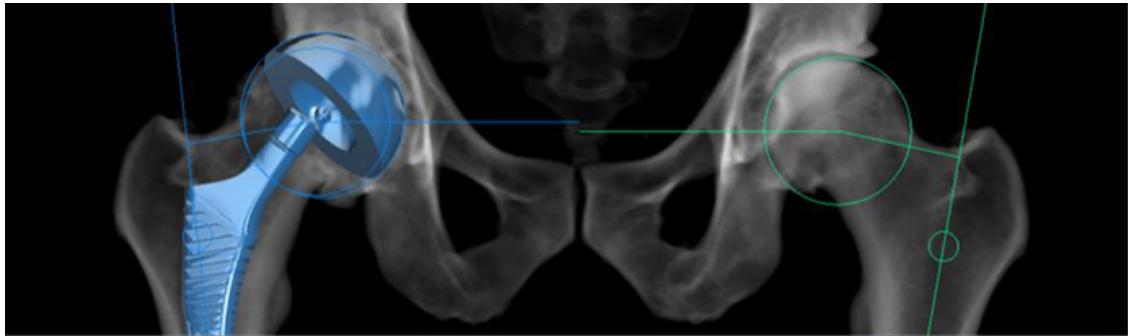




CHALMERS



Biomekanisk modellering av höftleden för utveckling av planeringsverktyg till ortopedier

Kandidatarbete PPUX03-16-01

Biomechanical model of the hip joint for development of a planning tool for orthopedic surgeons

Bachelor thesis PPUX03-16-01

Nima Ahmadyan
Annika Hansson
Elin Johansson

Jenny Larsson
Jonathan Risberg
Gustav Södermark

Biomekanisk modellering av höftleden för utveckling av planeringsverktyg till ortopeder

Kandidatarbete PPUX03-16-01

Nima Ahmadyan
Annika Hansson
Elin Johansson
Jenny Larsson
Jonathan Risberg
Gustav Södermark



CHALMERS

Institutionen för produkt- och produktionsutveckling
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2016

Förord

Kandidatarbetet "Biomekanisk modellering av höftleden för utveckling av planeringsverktyg till ortopedier" har utförts och skrivits under vårterminen 2016 på institutionen för produkt- och produktionsutveckling vid Chalmers tekniska högskola och omfattar 15 högskolepoäng. Examinator är Magnus Evertsson, handledare är Matts Andersson och bihandledare är Kokchun Giang. Kandidatgruppen består av sex teknologer från programmen Maskinteknik, Automation och mekatronik samt Teknisk fysik.

Speciellt tack till våra hjälpsamma handledare Dr. Matts Andersson och Kokchun Giang som hjälpt oss med vårt arbete. Vi vill även tacka Magnus Evertsson, Gunnar Flivik, Eva Linger, Karin Brolin, företagen Cedovision samt Ortoma AB och kandidatgruppen från 2015, "Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat".

Abstract

Total hip arthroplasty, THA, is one of the most common surgeries with 1,4 million performed each year worldwide and 16 000 surgeries performed in Sweden only. The implants have a limited life-span, and with an increasing elderly population, it becomes a priority to develop the durability of the implants. One way to achieve this is to minimize the stress by analyzing the biomechanics of the hip joint and by analyzing how THA affects the hip joint.

This study has analyzed how passive forces are generated from the muscles associated with the hip and how they are affected by a displacement of the femur. The latter may be an inevitable occurrence during THA. By simulating different displacements of the femur, it is possible to compare the different changes in force and torque. The hip joint-model examines the changes in passive forces of the hip joint muscles during a stationary condition. The model includes calculations of PCSA and ACSA, passive forces, generated torque and a CAD-model to visualize the displacements. The force parameters are the muscles' specific tension and the muscles' cross-sectional area. The specific tension is approximated to 61 N/cm^2 for all muscles associated with the hip joint. PCSA from literature has been used to calculate the force. However it has also been shown that both PCSA and ACSA are calculable from MRI and CT. This has been done for the muscle "tensor fasciae latae".

It has been established that a displacement of the femur has a distinct influence on the biomechanical properties of the muscles. The change of the reaction force on the hip joint was very small after a displacement of the femur. This is a result of the passive forces being small. Although, the torque on the hip joint is significant, due to the lever arms.

Our results show that muscles' cross-sectional areas should be individualized, as they differ for each specific patients. This will result in varying muscle forces. It has been shown that only analyzing the passive forces are not enough to verify the result. A further investigation is required in order to be able to apply the model for medical decisions and for OTS.

Sammanfattning

Total höftledsplastik är en av de vanligaste operationerna, med 1,4 miljoner utförda operationer årligen runt om i världen och 16 000 i Sverige. Proteserna har en begränsad livslängd och med en allt äldre befolkning är det en prioritering att utveckla hållbarheten för dessa. Ett sätt att uppnå detta är att minimera påfrestningarna genom att analysera biomekaniken för höftleden och hur en operation påverkar denna.

Denna studie har analyserat hur de passiva krafterna i muskulaturen kring höftleden påverkats av en förflyttning av femur. Genom att simulera olika förflyttningar av femur går det att jämföra kraft- och momentförändringar för de olika fallen. Den framtagna höftledsmodellen undersöker de passiva kraftförändringarna i höftledsmuskulaturen vid stationärt tillstånd. I modellen ingår beräkningar av PCSA och ACSA, passiva krafter, de genererade momenten samt en CAD-modell för att visualisera förflyttningarna. De parametrar som kraften beror på är den specifika spänningen i musklerna och musklernas tvärsnittsarea. Den specifika spänningen approximeras till 61 N/cm^2 för samtliga muskler kring höftleden för alla patienter. PCSA från litteratur har använts till kraftberäkningarna. Däremot har det även visats att både PCSA och ACSA går att beräkna från MRT och CT, vilket har gjorts för muskeln "tensor fasciae latae".

Det har konstaterats att en förflyttning av femur har en tydlig påverkan på musklernas biomekaniska egenskaper. Reaktionskraften på höftleden hade små förändringar efter en förflyttning av femur, då de passiva krafterna är små. Däremot skapades det ändå betydande moment på höftleden till följd av hävarmarna.

Resultaten visar att musklernas tvärsnittsareor bör individanpassas, då dessa varierar avsevärt mellan patienter och därmed resulterar i skilda muskelkrafter. Dessutom har det visats att det inte är tillräckligt att undersöka de passiva krafterna för att verifiera resultatet. Det krävs en vidareundersökning av de aktiva krafterna för att kunna tillämpa modellen för medicinska beslut samt OTS.

Innehåll

1	Inledning	1
1.1	Bakgrund	1
1.2	Syfte	2
1.3	Problemformulering	2
1.4	Avgränsningar	2
2	Höftledens anatomi och biomekanik	4
2.1	Höftledens anatomi	4
2.1.1	Höftledens muskulatur	5
2.1.2	Rörelsetyper	6
2.1.2.1	Flexion och extension	6
2.1.2.2	Abduktion och adduktion	6
2.1.2.3	Lateral och medial rotation	7
2.2	Höftledens biomekanik	8
2.3	Navigering i kroppen	8
3	Metod	9
3.1	Litteraturstudier och intervjuer	9
3.2	MATLAB och CATIA	9
3.3	Tvärsnittsarea	10
4	Höftledsmodell	11
4.1	Förflyttning av höftleden	11

4.2	Förflyttning av tyngdpunkten	11
4.3	Muskeltvärnsnitt och styrka	12
4.4	Muskelns passiva kraft	13
4.5	Reaktionskraft verkande på höftleden	14
4.6	Muskelns moment	15
4.7	Beräkning av PCSA och specifik spänning	15
4.8	Datormodellering av höftleden	16
5	Resultat	18
5.1	Muskelns tvärsnittsarea	18
5.2	Reaktionskraft verkande på höftleden	20
5.3	Moment verkande på höftleden	20
6	Diskussion	24
6.1	Specifik spänning	24
6.2	Muskelns tvärsnittsarea	24
6.3	Kraftberäkningar	25
6.3.1	Reaktionskrafter verkande på höftleden	26
6.3.2	Moment verkande på höftleden	26
6.4	Datormodellering	27
7	Vidareutveckling	28
7.1	Optimeringsmodell	28
7.2	Implementering av modellen	28
8	Slutsats	30
	Bibliography	30

Appendix	I
A Appendix	I
A.1 Tidigare arbete	I
A.2 Muskelinfästningar	II
A.2.1 Flexion	II
A.2.2 Extension	II
A.2.3 Abduktion	II
A.2.4 Adduktion	III
A.2.5 Lateral rotation	III
A.2.6 Medial rotation	III
A.2.7 Illustrering av muskulaturen	IV
A.3 THA - Total Höftledsplastik	VI
A.4 Tabell av hur musklerna är modellerade	VII
A.5 MATLAB-kod	VII
A.5.1 Övergripande program	VII
A.5.2 Sortering av data	XIII
A.5.3 Beräkningen av muskellängder	XIV
A.5.4 Beräkningen av krafter	XV
A.5.5 Beräkningen av krafterreultanten	XV
A.5.6 Beräkningen av momentet	XVI

1 Inledning

I detta kapitel beskrivs bakgrunden till projektet samt dess syfte. Därefter redogörs projektets problemformulering och avgränsningar.

1.1 Bakgrund

”Total hip arthroplasty”, THA, är ett vanligt medicinskt ingrepp där patientens skadade eller slitna höftled opereras bort och ersätts av en protes. Globalt utförs 1,4 miljoner ingrepp varje år och enbart i Sverige är motsvarande siffra cirka 16 000 per år [1]. Den vanligaste anledningen till att en höftledsplastik behövs är höftledsartros. Höftledsartros är en sjukdom som förekommer då brosket i leden förändras eller tunnas ut. Orsaken är inte helt klarlagd, men det kan bero på kroppens anatomi samt fysiologisk belastning vid höftleden [2].

Idag sker planeringen av THA med hjälp av vanliga slätröntgenbilder, det vill säga med 2D-visualisering, samt läkarens erfarenhet. Denna arbetsmetod är många gånger otillräcklig då fel implantat eller felaktig placering kan innebära onödigt lidande för patienten. Det kan resultera i en försämrad levnadsstandard på grund av nedsatt rörelseförmåga samt smärta. Detta kan därav leda till en omoperation, som både är smärtsamt för patienten samt svårare för kirurgen att lyckas med [5]. Ur ett samhällsperspektiv är dessa operationer mycket kostsamma.

Ortoma AB är ett företag som forskar inom vidareutveckling av planeringssystem för THA. Företagets målsättning är att övergå till ett komplett 3D-system som tar hänsyn till mjuka vävnader kring höftleden. De har tagit fram en planeringsmetod ”Ortoma Treatment Solution”, OTS, som syftar till att vara ett hjälpmedel för kirurger så att rätt implantat används för patientens specifika anatomi [3]. OTS är även ett hjälpverktyg för att kunna positionera höftledsimplantatet. Detta program kan med hjälp av datortomografiundersökningar, ofta kallat CT, modellera patientens höft i 3D, vilket ligger till grund för planering av operationen. OTS innehåller även ett mätsystem med kamera och navigationsutrustning som används under operationen. Målet med OTS är därmed att öka höftledsimplantatets livslängd genom en optimal placering, samt att minska eventuella felkällor och problem för patienter efter en total höftledsplastik. I programvaran saknas dock information om hur muskulaturen påverkas av olika placeringar av implantatet.

I ett tidigare kandidatarbete ”Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat” [4] undersöktes muskler samt krafter på höftleden. Det konstaterades att muskulaturen har en inverkan på resultatet av THA och att det behövdes undersökas vidare.

1.2 Syfte

Huvudsyftet med detta kandidatarbete är att formulera en matematisk modell som avser beräkna passiva kraftförändringar hos de mjuka vävnaderna kring höftleden. För att denna modell skall kunna implementeras behövs kunskap om musklernas individuella infästningar samt kraftgenereringen i dem. När den matematiska modellen är framtagen ska det undersökas huruvida den kan tillämpas i OTS, för att därmed förbättra implantatplaceringen vid THA. Då implantatet placeras på ett optimalt sätt, minimeras risken för överbelastning och därmed kommer även livslängden på det att öka.

