:,:) - M3(2,:,:));
75
76 % rectus femoris
77 muskelLangder(35,:) = muskelLangder(35,:) + ...
78     norm(M3(5,:,:) - M2(35,:,:)) + norm(M4(3,:,:) - M3(5,:,:));
79
80 % obturator externus
81 muskelLangder(37,:) = muskelLangder(37,:) + ...
82     norm(M3(1,:,:) - M2(37,:,:));
83
84 % sartorius
85 muskelLangder(17,:) = muskelLangder(17,:) + ...
86     norm(M3(4,:,:) - M2(17,:,:));
87
88 % psoas major
89 muskelLangder(34,:) = muskelLangder(34,:) + ...
90     norm(M3(6,:,:) - M2(34,:,:));
91
92 % Gluteus maximus anterior
93 muskelLangder(36,:) = muskelLangder(36,:) + ...
94     norm(M3(7,:,:) - M2(36,:,:));

```

```

95
96 % Gluteus maximus posterior
97 muskelLangder(38,:) = muskelLangder(38,:) + ...
98     norm(M3(8,:,1) - M2(38,:,1)) ;
99
100 muskelLangder2 = zeros(length(M1),1);
101
102 for i = 1:length(M1)
103     muskelLangder2(i) = norm(muskelLangder(i,:));
104 end
105
106 % lgg in muskelgrupp 4 till muskelgrupp 2 och 3 till ursprung om det
107 % finns 4 punkter, annars lgg in 3:or till 2:or och respektive 2:or
108 % till
109 % 1:or
110
111 % obturator internus anterior
112 M2(5,::) = M4(1,::);
113 M1(5,::) = M3(3,::);
114
115 % obturator internus superior
116 M2(6,::) = M4(2,::);
117 M1(6,::) = M3(2,::);
118
119 % rectus femoris
120 M2(35,::) = M4(3,::);
121 M1(35,::) = M3(5,::);
122
123 % obturator externus
124 M1(37,::) = M2(37,::);
125 M2(37,::) = M3(1,::);
126
127 % sartorius
128 M1(17,::) = M2(17,::);
129 M2(17,::) = M3(4,::);
130
131 % psoas major
132 M1(34,::) = M2(34,::);
133 M2(34,::) = M3(6,::);
134
135 % gluteus maximus anterior
136 M1(36,::) = M2(36,::);
137 M2(36,::) = M3(7,::);
138
139 % gluteus maximus posterior
140 M1(38,::) = M2(38,::);
141 M2(38,::) = M3(8,::);
142
143
144 for i = 1:length(allFiles)
145

```

```

146 % F som skalr finns inte med, F_vektor endast riktningen ,
147 % vektorn riktad frn infste till ursprunget
148 %muskelLangder(i) = norm( (M1(:, :, i) - M2(:, :, i)) );
149 % F_vektorn normeras
150 F_vektor(:, :, i) = (M1(:, :, i) - M2(:, :, i))/norm(M1(:, :, i)-M2(:, :, i));
151
152 for j = 1:length(M2(:, :, 1))
153     lagesvektor(j, :, i) = M2(j, :, i) - rorelseCentrum;
154     moment(j, :, i) = cross(lagesvektor(j, :, i), F_vektor(j, :, i));
155 end
156
157 momentFlex(:, :, i) = sum(moment([15:17, 34:35], :, i));
158 momentExt(:, :, i) = sum(moment([31:33, 36, 38], :, i));
159 momentAbd(:, :, i) = sum(moment([1:3, 10:14, 36, 38], :, i));
160 momentAdd(:, :, i) = sum(moment(18:28, :, i));
161 momentLat(:, :, i) = sum(moment([4:12, 29:30, 36:38], :, i));
162 momentMed(:, :, i) = sum(moment([1:3, 10:14], :, i));
163
164 end
165
166 vinkel = [0 10 20 30 40 50];
167
168 % plotta momenten mot grader r relser
169 % figure(1)
170 % abduktion
171 momentAbdX = [momentAbd(1, 1, 1), momentAbd(1, 1, 2), momentAbd(1, 1, 8),
172             momentAbd(1, 1, 14), momentAbd(1, 1, 20), momentAbd(1, 1, 26)];
173 momentAbdY = [momentAbd(1, 2, 1), momentAbd(1, 2, 2), momentAbd(1, 2, 8),
174             momentAbd(1, 2, 14), momentAbd(1, 2, 20), momentAbd(1, 2, 26)];
175 momentAbdZ = [momentAbd(1, 3, 1), momentAbd(1, 3, 2), momentAbd(1, 3, 8),
176             momentAbd(1, 3, 14), momentAbd(1, 3, 20), momentAbd(1, 3, 26)];
177
178 momentAbd2 = [momentAbdX(1, :)', momentAbdY(1, :)', momentAbdZ(1, :)'];
179
180 %plot(vinkel, momentAbdX, vinkel, momentAbdY, vinkel, momentAbdZ)
181 %legend('M_x - Flexion/Extension', 'M_y - Lateral/medial rotation', 'M_z
182         - Abduktion/adduktion')
183 %xlabel('Vinkel abduktion')
184 %ylabel('Moment per kraftenhet')
185 %title('Abduktionsmuskler')
186
187 % adduktion
188 %figure(2)
189 momentAddX = [momentAdd(1, 1, 1), momentAdd(1, 1, 3), momentAdd(1, 1, 9),
190             momentAdd(1, 1, 15), momentAdd(1, 1, 21), momentAdd(1, 1, 27)];
191 momentAddY = [momentAdd(1, 2, 1), momentAdd(1, 2, 3), momentAdd(1, 2, 9),
192             momentAdd(1, 2, 15), momentAdd(1, 2, 21), momentAdd(1, 2, 27)];
193 momentAddZ = [momentAdd(1, 3, 1), momentAdd(1, 3, 3), momentAdd(1, 3, 9),
194             momentAdd(1, 3, 15), momentAdd(1, 3, 21), momentAdd(1, 3, 27)];
195
196 momentAdd2 = [momentAddX(1, :)', momentAddY(1, :)', momentAddZ(1, :)'];
197
198

```