1.3 Problemformulering

Då arbetet avser att formulera en matematisk modell för höftledens muskulatur och hur den påverkas av THA är projektets huvudsakliga frågeställningar:

- Hur kan krafter i höftledens muskler modelleras?
- Hur påverkar höftledsmuskulaturens tvärsnittsarea dess kraftgenerering?
- Hur kan tvärsnittsarean för höftledens muskulatur beräknas?
- Vilken passiv kraft- och momentförändring genereras till följd av en förflyttning av höftleden?
- Hur kan resultatet från detta arbete användas av ortopeder vid planering av THA?

1.4 Avgränsningar

Projektet avgränsas till att studera mjuka vävnader, då det redan finns modeller för höftledens hårda vävnader i programvaran. De mjuka vävnader som detaljstuderas är de muskler som har muskelfästen vid höftleden och de muskler som anses beröras efter en operation. Hur dessa muskler påverkas är avgörande för individens återhämtning.

De förflyttningar som undersöks är endast små förflyttningar av höftleden i tre dimensioner. Resultatet avser förflyttningar i 10 mm eftersom det förgående arbetet [4] konstaterade att ytterst små förflyttningar genererar stora kraft- och momentförändringar i höftleden. Musklerna har endast analyserats vid stationärt tillstånd på grund av projektets omfattning.

Ligament tas inte upp i arbetet eftersom de sammanbinder ben med varandra och därmed inte har någon direkt påverkan på musklerna. Någon djupare analys av senor görs heller inte då det inte finns en distinkt övergång från muskel till sena [5], därför beslutades det att en approximation utan senornas bidrag är tillräcklig.

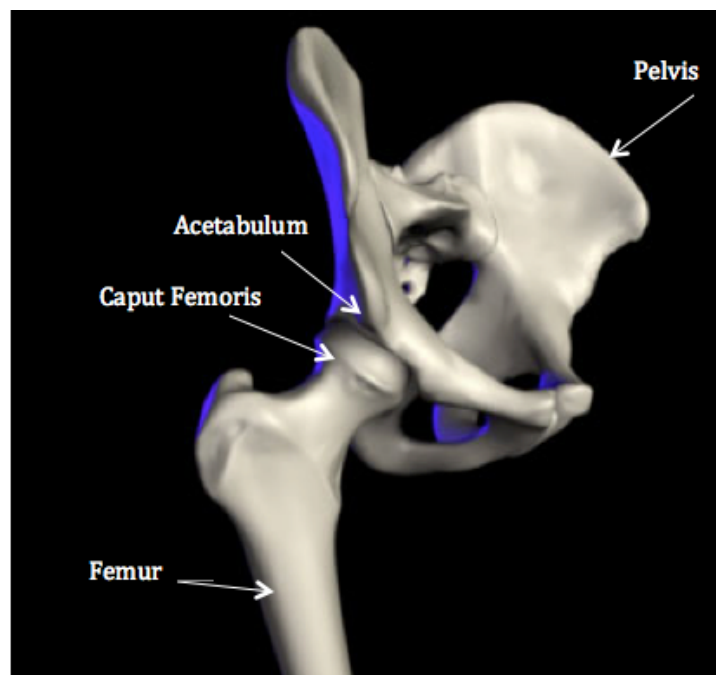
Arbetet avser även att endast undersöka de passiva krafterna i musklerna och därmed inte de aktiva krafterna. Anledningen är att båda typer av krafter behöver undersökas grundligt vilket hade varit för tidskrävande. De passiva krafterna är de "underliggande" krafterna och därför ansågs det relevant att börja med att undersöka dessa.

2 Höftledens anatomi och biomekanik

Kapitlet kommer gå djupare in på höftledens anatomi såsom muskulatur och rörelsetyper. För att kunna ta fram en korrekt modell behövs kunskap om muskulaturen i höftleden. Även biomekaniken i höftleden och hur den belastas kommer att beskrivas, det vill säga vilka muskler som har med höftens rörelse att göra och vilka muskler som ger upphov till olika rörelser. Dessutom beskrivs hur tyngdpunkten på patienten kommer påverkas av en förflyttning.

2.1 Höftledens anatomi

Höftleden är en av de viktigaste och mest flexibla lederna i kroppen. Den möjliggör högst essentiella rörelser för människan, samtidigt som den bär hela människans kroppstyngd och hanterar externa belastningar [12]. Den skall klara av påfrestningar, inte dislokeras, samtidigt som rörligheten inte får kompromissas. Detta görs med hjälp av muskler, senor och ligament som förser höften med stabilitet samt ökar styrka och rörlighet [13].



Figur 2.1: Bilden illustrerar de mest relevanta delarna för höftleden, nämligen pelvis, acetabulum, caput femori och femur [38].

Som figur 2.1 visar är höftleden en kuled som utgörs av *caput femoris* (lårbenshuvudet) och *acetabulum* (höftledsskålen) som sitter på *pelvis* (bäckenet). Caput femoris är formad som en kula medan acetabulum som en skål, vilket resulterar i en hög rörlighet och tillsammans med de mjuka vävnaderna (muskulaturen och ligament) en utomordentlig stabilitet och styrka [14].

2.1.1 Höftledens muskulatur

Syftet med människans muskulatur är att möjliggöra rörelser och förse kroppen med stabilitet. Det finns tre typer av muskelvävnader: glatt muskulatur, hjärtmuskulatur och skelettmuskulatur. I detta projekt studeras skelettmuskulaturen kring höftleden av den anledning att det är den enda typen av muskelvävnad som berör höftledens funktionalitet [4][15]. Dessa muskler fästs i skelettet med hjälp av senor.

Det finns 23 muskler som möjliggör rörelser i höftleden. Dessa rörelser sker i tre axlar, se figur 2.5, och kan kategoriseras i sex typer: flexion, extension, abduktion, adduktion, lateral rotation och medial rotation, se avsnitt 2.1.2 för ytterligare förklaringar. Muskler som ger upphov till dessa olika typer av rörelser är uppdelade i tabell 2.1 [4][16].

Tabell 2.1: Höftledens muskulatur kategoriserad i respektive rörelsegrupp [4][16].

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

Vid en närmare undersökning av tabell 2.1 går det att se att vissa muskler återfinns i flera kategorier. Detta betyder att muskler kan ge upphov till flera rörelser. Varje muskel har en ursprungspunkt och en infästningspunkt i skelettet. Beroende på vart dessa punkter är placerade kan de ge upphov till olika typer av rörelser och vridmoment. En viss förflyttning eller en felplacering av höftledsimplantatet vid THA, kan leda till en lägre kraftgenerering från muskulaturen [17]. Vid planering av THA är det därför viktigt att ha kännedom om vilka muskler som har sina infästnings- och ursprungspunkter intill höftleden och i vilka rörelser de ger upphov till. En mer ingående beskrivning och visualisering av muskulaturen runt höftleden finns i appendix A.2.

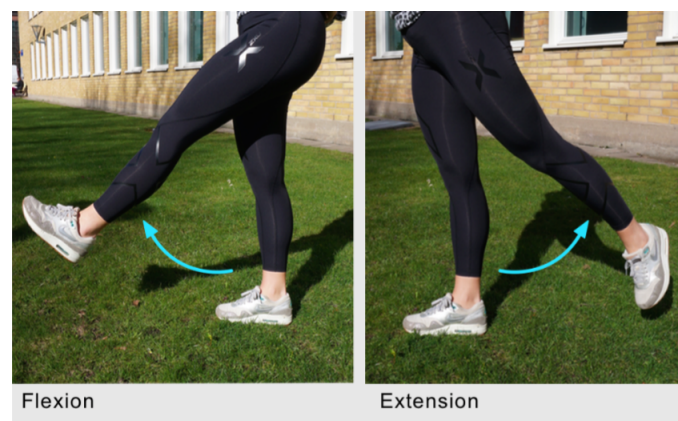
2.1.2 Rörelsetyper

För att förstå höftledens funktion, hur den belastas samt de moment som genereras kring den, är det viktigt att ha en förståelse för vilka muskler som aktiveras vid olika rörelser. I detta avsnitt följer en mer detaljerad förklaring av de olika rörelserna som benet kan utföra då caput femoris vrider sig i en viss riktning.

2.1.2.1 Flexion och extension

I figur 2.2 illustreras rörelsen flexion, den rörelse då benet förs framåt, till exempel då en människa tar ett steg framåt. Muskelnerna som i huvudsak utför denna rörelse är iliacus, psoas major, rectus femoris och sartorius. Det finns även andra muskler som kan bidra till denna rörelse, se tabell 2.1, exempelvis psoas minor [16]. Psoas minor finns dock inte hos mer än 45 % av befolkningen [18].

Den motsatta rörelsen till flexion, är extension, det vill säga då benet sträcks bakåt och höftleden därmed vrids bakåt. Vid extension är gluteus maximus den primära muskeln tillsammans med de tre hamstringmuskelnerna, biceps femoris, semitendinosus och semimembranosus. Kraftgenereringen hos hamstringmuskelnerna ökar vid flexion, medan gluteus maximus blir svagare när höften böjs förbi ursprungsläget. Dock ger gluteus maximus fortfarande upphov till en större kraft än vad hamstringmuskelnerna gör sammanlagt [14][16].

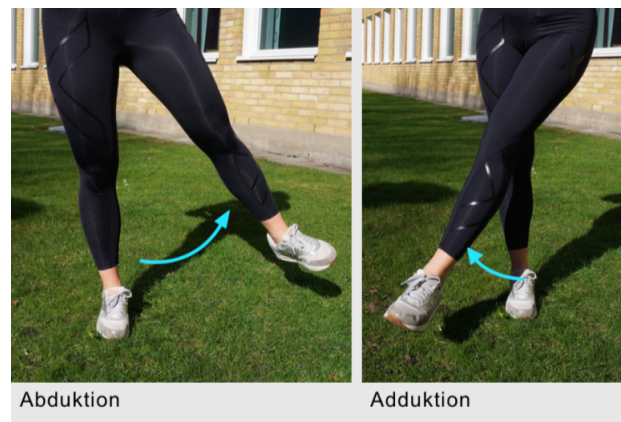


Figur 2.2: Bilden illustrerar rörelserna flexion och extension [4].

2.1.2.2 Abduktion och adduktion

I figur 2.3 illustreras abduktion som är den rörelse då benet förs bort från kroppen i sidled. Vid denna rörelse är gluteus medius och gluteus minimus de primära musklerna. Gluteus medius är även aktiv vid flexion, extension, lateral rotation samt medial rotation.

Adduktion är den rörelse då benet förs in mot kroppen i sidled och är motsatsen till abduktion. För denna rörelse är det de primära musklerna adductor brevis, adductor longus, adductor magnus, pectineus och gracilis som är aktiva [14][16].

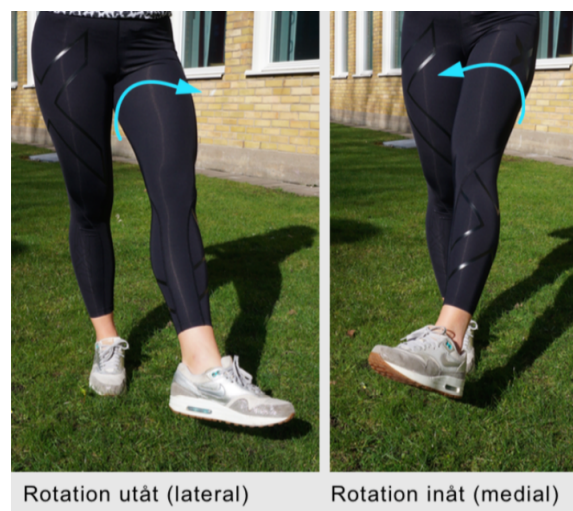


Figur 2.3: Bilden illustrerar rörelserna abduktion och adduktion [4].

2.1.2.3 Lateral och medial rotation

I figur 2.4 illustreras lateral rotation som är rörelsen då benet roteras bort från kroppen. De muskler som ger upphov till lateral rotation är oburator internus, oburator externus, superior gemellus, piriformis och quadratus femoris.

Medial rotation är den motsatta rörelsen till lateral rotation, det vill säga att benet roteras in mot kroppen. De musklerna som är mest bidragande är gluteus medius, gluteus minimus och tensor fasciae latae. Andra bidragande muskler är semimembranosus, semitendinosus, pectineus och en del av adductor magnus, även kallad för posterior portion [14][16].



Figur 2.4: Bilden illustrerar rotation utåt och inåt, det vill säga lateral och medial rotation [4].

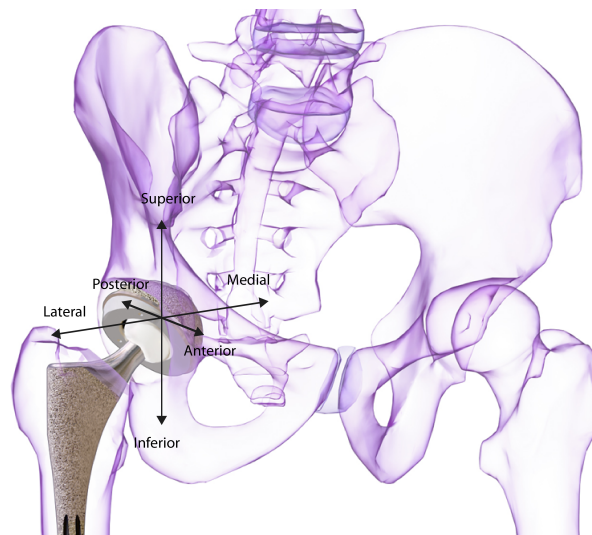
2.2 Höftledens biomekanik

Med hjälp av mekanikens lagar går det att göra olika typer av rörelseanalyser på de objekt som önskas. Då en sådan analys ska göras på kroppen måste hänsyn tas till kroppens biologiska material som inte uppför sig på samma sätt som till exempel metaller eller trä. Detta gör att förståelsen för hur en människokropp rör sig blir mer komplicerat och därför har begreppet biomekanik introducerats [19]. Höftledens biomekanik avser därmed en rörelseanalys på höftleden.

Musklernas biomekanik kan delas upp i två olika delar: passiva krafter och aktiva krafter. De passiva krafterna är de interna, underliggande krafterna inuti musklerna och uppstår då musklerna sträcks ut. De aktiva krafterna uppstår då musklerna aktiveras och kontraheras isometriskt, utan längdförändring, eller isotoniskt, med längdförändring.

2.3 Navigering i kroppen

För att kunna diskutera förflyttningen av femur och därmed navigera sig i kroppen se figur 2.5 för att se koordinatsystem som används. Medial riktning är in mot kroppens centrumlinje medan lateral är åt motsatt håll, det vill säga ut från kroppens centrumlinje. Anterior är den riktning då kroppen är framåt och posterior är den motsatta riktningen, som är bakåt i kroppen. Superior är uppåt, mot huvudet medan inferior är riktad nedåt mot fötterna.



Figur 2.5: Koordinatsystemet som används för att orientera sig i kroppen där medial är in mot centrumlinjen, lateral är ut från centrumlinjen, anterior är framåt, posterior är bakåt i, superior är uppåt och inferior är nedåt i kroppen [39].

3 Metod

Kandidatarbetets metod och utförande kan delas in i tre delar. Första delen består av litteraturstudier och intervjuer sedan presenteras datormodellen och den matematiska modellens sammansättning. Sista delen fokuserar på hur olika metoder användes för att få fram PCSA, "physiological cross-sectional area", samt ACSA, "anatomical cross-sectional area".

3.1 Litteraturstudier och intervjuer

För att ta reda på hur musklernas passiva krafter förändras i förhållande till muskelns längdförändring har fördjupning inom facklitteratur för medicinska studier gjorts. Litteraturstudierna ligger till grund för att få fram data på en representativ specifik spänning samt tvärsnittsarea, som båda använts för kraftberäkningarna. Det har även gjorts anatomiska analyser på kroppen utifrån litteraturstudier för att kartlägga musklers funktioner och infästningar. Detta har gjorts för att kunna få fram data till kraft- och momentberäkningar.

Parallellt med litteraturstudier har det även hållits ett flertal intervjuer med kunniga inom berört område för att få nya infallsvinklar till litteraturstudien. De som intervjuades var Eva Linger (sjukgymnast på Idrottsrehab Ullevi) och Dr. Gunnar Flivik (forskare och ortopedisk kirurg vid Lunds Universitetssjukhus). Intervjuerna hölls var för sig och var halvstrukturerade med både specifika, samt öppna frågor.

3.2 MATLAB och CATIA

För att göra beräkningarna skapades en CAD-modell i CATIA, som bygger på CAD-data från Ortoma AB. Denna modell byggdes sedan på med musklers ursprung samt infästningar. Dessa punkter har approximerats utifrån bilder från GetBodySmart [6], AnatomyZone [7] och föregående projekt [4].

MATLAB har därefter använts för att utföra förflyttningar av femur för att simulera hur musklerna förändras efter THA. Förflyttningarna kan göras i sex olika riktningar: lateral, medial, inferior, superior, anterior och posterior, se avsnitt 2.3. Det är även möjligt att kombinera dessa förflyttningar. Resultaten visar hur krafterna och momenten påverkas av dessa förflyttningar.

3.3 Tvärsnittsarea

För att kunna skapa en mer individanpassad bild av patientens muskulatur användes en metod för att beräkna tvärsnittsarean från MRT- och CT-bilder, där MRT står för "magnetisk resonanstomografi". För beräkningen användes färdiga bilder på två olika patienter. Bilderna för den första patienten togs från clariPACS och är gjorda med MRT [8], medan bilderna för den andra patienten togs från Os iriX och är gjorda med CT [9]. Då inga längdskalor angavs på CT-bilderna, approximerades storleken utifrån medeldiametern av femur hos kvinnor enligt [10] eftersom den andra patienten är en kvinna. Utifrån bilderna användes programmet Fiji [11] för att beräkna areorna enligt avsnitt 4.7.

4 Höftledsmodell

För att modellera hur biomekaniken i höftleden påverkas av en operation har en matematisk modell tagits fram. Denna modell är tänkt att vara ett verktyg för ortopedier vid planering inför en operation. Modellen innehåller hur höftleden och tyngdpunkten förflyttas, samt beräkning av de passiva krafterna med hjälp av tvärsnittsarea. I slutet av kapitlet beskrivs det hur musklerna är modellerade i CAD. Beroende på hur musklerna ser ut finns det flera olika tillvägagångssätt att representera musklerna med elastiska element, se figur 4.2

4.1 Förflyttning av höftleden

När total höftledsplastik genomförs omplaceras implantatet. Detta innebär att femur har förflyttats gentemot övriga kroppen. Denna förflyttning ger upphov till nya muskellängder samt en förändrad kraftriktning. Med höftleden som referenssystem kommer rörelsecentrum aldrig att flytta på sig, då femur roterar kring en axel som är centrerad i acetabulum. Om kroppen används som referenssystem istället, sker det en förflyttning av rörelsecentrum i koordinatsystemet. Hädanefter kommer således en förflyttning av rörelsecentrum avse en förflyttning av femur med kroppen som referenssystem.

4.2 Förflyttning av tyngdpunkten

Om rörelsecentrum förflyttas kommer tyngdpunkten att förändras proportionerligt och därmed flyttas i samma riktning som rörelsecentrum, dock endast med hälften av avståndet. Detta på grund av att tyngdpunkten ligger mitt emellan höftlederna, vilket gäller för samtliga förflyttningar.

Att känna till tyngdpunktens exakta placering är väsentligt vid beräkning av moment på höftleden eftersom avståndet mellan tyngdpunkten och rörelsecentrum kommer verka som hävarm.

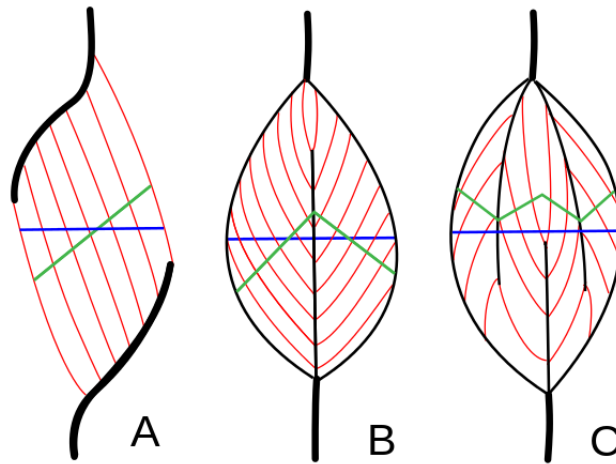
Detta kommer dock endast vara relevant vid beräkningar av aktiva krafter. Det innebär att reaktionskrafterna från båda benen balanseras upp av tyngdkraften. Under verkliga förhållanden kommer muskulaturens aktiva krafter träda in istället och stabilisera upp kroppen.

Det moment som uppstår hos de passiva krafterna kommer ha en hävarm från musklernas ursprung till rörelsecentrum i höftleden, vilket innebär att det inte behöver tas hänsyn till tyngdpunktens exakta placering.

4.3 Muskeltvärsnitt och styrka

Muskelns möjlighet att generera kraft och moment kring lederna påverkas av flera faktorer. En av de mest avgörande faktorerna är muskelns storlek, som approximeras till att vara linjärt proportionerlig mot en genererad kraft [20]. Storleken på kraften svarar mot antalet muskelfibrer som jobbar tillsammans och kan beskrivas som en tvärsnittsarea över muskeln. Denna varierar mycket mellan olika individer och bör anpassas därefter [21].

Det linjära sambandet mellan muskelns tvärsnitt och styrka beskrivs av den specifika spänningen som är definierad som kraft per tvärsnittsarea. Den specifika spänningen varierar avsevärt mellan olika muskler och kan dessutom öka till följd av exempelvis styrketräning. Värden för den specifika spänningen ligger mellan $20 - 135 \text{ N/cm}^2$ [20], för modellen används dock 61 N/cm^2 till alla muskler, vilket anses vara ett godtyckligt värde [22]



Figur 4.1: Bilden visar skillnaden mellan PCSA och ACSA, där A, B och C är exempel på tre olika typer av pennata muskler. Musklerna är lagda så att muskelriktningen är vertikal. De röda linjerna visar muskelfibrerna, de blåa linjerna markerar ACSA och de gröna markerar PCSA [23].

I figur 4.1 visas det två sätt att beskriva muskelns tvärsnittsarea, ACSA och PCSA. ACSA är definierad som den största tvärsnittsarean i en muskel. Om fibrerna i muskeln är parallella med muskelriktningen kommer ACSA representera antalet fibrer. Däremot är många muskler pennata, vilket betyder att de har en vinkel mellan fiberriktningen och muskelriktningen, även kallat pennationsvinkel [20]. Istället används PCSA som är den vinkelräta arean mot fibrernas riktning och kan beräknas enligt

$$PCSA = \frac{\text{muskelvolym}}{\text{längden på muskelfibrer}}, \quad (4.1)$$

där längden på muskelfibrerna approximeras till längden på muskeln [21].

När pennationsvinkeln ökar kan fler fibrer jobba parallellt med varandra, vilket ökar kraften som muskeln kan generera. Det är dock inte den totala kraften i muskeln som skapar moment kring lederna, utan enbart den kraftkomponent som är parallell med muskelriktningen. Detta ger att den muskelkraft som verkar i muskelriktningen kan beräknas enligt

$$\text{Muskelkraft} = PCSA \cdot \text{specifik spänning} \cdot \cos \phi, \quad (4.2)$$

där ϕ är pennationsvinkeln.

4.4 Muskelns passiva kraft

Generellt sett kan krafter i muskler beskrivas av rörelseekvationen

$$M\ddot{x} + D\dot{x} + kx = F, \quad (4.3)$$

där M är massan, D är en dämpningskoefficient och k är en stelhetskonstant, även kallad fjäderkonstant. Om systemet beskrivs i det statiska fallet går det att bortse från accelerationen och dämpningen. Det resulterar i sambandet

$$F = kx, \quad (4.4)$$

som kallas för Hookes lag [24]. Detta samband gäller för den passiva kraften för en muskel, där x är muskelns längdförändring, Δl , från sitt avslappnade läge. Konstanten k ges av

$$k = \frac{E \cdot A}{l_0}, \quad (4.5)$$

där E är muskelns specifika spänning, l_0 är längden för den avslappnade muskeln och A är muskelns tvärsnittsarea [25].