```

191
192 %plot(vinkel, momentAddX, vinkel, momentAddY, vinkel, momentAddZ )
193 %legend('M_x – Flexion/Extension', 'M_y – Lateral/medial rotation', 'M_z
    – Abduktion/adduktion')
194 %xlabel('Vinkel adduktion')
195 %ylabel('Moment per kraftenhet')
196 %title('Adduktionsmuskler')
197
198 % extension
199 %figure(3)
200 momentExtX = [momentExt(1,1,1), momentExt(1,1,4), momentExt(1,1,10),
    momentExt(1,1,16), momentExt(1,1,22), momentExt(1,1,28)];
201 momentExtY = [momentExt(1,2,1), momentExt(1,2,4), momentExt(1,2,10),
    momentExt(1,2,16), momentExt(1,2,22), momentExt(1,2,28)];
202 momentExtZ = [momentExt(1,3,1), momentExt(1,3,4), momentExt(1,3,10),
    momentExt(1,3,16), momentExt(1,3,22), momentExt(1,3,28)];
203
204 momentExt2 = [momentExtX(1,:)', momentExtY(1,:) ', momentExtZ(1,:)'];
205
206
207 %plot(vinkel, momentExtX, vinkel, momentExtY, vinkel, momentExtZ )
208 %legend('M_x – Flexion/Extension', 'M_y – Lateral/medial rotation', 'M_z
    – Abduktion/adduktion')
209 %xlabel('Vinkel extension')
210 %ylabel('Moment per kraftenhet')
211 %title('Extensionsmuskler')
212
213 % flexion
214 %figure(4)
215 momentFlexX = [momentFlex(1,1,1), momentFlex(1,1,5), momentFlex
    (1,1,11), momentFlex(1,1,17), momentFlex(1,1,23), momentFlex
    (1,1,29)];
216 momentFlexY = [momentFlex(1,2,1), momentFlex(1,2,5), momentFlex
    (1,2,11), momentFlex(1,2,17), momentFlex(1,2,23), momentFlex
    (1,2,29)];
217 momentFlexZ = [momentFlex(1,3,1), momentFlex(1,3,5), momentFlex
    (1,3,11), momentFlex(1,3,17), momentFlex(1,3,23), momentFlex
    (1,3,29)];
218
219 momentFlex2 = [momentFlexX(1,:) ', momentFlexY(1,:) ', momentFlexZ(1,:)
    '];
220
221
222 %plot(vinkel, momentFlexX, vinkel, momentFlexY, vinkel, momentFlexZ )
223 %legend('M_x – Flexion/Extension', 'M_y – Lateral/medial rotation', 'M_z
    – Abduktion/adduktion')
224 %xlabel('Vinkel flexion')
225 %ylabel('Moment per kraftenhet')
226 %title('Flexionsmuskler')
227
228 % lateral rotation
229

```

```

230 %figure (5)
231 momentLatX = [momentLat(1,1,1), momentLat(1,1,6), momentLat(1,1,12),
                momentLat(1,1,18), momentLat(1,1,24), momentLat(1,1,30)];
232 momentLatY = [momentLat(1,2,1), momentLat(1,2,6), momentLat(1,2,12),
                momentLat(1,2,18), momentLat(1,2,24), momentLat(1,2,30)];
233 momentLatZ = [momentLat(1,3,1), momentLat(1,3,6), momentLat(1,3,12),
                momentLat(1,3,18), momentLat(1,3,24), momentLat(1,3,30)];
234
235 momentLat2 = [momentLatX(1,:) ', momentLatY(1,:) ', momentLatZ(1,:) '];
236
237 %plot(vinkel, momentLatX, vinkel, momentLatY, vinkel, momentLatZ)
238 %legend('M_x - Flexion/Extension', 'M_y - Lateral/medial rotation', 'M_z
        - Abduktion/adduktion')
239 %xlabel('Vinkel lateral')
240 %ylabel('Moment per kraftenhet')
241 %title('Lateral rotationsmuskler')
242
243 %figure (6)
244 momentMedX = [momentMed(1,1,1), momentMed(1,1,7), momentMed(1,1,13),
                momentMed(1,1,19), momentMed(1,1,25), momentMed(1,1,31)];
245 momentMedY = [momentMed(1,2,1), momentMed(1,2,7), momentMed(1,2,13),
                momentMed(1,2,19), momentMed(1,2,25), momentMed(1,2,31)];
246 momentMedZ = [momentMed(1,3,1), momentMed(1,3,7), momentMed(1,3,13),
                momentMed(1,3,19), momentMed(1,3,25), momentMed(1,3,31)];
247
248 momentMed2 = [momentMedX(1,:) ', momentMedY(1,:) ', momentMedZ(1,:) '];
249
250
251 %plot(vinkel, momentMedX, vinkel, momentMedY, vinkel, momentMedZ)
252 %legend('M_x - Flexion/Extension', 'M_y - Lateral/medial rotation', 'M_z
        - Abduktion/adduktion')
253 %xlabel('Vinkel medial')
254 %ylabel('Moment per kraftenhet')
255 %title('Medial rotationsmuskler')

```