Då konstanten i ekvation (4.5) sätts in i ekvation (4.4), fås ett uttryck för muskelns passiva kraft

$$F = \frac{E \cdot A \cdot \Delta l}{l_0}, \quad (4.6)$$

där A kan vara PCSA eller ACSA. För beräkningarna används PCSA från tabell 4.1.

De passiva krafterna beror bland annat på de längdförändringar Δl , som uppstår till följd av en förflyttning av höftleden. Eftersom det är relativt små längdförändringar i modellen samt eftersom musklerna anpassar sig väl till dessa förändringar behöver ingen kritisk gräns definieras [26]. 0.5

Tabell 4.1: PCSA för alla, i modellen, använda muskler [21].

Muskel	PCSA [cm ²]
Adductor brevis	16.86
Adductor longus	22.73
Adductor magnus	60.79
Biceps femoris	8.14
Gluteus maximus	59.79
Gluteus medius	62.42
Gluteus minimus	26.94
Gracilis	3.74
Inferior gemellus	4.33
Oburator internus	9.07
Pectineus	9.03
Piriformis	20.54
Rectus femoris	42.96
Sartorius	2.9
Semimembranosus	46.33
Semitendinosus	13.05
Superior gemellus	2.13
Tensor fasciae latae	8
Iliacus	22.33
Psoas major	25.7
Oburator externus	2.71
Quadratus femoris	21

4.5 Reaktionskraft verkande på höftleden

När det uppstår krafter i höftmusklerna kommer det behövas en reaktionskraft för att stabilisera upp höften. För att kunna beräkna denna reaktionskraft delas den upp i tre kraftkomponenter längs med tre olika axlar: medial-lateral, inferior-superior och anterior-posterior, se figur 2.5. Kraftkomponenterna summeras i jämnviktsekvationerna

$$R_{Med,Lat} = - \sum F_{Med,Lat} \quad (4.7)$$

$$R_{Inf,Sup} = \frac{mg}{2} - \sum F_{Inf,Sup} \quad (4.8)$$

$$R_{Ant,Post} = - \sum F_{Ant,Post} \quad (4.9)$$

Den summerade kraftkomponenten längs medial-lateral-axeln, $\sum F_{Med,Lat}$, innefattar samtliga passiva kraftresultanter som verkar längs den axeln. På samma sätt summeras kraftkomponenterna längs de andra axelriktningarna. Längs inferior-superior-axeln kommer även tyngdkraften ge upphov till en reaktionskraft. Den sammanlagda reaktionskraften ges av

$$R = \sqrt{R_{Med,Lat}^2 + R_{Inf,Sup}^2 + R_{Ant,Post}^2} \quad (4.10)$$

Reaktionskraften motsvarar den totala kraften på höftleden och beräknas då patienten står med vikten jämnt fördelat över båda höftlederna.

4.6 Muskelns moment

Muskeln modelleras genom att de delas upp i flera delar både på bredden och på längden mellan pelvis och femur. Den punkt där en muskel fäster på pelvis kallas för ursprung, U medan punkten på femur kallas för infästning, I . För att beräkna varje delmoment behöver först lägesvektorn, $\vec{r}$, mellan rörelsecentrum, RC , och infästning, I , beräknas enligt

$$\vec{r} = (x_I - x_{RC}, y_I - y_{RC}, z_I - z_{RC}) \quad (4.11)$$

Därefter görs beräkningar för att ta reda på muskelns kraftvektor

$$\vec{F} = \frac{(x_U - x_I, y_U - y_I, z_U - z_I)}{\|(x_U - x_I, y_U - y_I, z_U - z_I)\|} F \quad (4.12)$$

Genom att beräkna kryssprodukten mellan delkraften och lägesvektorn för rörelsecentrum

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (4.13)$$

kan delmomenten beräknas. Sedan summeras varje muskeldel, n , som är uppdelad i m antal delar. Delmomenten summeras för att få muskelns totala moment $\vec{M}_{sum}$

$$\sum_{n=1}^m \vec{M}_n = \vec{M}_{sum} \quad (4.14)$$

och på samma sätt summeras de olika muskelgruppernas sammanlagda moment.

4.7 Beräkning av PCSA och specifik spänning

Bestämning av PCSA kan göras på två sätt, både på kadaver och genom att mäta på en levande organism, det vill säga *in vivo*. På kadaver mäts pennationsvinkel, volym och fiberlängd genom att dissikera musklerna [21]. In vivo kan MRT eller CT användas för att beräkna volymen och till exempel ultraljud för att uppskatta fiberlängd och pennationsvinkel [22]. Från MRT kan en uppskattning av pennationsvinkel och fiberlängd fås, då ultraljud inte är tillgängligt [27]. PCSA beräknas in vivo från skikt av tomografibilder enligt

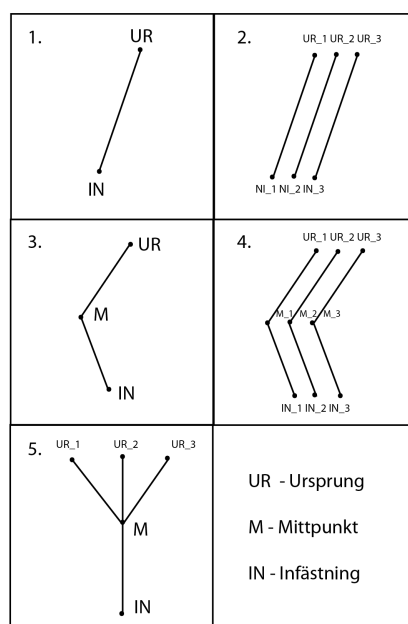
$$PCSA = \frac{\sum_{n=1}^N A_n \cdot h}{N \cdot h} \quad (4.15)$$

där A_n är den uppmätta arean av skiktet, N är antalet skikt och h är höjden mellan skikten.

För att beräkna den specifika spänningen behöver den maximala kraftgenereringen i muskeln mätas upp för att sedan använda sambandet mellan kraft, PCSA samt pennationsvinkel och därmed kunna uttrycka specifik spänning [22].

4.8 Datormodellering av höftleden

Höftledsmodellen består av två parter i CAD, femur samt pelvis, som CedoVision har bistått med. Med dessa två som referens ritas 22 muskler upp med samtliga ursprungs-, infästnings- samt mellanpunkter. För att visualisera musklerna dras sedan linjer mellan dessa. Genom att dela in de muskler som inte är raka i två eller flera kortare linjer går det att simulera dess form i tre dimensioner. Antalet linjer som en muskel delas upp i beror på dess form och tjocklek, vilket innebär att en mer komplex muskel modelleras med fler linjer. I figur 4.2 illustreras hur musklerna är modellerade enligt fem olika typer. Totalt representeras de muskler som påverkar höftleden av 128 linjer. Exakt hur varje muskel har modellerats återfinns i appendix A.4.

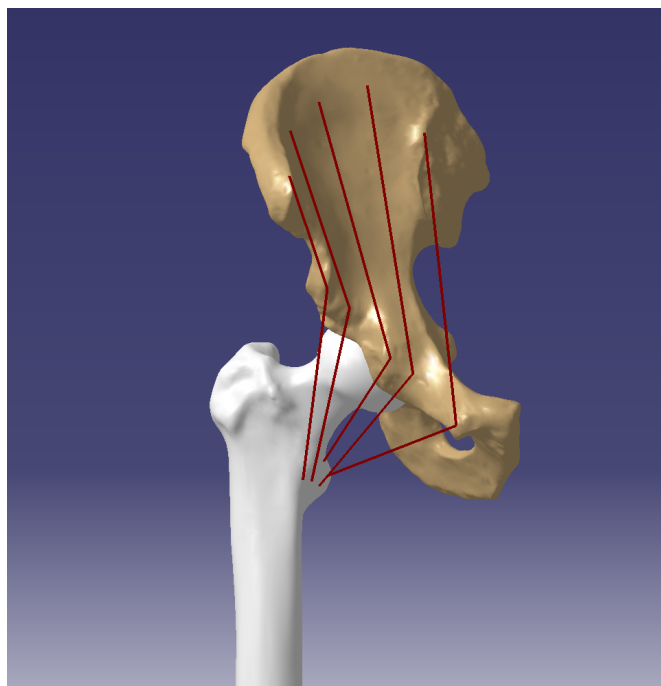


Figur 4.2: Muskeln modelleras som elastiska element mellan infästningsareorna. De är modellerade på fem sätt som visas i figuren. Tabell A.7 visar vilka muskler som är modellerade på vilket sätt. Ruta två och fyra visar flera parallella muskellinjer, musklerna som är modellerade på detta sätt kan både ha fler eller färre än de tre som bilden visar.

För att simulera en förflyttning av rörelsecentrum förflyttas femur med en offset på 10 mm i vald axelriktning och låses sedan mot pelvis som är fixerat. Efter förflyttningen plockas ny data ut för varje muskels infästning samt ursprung.

Den nya datan används sedan till att beräkna kraft- och momentförändringarna, se appendix A.5. I samtliga fall approximeras muskelns infästning till att förflyttas lika mycket som rörelsecentrum efter THA.

CAD-modellen i figur 4.3 visar iliacus som ett exempel på hur samtliga muskler har visualiserats. Figuren visar att en och samma muskel representeras av flera linjer eftersom den böjer sig runt pelvis samt för att illustrera muskelns tjocklek.



Figur 4.3: Bilden visar hur iliacus har modellerats upp i CAD med flera linjer för att illustrera dess tjocklek samt att den viker sig över pelvis.

De approximationer som gjorts vid framtagning av denna CAD-modell är främst ursprungspunkter och infästningspunkter. Dessa har tagits fram utifrån bilder från AnatomyZone [7] och GetBodySmart [6]. Totalt finns det 23 muskler som påverkar höftledens rörelse, se tabell 2.1, varpå 22 har ritats upp. Den muskel som inte illustreras i CAD-modellen är psoas minor. Psoas minor har sitt ursprung i ryggraden och infästning i pelvis. Då pelvis är fixerad i CAD-modellen, kommer inte en förflyttning av femur ge upphov till någon längdförändring hos muskeln. Den är därför inte uppritad. Psoas minor existerar dessutom inte hos cirka 55 % av befolkningen [18]. Tensor fasciae latae är en muskel som har en lång sena. Då arbetet avgränsats till att undersöka muskeltöjningar och inte hur senor beter sig, ritas endast muskel-delen upp och inte själva senan. Det innebär att muskeln ser ut att vara kortare i CAD-modellen än vad den är i verkligheten.

5 Resultat

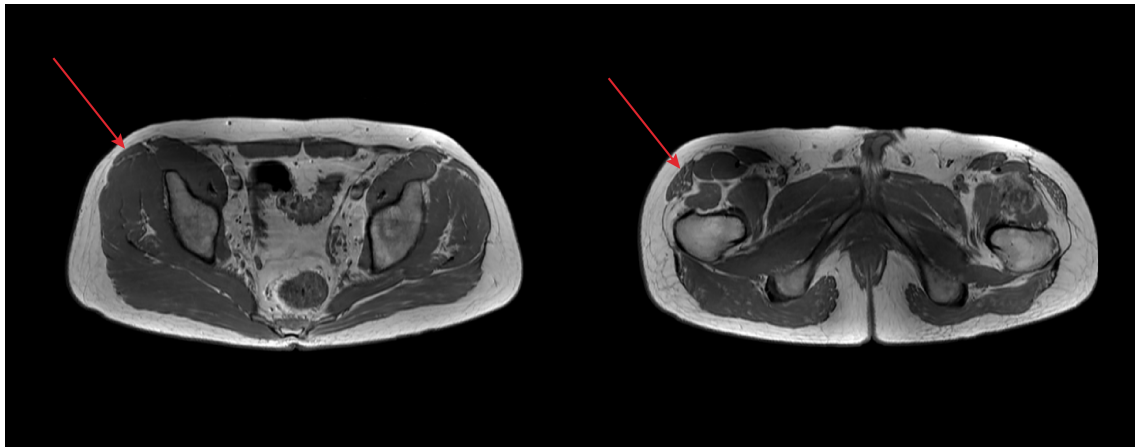
Med hjälp av matematiska modelleringar, litteraturstudier och intervjuer som utförts under projektets gång kan följande resultat presenteras. Först redogörs PCSA- och ACSA-värden som beräknats genom manuella mätningar utifrån MRT- och CT-bilder. Sedan uppvisas de passiva reaktionskrafterna som verkar på höftleden, slutligen presenteras momentens förändringar till följd av en förflyttning av femur.

5.1 Muskelns tvärsnittsarea

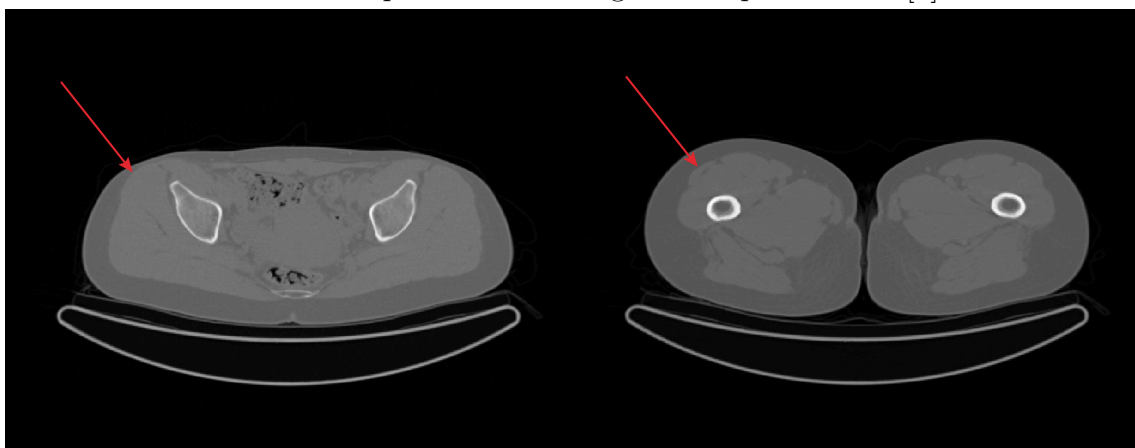
Tvärsnittsarean av tensor fasciae latae har beräknats utifrån MRT- och CT-bilder samt jämförts med PCSA uppmänt på kadaver [21]. I tabell 5.1 ses en jämförelse mellan de tre olika dataserierna. I figur 5.1 ses exempelbilder på de olika metoderna, där tensor fasciae latae är utpekad.

Tabell 5.1: ASCA- och PCSA-värden av tensor fasciae latae på tre olika patienter med tre olika metoder. Värdena kommer från beräkningar utifrån MRT- och CT-bilder, samt från kadaver enligt litteratur [21].

Tensor fascia latae	MR	CT	Artikel
PCSA [cm ²]	5,59	3,23	8
ACSA [cm ²]	9,61	4,36	-



(a) MRT på en patients höft där tensor fasciae latae pekas ut med röda pilar i två olika skikt. Till vänster ses pelvis och till höger ses caput femoris [8].



(b) CT på en patients höft och lår, där tensor fasciae latae pekas ut med röda pilar. Till vänster ses pelvis och till höger ses femur [9].

Figur 5.1: Bilderna visar två patienters höfter och lår, med två olika metoder. Figur (a) använder MRT, vilket ger tydliga skillnader mellan fett- och muskelvävnader. Figur (b) använder CT där musklerna går att urskilja till viss del. De röda pilarna pekar ut tensor fasciae latae. I tabell 5.1 ges uppmätta, samt från litteratur tagna ACSA- och PCSA-värden för tensor fasciae latae.

5.2 Reaktionskraft verkande på höftleden

Med hjälp av höftledsmodellen har reaktionskraften på höftleden beräknats för en person som väger 80 kg då en förflyttning av femur skett. Resultatet ses i tabell 5.2 där skillnaderna kan ses vara minimala.

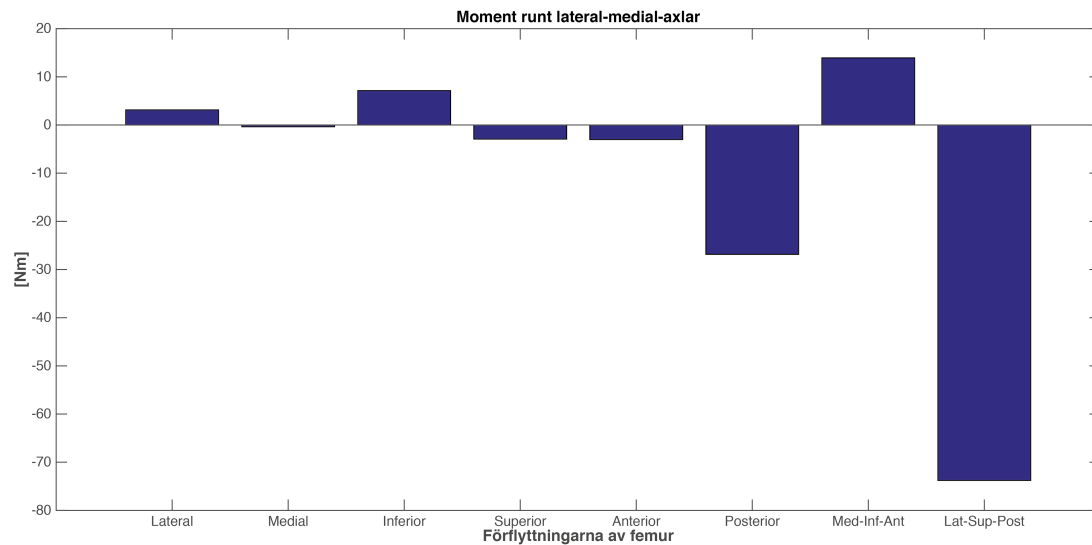
Tabell 5.2: Beräknad reaktionskraft på höftleden för de åtta olika förflyttningarna samt för den procentuella kraftförändringen med avseende på originalfallet.

Förflyttning	Kraft [N]	Relativt original
Original	392.8000	-
Lateral	392.7910	1.0000
Medial	392.8000	1.0000
Inferior	392.7685	0.9999
Superior	392.8000	1.0000
Anterior	392.7661	1.0000
Posterior	392.8000	1.0000
Medial Inferior Anterior	392.7661	0.9999
Lateral Superior Posterior	392.8000	1.0000

5.3 Moment verkande på höftleden

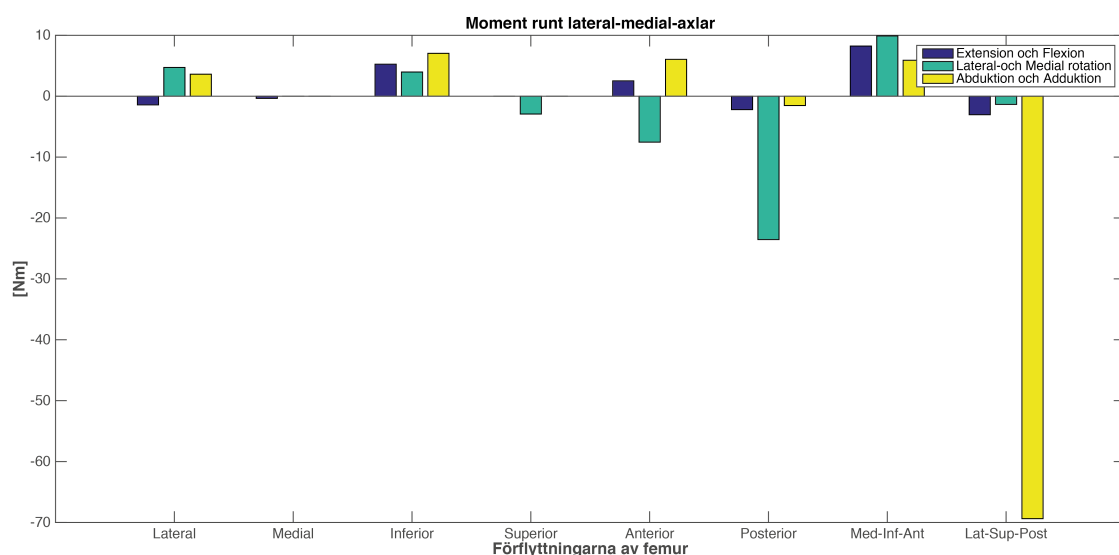
De passiva krafter som uppstår i musklerna genererar ett moment inuti leden. Hävarmen till momentet är avståndet mellan infästningen på femur och rörelsecentrum. Förhållandet mellan femur och rörelsecentrum kommer inte att förändras när femur förflyttas och därmed kommer inte hävarmen heller att förändras. Däremot uppstår det passiva krafter till följd av förflyttning av rörelsecentrum. Dessa krafter kommer i sin tur ge upphov till en momentförändring. Vi har valt att utföra åtta förflyttningar av femur och beräknat dess moment, som presenteras i figurer 5.2 - 5.7.

Det sammanlagda momentet som musklerna genererar runt mediala-laterala-axeln efter de olika förflyttningarna visas i figur 5.2.



Figur 5.2: Histogrammet visar det totala momentet runt medial-lateral-axeln för alla muskler efter förflyttningar av femur.

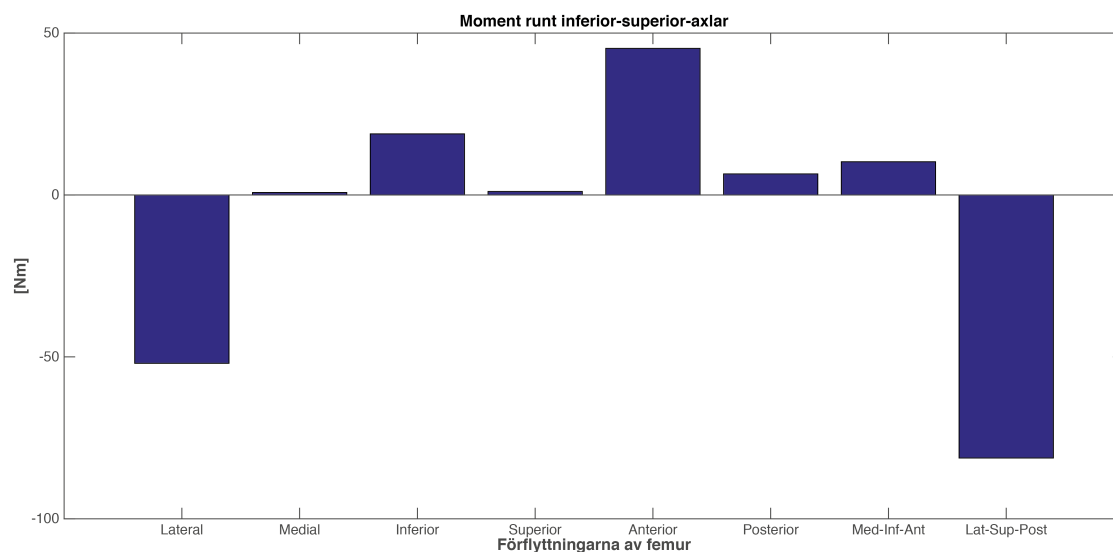
Figur 5.3 visar momentförändringen för de olika muskelgrupperna som nämns i avsnitt 2.1.2. Momenten för de individuella musklerna i vardera muskelgrupp har därmed summerats. Bilden visar hur mycket moment som varje muskelgrupp genererar efter förflyttning runt mediala-lateralaxeln. De blå staplarna representerar muskelgrupperna som aktiveras vid flexion och extension. På samma sätt representerar de gröna staplarna lateral och medial rotation medan de gula staplarna representerar adduktion och abduktion.



Figur 5.3: På x-axeln finns de olika förflyttningarna som görs. Y-axeln visar momentet som genereras för varje muskelgrupp. De blå staplarna är muskelgruppen för flexion och extension, de gröna är lateral och medial rotation och de gula är adduktion och abduktion.

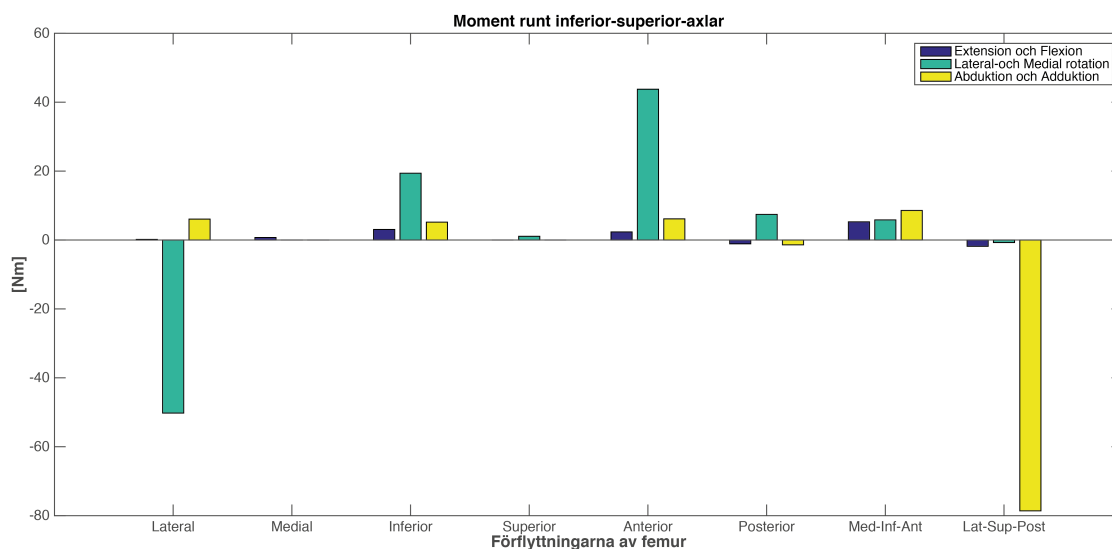
5. Resultat

Figur 5.4 visar det sammanlagda momentet som musklerna genererar runt inferior-superior-axeln efter en förflyttning.



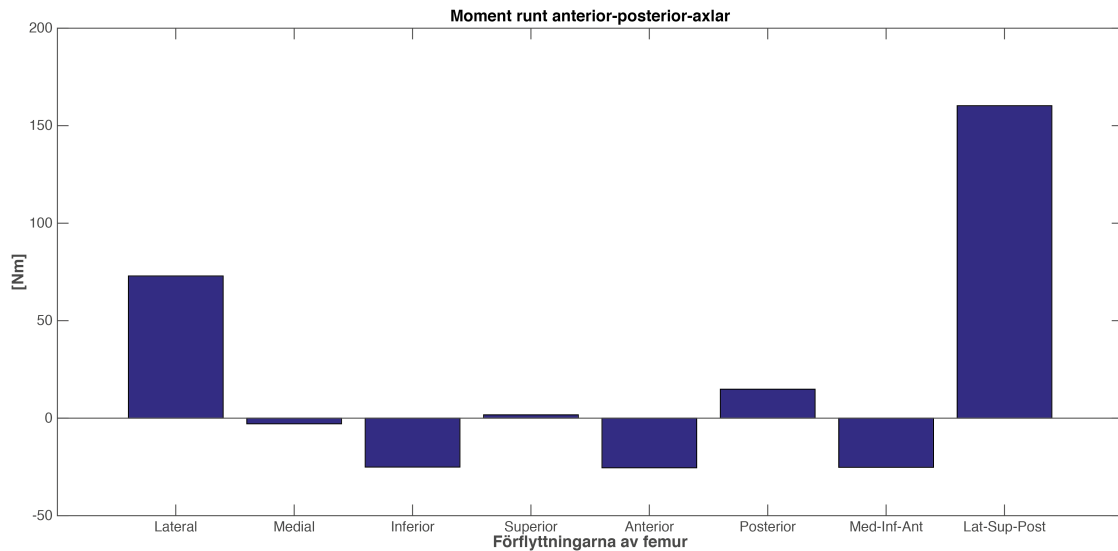
Figur 5.4: Histogrammet visar det totala momentet runt inferior-superior-axeln för alla muskler efter förflyttningar av femur.

Figur 5.5 visar momentförändringen för de olika muskelgrupperna runt inferior-superior-axeln.



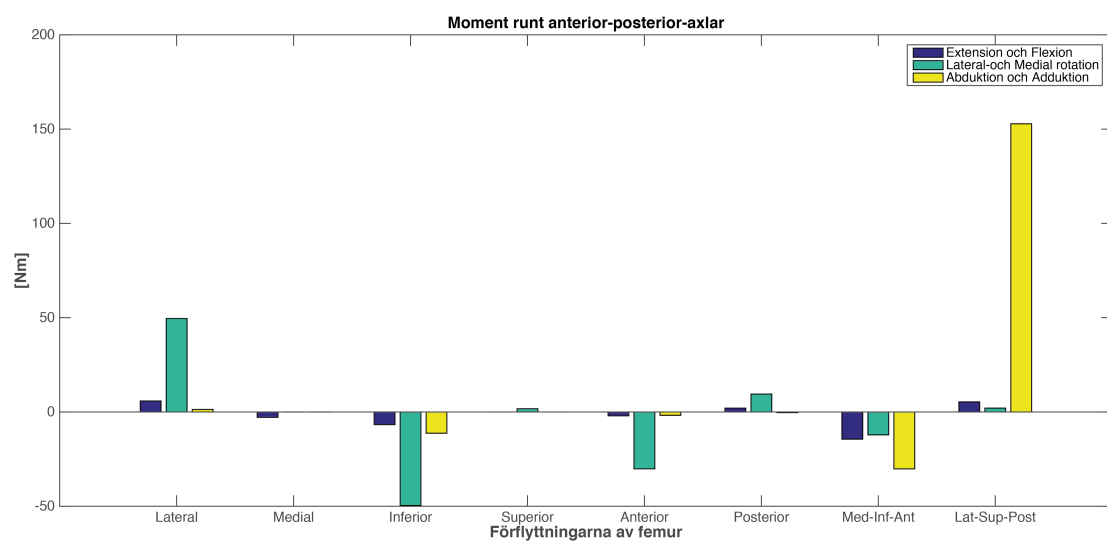
Figur 5.5: På x-axeln ses de olika förflyttningarna som görs. Y-axeln visar momentet som genereras för varje muskelgrupp. De blå staplarna är muskelgruppen för flexion och extension, de gröna är lateral- och medial rotation och de gula är adduktion och abduktion.

Figur 5.6 visar det sammanlagda momentet som musklerna genererar runt den anterior-posterior-axeln.



Figur 5.6: Histogrammet visar det totala momentet runt anterior-posterior-axeln för alla muskler efter förflyttningar av femur.

Figur 5.7 visar momentförändringen för de olika muskelgrupperna runt anterior-posterior-axeln.



Figur 5.7: På x-axeln finns de olika förflyttningarna som görs. Y-axeln visar momentet som genereras för varje muskelgrupp. De blå staplarna är muskelgruppen för flexion och extension, de gröna är lateral och medial rotation och de gula är adduktion och abduktion.

6 Diskussion

I det här kapitlet diskuteras de resultat som tagits fram i kapitel 5. Först diskuteras vikten av approximationen för den specifika spänningen som vi har valt. Därefter diskuteras framtagningen av PCSA och ACSA ur MRT- och CT-bilder samt dess för- och nackdelar. I avsnitt 6.3 diskuteras värdet av de beräknade reaktionskrafterna som verkar på höftleden. Därefter kommenteras momentgenereringen för de olika förflyttningarna.

6.1 Specifik spänning

Eftersom den specifika spänningen kan öka till följd av exempelvis träning, finns det inget generellt värde för den [28]. Detta innebär att det är en stor approximation att använda samma värde på alla muskler, vilket vi har gjort. Problemet är dock att det är svårt att utföra mätningar för specifika muskler för att senare kunna räkna ut den specifika spänningen. Inför en THA kan det till exempel vara olämpligt att utföra sådana mätningar eftersom patienten måste pressa med benen med maximal kraft för att beräkna den specifika spänningen. Det har dessutom inte uppskattats hur stort fel approximationen ger eftersom kraftberäkningarna inte gått att jämföra med kända fall.

6.2 Muskelns tvärsnittsarea

Beräkningar av muskelns tvärsnittsarea har endast gjorts för tensor fasciae latae. Anledningen är att den var en av få muskler där hela var synlig bland de bilder som fanns tillgängliga. Dessutom utfördes inte noggrannare eller fler beräkningar då de korrekta värdena inte är kända, vilket innebär att våra beräkningar inte går att verifiera.

De beräkningar av skikt-areorna som gjordes i Fiji är approximerade eftersom de gjordes med hjälp av styrplattan på en bärbar dator, samt att det inte gjordes fler mätningar för att kunna beräkna standardavvikelsen. Eftersom längdskalorna i CT-bilderna inte var kända gjordes en approximation utifrån diametern på femur. Detta är dock inte ett problem inför en operation då mätningar av patientens dimensioner kan göras och användas till grund för CT-bilderna. Det går även att använda det faktum att avståndet mellan skikten i CT-bilderna är känt, vilket gör det möjligt att ta fram de verkliga längdskalorna. Fiberlängden approximerades till att vara densamma som muskelns längd.

Detta är en uppskattning som stämmer bättre för öppnata muskler än för pennata, där fiberlängden till stor del avviker från muskellängden. För att förbättra resultatet kan fiberlängden uppskattas utifrån muskelns utseende, vilket dock är komplicerat och görs bäst med MRT snarare än CT.

Det som kan konstateras från resultaten för beräkningarna av PCSA och ACSA är att värdena är av rätt storleksordning. Dessutom har vi konstaterat att det är nödvändigt att individualisera tillvägagångssättet då resultaten i tabell 5.1 visar att både PCSA och ACSA skiljer sig mycket beroende på patient och typ av röntgenbilder. Dock säger inte dessa resultat huruvida det är MRT eller CT som ger bättre värden.

Det finns fördelar och nackdelar med både MRT- och CT-bilder. Det som talar för MRT är den högre upplösningen, det vill säga att dessa bilder är mycket mer detaljrika. Muskeln blir då betydligt lättare att följa genom de olika skikten. Dock är CT mer lättillgänglig och därför lämpligare att använda som metod.

PCSA är att föredra framför ACSA då den ger en mer realistisk bild över hur kraftgenereringen i muskulaturen ser ut. Problemet med PCSA är dock att det ibland är svårt att urskilja samma muskel i de olika bildskikten och det blir därför svårt att utföra beräkningar.

6.3 Kraftberäkningar

Antag att en genomsnittlig person tar 8000 steg om dagen [29] och att implantatet ska hålla i 10 år blir det nästan 30 miljoner steg som implantatet måste klara av under sin livslängd. Om momentet ökar till följd av en förflyttning av höftleden, som tabell 5.2, 5.4, 5.6 visar, resulterar det i mycket högre slitage på protesens. Det leder i sin tur till att implantatet måste bytas ut mycket tidigare än väntat. Detta är inte ett önskvärt resultat och placering av protesens bör väljas utifrån den lägsta kraft- och momentpåverkan.

Som tidigare nämnt i kapitel 4.3, är PCSA vinkelrät mot muskelfibrerna. Detta innebär att pennationsvinkeln är en viktig faktor i beräkningarna för muskelns kraftgenerering. Den har dock approximerats bort i modellen eftersom den är olika för varje enskild individ. Eftersom muskelns tvärsnittsarea är linjärt proportionerlig med dess kraftgenerering beskriver den hur olika muskler och dess storlek bidrar till de krafter och moment som bildas kring höftleden.

Då kraftekvationen (4.6) beror på längdförändringen kan det diskuteras huruvida det finns kritiska längdförändringar i samband med att muskelfästena förflyttas och muskeln töjs ut och tappar sin funktion. Men i och med att kroppen anpassar sig till mindre förändringar kommer det inte uppstå några kritiska längdgränser. Det är istället musklernas kraftriiktningar som förändras när femur flyttas och påverkar muskelns funktion.

6.3.1 Reaktionskrafter verkande på höftleden

Vid jämförelse av den passiva kraftförändringen med originalfallet i tabell 5.2, går det att se att förändringen är ytterst liten. För att ta reda på den totala kraftförändringen som verkar på höftleden behövs även de aktiva krafterna tas i beaktning. De kommer förmodligen ge en mycket större kraftpåverkan än vad de passiva krafterna gör. För att kunna göra en korrekt helhetsbedömning, samt göra en jämförelse med litteraturstudier, behövs det mer kunskap om hur både de passiva och de aktiva krafterna förändras vid en förflyttning av rörelsecentrum.

Vid beräkningar av reaktionskrafterna som verkar på höftleden tas inte de moment som genereras i beaktning. Modellen för kraftberäkningen tar inte hänsyn till att hävarmarna kan förlängas. När hävarmarna förlängs bör kraften öka vid infästningarna, vilket betyder att en person med bredare pelvis kommer generera större moment över höftleden. Den gör dock inte det i modellen vilket leder till att reaktionskraften som verkar på höftleden endast är approximativ.

6.3.2 Moment verkande på höftleden

Det moment som uppstår på grund av de passiva krafterna varierar beroende på vilken axel som undersöks och vilken riktning som förflyttningen sker i, se avsnitt 5.3. Ju större moment, desto mer rotation fås i höftleden som musklerna konstant måste jobba med för att motverka. Det är därför önskvärt att ha ett så lågt moment i höftleden som möjligt.

Graferna 5.2, 5.4 och 5.6, i kapitel 5.3 visar att utav de åtta förflyttningar som vi valt att undersöka, genererar generellt en förflyttning i superior riktning lägst moment runt de tre axlarna. Detta säger oss att av de åtta förflyttningarna, är den förflyttning som görs 10 mm i superior-riktning att föredra.

Resultaten från kapitel 5 är endast exempel på hur åtta olika förflyttningar kan påverka höftleden, men höftledsmodellen är applicerbar på samtliga önskvärda förflyttningar. Det går dessutom att få resultat för vad som händer om enbart infästningarna flyttas eller om enbart rörelsecentrum flyttas. Beräkningar på detta har medvetet valts att inte presenteras i rapporten då det inte ger något konkret resultat. För att få ut vilken position som är lämpligast för protesens skulle den matematiska modellen behöva beräkna många fler möjliga förflyttningar än de som presenteras i resultatet.

En viktig aspekt för höftledsmodellens matematiska beräkningar är att kraftgenereringen hela tiden jämförs mot ett originalfall. Detta innebär att även längden jämförs mot originalfallet, vilket leder till att längdförändringen i originalfallet är noll och så även kraften.

Något som strävas efter är att varje muskelgrupp ska vara balanserad med sin antagonistgrupp för att motverka rotation av höftleden. Den muskelgrupp som aktiveras vid flexion ska exempelvis ha ett lika stort moment som den muskelgrupp som aktiveras vid extension. De moment som visas i figurerna 5.3, 5.5 och 5.7 skall därför vara så nära noll som möjligt. Muskelgrupperna som aktiveras vid extension och flexion påverkas minst av de förflyttningar som görs, medan de muskelgrupper som aktiveras vid lateral och medeial rotation kommer påverkas mest. Efter operationen, skulle rehabiliteringen underlättas av att veta hur muskelgrupperna påverkas av en förflyttning.

Våra resultat från kapitel 5 är inte tillräckliga för att kunna rekommendera en förflyttning. Detta eftersom de aktiva krafterna även måste beaktas, då de genererar ett större moment. Därmed är resultatet svårt att verifiera mot litteraturstudier då de oftast tar hänsyn till både passiva och aktiva krafter.

6.4 Datormodellering

Den datormodellering som gjordes i CAD är approximativ eftersom linjerna representerar musklernas form på ett simpelt sätt samt eftersom musklernas infästningspunkter är tagna från bilder. För att förbättra modellen, och få de uppritade musklerna att efterlikna sina ordinarie geometrier, kan musklerna representeras med fler, kortare linjer. Det skulle medföra att kraftresultanterna blir mer precisa då fler linjer genererar kraftriktningar som överensstämmer med den verkliga muskeln. En annan förbättring är att ha en individualiserad längd på musklerna och mer exakta punkter för muskelinfästningar i modellen så att den blir mer anpassad till enskilda patienter.

Det är tidskrävande att försöka hämta musklernas infästningspunkter och längd med hjälp av en CAD-modell. Om dessa kunde insamlas med hjälp av bildanalys, hade datan framförallt blivit mer individuell. Denna metod hade dessutom varit mer tidseffektiv.

7 Vidareutveckling

Kapitel 7 behandlar vilka områden som är möjliga att vidareutveckla för projektet. Vidare behandlas hur arbetsgången skulle kunna utvecklas och implementeras i OTS.

7.1 Optimeringsmodell

Kroppens muskelsystem är i verkligheten ett underbestämt ekvationssystem, där det centrala nervsystemet anger vilka muskler som ska aktiveras för att utföra en rörelse. För att beräkna musklernas krafter behövs en optimeringsbaserad modell som löser nervsystemets roll och därmed löser ekvationssystemet [30].

Exempel på datorprogram som innehåller information om hur musklerna arbetar tillsammans är AnyBody [31] och OpenSim [32]. Båda dessa program innehåller ett ramverk för hur rörelser betar sig och därmed möjlighet till att undersöka effekterna av exempelvis THA. De är baserade på Hills tre-elements-modell, som modellerar muskler med ett kontraktionselement, ett parallellelement och ett serieelement. Dessa representerar de aktiva krafterna, de passiva krafterna, samt senans passiva egenskaper [33].

7.2 Implementering av modellen

Eftersom höftledsmodellen inte är komplett och inte tar hänsyn till de aktiva krafterna är det ännu inte möjligt att implementera den. Om dessa krafter skulle inkluderas i modellen kan den i framtiden bli användbar och därefter integreras med det redan befintliga planeringsverktyget, OTS.

För att få höftledsmodellen mer noggrann är det viktigt att i framtiden kunna individualisera den. För att få ut mer exakta värden vore det lämpligt om patientens muskelfästen plockas ut med hjälp av till exempel ett bildanalysprogram som identifierar dessa punkter utifrån skelettet. Dessa punkter blir sedan indata till höftledsmodellen som med sin individualiserade PCSA beräknar kraft- och momentförändringar. Med hjälp av denna information skulle OTS kunna räkna ut en optimal placering av höftledsimplantatet.

Ett förslag på hur implementeringen kan individanpassas i framtiden kan delas upp i tre steg:

- 1) Patienten genomgår en CT som ger bilder på höftledens skelett.
- 2) Ett bildhanteringsprogram identifierar musklernas infästningareor utifrån skelettet och beräknar musklernas PCSA.
- 3) OTS importerar denna data och föreslår, efter beräkningar med höftledsmodellen, den bästa förflyttningen av höftleden med avseende på den förflyttning som genererar lägst kraft och moment på höftleden.

8 Slutsats

Det har konstaterats att en förflyttning av höftleden har en tydlig påverkan på musklernas biomekaniska egenskaper. Slutsatsen har dragits att de passiva krafterna inte påverkar reaktionskraften på höftleden avsevärt. Dessa åstadkommer dock en tydlig momentförändring vid olika förflyttningar. En förflyttning med 10 mm i superior riktning är att föredra, av de undersökta förflyttningarna. Vidare har det fastställts att det inte är tillräckligt att endast undersöka de passiva krafterna. Det krävs även en fortsatt studie på de aktiva krafterna för att kunna dra medicinska slutsatser, då de har en stor biomekanisk kraftpåverkan. Detta innebär att modellen inte går att användas av ortopeder vid planering av THA förrän den har vidareutvecklats.

Det har konstaterats att det är möjligt att beräkna PCSA och ACSA från MRT- och CT-bilder. Problemet med detta är att det är svårt att urskilja musklerna i sin helhet, vilket gör det problematiskt att beräkna PCSA. I dessa fall kan ACSA användas som approximation för att ändå bibehålla individanpassningen. I slutändan är MRT-bilder att föredra framför CT-bilder då de är detaljrikare vilket gör det lättare att urskilja musklerna. Då tvärsnittsarean är linjärt proportionerlig mot kraften kommer den att öka då tvärsnittsarean ökar.

Litteraturförteckning

- [1] Ortoma
<http://www.ortoma.com/sv/hem/>
Hämtad: 2016-02-01
- [2] Västra götalandregionen, vårdguiden, "Höftleds artros"
<http://www.1177.se/Vastra-Gotaland/Fakta-och-rad/Sjukdomar/Hoftledsartros/>
Hämtad: 2016-02-02
- [3] Ortoma Treatment Solution <http://www.ortoma.com/sv/vara-produkter/ortoma-treatment-solution/> Hämtad:2016-05-17
- [4] Boldizar, F., Giang, K., Hallbäck, F., Johansson, S., Slipac, U. and Wållberg, S. (2015). Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat. Göteborg: Chalmers Tekniska Högskola.
Available at: <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/221049/221049.pdf>
- [5] Intervju med Gunnar Flivik.
- [6] <http://www.getbodysmart.com/ap/muscularsystem/menu/menu.html> Hämtad: 2016-04-14
- [7] http://anatomyzone.com/3d_atlas/musculoskeletal/ Hämtad: 2016-04-14
- [8] clariPACS: Hip pain <http://www.claripacs.com/case/CL0041>
- [9] OsiriX, DICOM sample image sets: Melanix <http://www.osirix-viewer.com/datasets/> Hämtad: 2016-05-17
- [10] <http://www.livestrong.com/article/430208-the-size-strength-of-the-femur-in-women/> Hämtad: 2016-05-12
- [11] Schindelin, J.; Arganda-Carreras, I. & Frise, E. et al. (2012) Fiji: an open-source platform for biological-image analysis <http://www.nature.com/nmeth/journal/v9/n7/full/nmeth.2019.html> Hämtad: 2016-05-05
- [12] Hip Joint
<https://www.innerbody.com/image/skel15.html/>
Hämtad: 2016-02-15
- [13] Muscles of the hip
<https://www.innerbody.com/image/musc08.html/>
Hämtad: 2016-02-15

- [14] Byrne, D., Mulhall, K. and Baker, J. (2010). Anatomy & Biomechanics of the Hip. TOSMJ, 4(1), pp.51-57.
- [15] Västra götalandregionen, vårdguiden, "Muskler och senor" <http://www.1177.se/Vastra-Gotaland/Tema/Kroppen/Rorelseapparatens/Muskler-och-senor/> Hämtad: 2016-05-13
- [16] Parvizi, J. & Klatt, B (eds) 2013, Essentials in Total Hip Arthroplasty, SLACK Incorporated, Thorofare, NJ, USA. Available from: ProQuest ebrary. [22 February 2016].
- [17] Scott L. Delp & William Maloney Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles <http://nmb1.stanford.edu/publications/pdf/Delp1993.pdf> Hämtad:2016-05-13
- [18] <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/psoas-minor-muscle> Hämtad: 2016-04-14
- [19] <http://centrumforidrottsforskning.se/wp-content/uploads/2014/04/Biomekanik-studera.pdf> Hämtad: 2016-05-05
- [20] Carol A. Oatis Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement Chapter 4: Biomechanics of Skeletal Muscle http://downloads.lww.com/wolterskluwer_vitalstream_com/sample-content/9780781774222_Oatis/samples/Oatis_CH04_045-068.pdf
- [21] Richard A. Brand, Douglas R. Pedersen & James A. Friederich The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929086901648> Hämtad: 2016-03-08
- [22] Constantinos N. Maganaris, Vasilios Baltzopoulos, D. Ball, Anthony J. Sargeant In vivo specific tension of human skeletal muscle <http://jap.physiology.org/content/90/3/865> Hämtad: 2016-05-11
- [23] Uwe Gille Fiedering <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Fiedering.svg>
- [24] Mattecentrum, Formelsamlingen" <http://www.formelsamlingen.se/alla-amnen/fysik/mekanik/hookes-lag> Hämtad: 2016-05-09
- [25] P. Helwig, U. Hindenlang, A. Hirschmüller, L. Konstantinidis, N. Südkamp & R. Schneider (2013). A femoral model with all relevant muscles and hip capsule ligaments, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 16:6, 669-677. Available at: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2011.631918>
- [26] Intervju med Karin Brolin.

- [27] S. H. Scott, C. M. Engstrom and G. E. Loeb Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging <http://bme.usc.edu/assets/002/49336.pdf> Hämtad: 2016-05-17
- [28] Robert M. Erskine, David A. Jones, Nicola Maffulli, Alun G. Williams, Claire E. Stewart & Hans Degens What causes in vivo muscle specific tension to increase following resistance training? <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/expphysiol.2010.053975/full> Hämtad:2016-05-13
- [29] <http://illvet.se/kultur/beteende/hur-manga-steg-tar-vi-varje-dag> Hämtad: 2016-02-25
- [30] Erik Foster
Predicting Muscle Forces in the Human Lower Limb during Locomotion
- [31] AnyBody Technology <http://www.anybodytech.com/> Hämtad:2016-05-17
- [32] Scott L. Delp, Frank C. Anderson, Allison S. Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T. John, Eran Guendelman, and Darryl G. Thelen OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement <https://simtk.org/docman/view.php/91/786/Delp.OpenSim.2007.pdf> Hämtad:2016-05-17
- [33] R. Shadmehr and S. P. Wise
A SIMPLE MUSCLE MODEL
<http://www.shadmehrlab.org/book/musclemodel.pdf>
Hämtad:2016-05-17
- [34] Uppsala Län, vårdguiden ”Höftledsartros” <http://www.1177.se/Uppsala-lan/Fakta-och-rad/Sjukdomar/Hoftledsartros/> Hämtad: 2016-02-16
- [35] Uppsala län, vårdguiden, ”Ledgångsrumatism” <http://www.1177.se/Uppsala-lan/Fakta-och-rad/Sjukdomar/Ledgangsreumatism/> Hämtad: 2016-02-16
- [36] <http://o.cotot.com/amne/hoftledsplastik/hoftledsplastik> Hämtad: 2016-02-16
- [37] <http://www.1177.se/Uppsala-lan/Fakta-och-rad/Behandlingar/Hoftoperation---att-fa-en-ny-hoftled/> Hämtad: 2016-02-16
- [38] Stephen Woods <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/9/9f/Hip.jpg> Hämtad: 2016-05-17
- [39] BruceBlaus https://en.wikipedia.org/wiki/Hip_replacement#/media/File:Hip_Replacement.png Hämtad: 2016-05-17
- [40] Beth ohara https://en.wikipedia.org/wiki/Pelvis#/media/File:Posterior_Hip_Muscles_1.PNG Hämtad:2016-05-17

- [41] Beth ohara https://en.wikipedia.org/wiki/Pelvis#/media/File:Posterior_Hip_Muscles_3.PNG Hämtad:2016-05-17
- [42] Beth ohara https://en.wikipedia.org/wiki/Pelvis#/media/File:Anterior_Hip_Muscles_2.PNG Hämtad:2016-05-17
- [43] Lennert B https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thigh_muscles_back.png Hämtad:2016-05-17
- [44] Lennert B https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thigh_muscles_front.png Hämtad:2016-05-17

A Appendix

A.1 Tidigare arbete

I arbetet ”Modellering av muskulära vävnader kring höftledsimplantat” [4] togs en modell fram som beskriver muskelkrafterna, relevanta för höftleden, som vektorer mellan ursprungs- och infästningspunkter

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

där riktningen ges av differensen mellan punkterna och F är kraftens magnitud. Därefter beräknades de genererade momenten på höftleden som rörelsecentrum

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F},$$

där $\vec{r}$ är lägesvektorn mellan rörelsecentrum i höftleden och musklernas infästen. Vidare ställdes momentjämvikten upp, för de olika musklerna och momentet genererat av masscentrum, vid olika förflyttningar av höftleden. Detta för att simulera de upplevda förändringarna av muskelkrafterna vid THA.

Av praktiska skäl normaliserades vektorn F som $||\vec{F}|| = 1$. Konsekvensen blev att det inte togs hänsyn till musklernas inbördes styrka, vilket annars varierar mycket mellan olika muskler. Vidare så analyserades inte tyngdpunktens position vid förflyttningar av höftleden. Detta minskade precisionen i beräkningarna av de upplevda förändringarna av muskelkrafterna. I det föregående arbetet [3] approximerades även musklernas ganska komplexa struktur med serier av vektorer.

A.2 Muskelinfästningar

En sammanställning på alla muskler som ger upphov till rörelser kring höftleden. Infästningspunkter och ursprungspunkter samt visualisering av dessa muskler är med i detta avsnitt [4][15][16]

A.2.1 Flexion

Tabell A.1: Flexion

Muskel	Ursprungspunkt	Infästningspunkt
Psoas major	Flertal fästpunkter längd de nedre kotorna i ryggraden, med början på den lägsta thoralkotan(vertebrae thoracicae)	Trochanter minor
Psoas minor	Främre sidan av Psoas major	Eminentia iliopubixa
Iliacus	Tarmbensgropen (fossa iliaca)	Basen på Trochanter minor av lårbenet
Rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior vid höftbenet	Längst upp på knäskålen (patella) och vid patellar ligamentet till turberositas tibiae
Sartorius	Spina iliaca anterior superior	På framsidan av den mediala kondylen på skenbenet (medial condyle of tibia)

A.2.2 Extension

Tabell A.2: Extension

Muskel	Ursprungspunkt	Infästningspunkt
Gluteus maximus	Bakre ytan av sacrum samt lägre och bakre delen av höftbenskammen	Fascia lata samt övre bakre ytan av lårbenet
Biceps femoris	Huvudet av vadbenet (fibula)	Sittbenet (ischial tuberosity) och nedre hälften av linea aspera
Semitendinosus	Sittbenet (ischial tuberosity)	Mediala ytan av övre delen av skenbenet (tibia)
Semimembranosus	Sittbenet (ischial tuberosity)	Mediala ytan av övre delen av skenbenet (tibia)

A.2.3 Abduktion

Tabell A.3: Abduktion

Muskel	Ursprungspunkt	Infästningspunkt
Gluteus maximus		
Gluteus medius	Bakre delen av ilium (del av bäckenet) nedanför höftbenskammen	Trochanter major
Gluteus minimus	Bakre delen av ilium nedanför Gluteus medius	Trochanter major
Tensor fasciae latae	Yttre delen av ilium vid den främre delen av Gluteus medius	Iliotibial band

A.2.4 Adduktion

Tabell A.4: Adduktion

Muskel	Ursprungspunkt	Infästningspunkt
Pectineus	Främre delen av pubis (pubic ramus)	Övre delen på insidan av lårbenet (linea aspera)
Adductor longus	Främsidan av pubis (pubic ramus), mer medialt än muskeln Pectineus samt delvis ovanför muskelursprung hos Adductor brevis och Gracilis	Linea aspera
Adductor brevis	Undre delen av pubis (pubic ramus)	Insidan av lårbenet (linea aspera), mellan Pectinus och Adductor longus
Gracilis	Undre delen av pubis (pubic ramus), vid muskeln Adductor brevis	Den mediala kondylen av skenbenet (medial condyle of tibia)
Adductor magnus	Nedre delen av pubis och ischium	Längs med insidan av lårbenet (linea aspera)

A.2.5 Lateral rotation

Tabell A.5: Lateral rotation

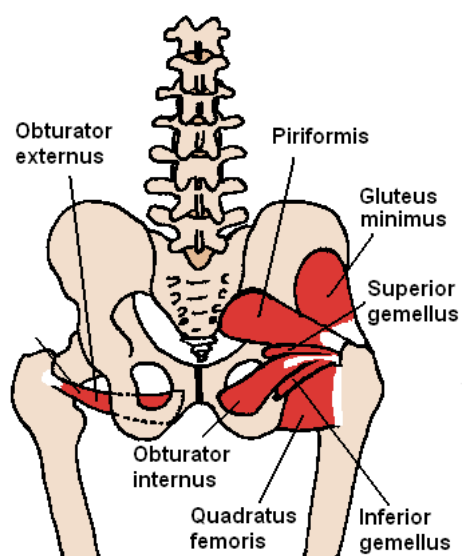
Muskel	Ursprungspunkt	Infästningspunkt
Gluteus maximus		
Gluteus medius		
Piriformis	Bakre delen av korsbenet(sacrum)	Superiora kanten av Trochanter major
Superior gemellus	Ovanför den bakre knölen på ischium, sittbenetn (ischial tuberosity)	Mediala ytan av trochanter major, det vill säga något lägre än Piriformis
Obturator internus	Ytan på insidan av bäckenet längs med kanten av öppningen (obturator foramen)	Mediala ytan av Trochanter major, mer inferior än Superior gemellus
Obturator externus	Främre delen av pubis vid öppningen i bäckenet (obturator foramen, bredvid adductor brevis	Den bakre mediala ytan av Trochanter major
Inferior gemellus	På kanten av den bakre knölen på ischium, sittbenet (ischial tuberosity), nedanför obturator internus	Mediala ytan av trochanter major, under Obturator internus
Quadratus femoris	Bakre knölen på ischium, sittbenet (ischial tuberosity), nedanför inferior gemellus	Under Trochanter major, nedanför Inferior gemellus

A.2.6 Medial rotation

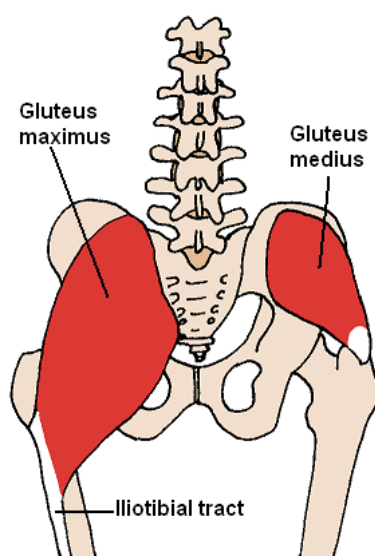
Tabell A.6: Medial rotation

Muskel	Ursprungspunkt	Infästningspunkt
Gluteus medius		
Gluteus minimus		
Tensor fasciae latae		

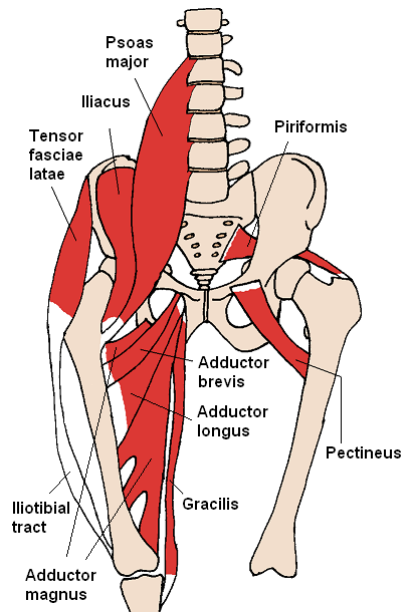
A.2.7 Illustrering av muskulaturen



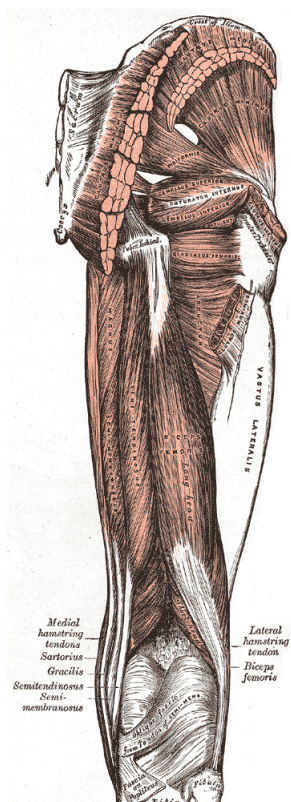
Figur A.1: [40]



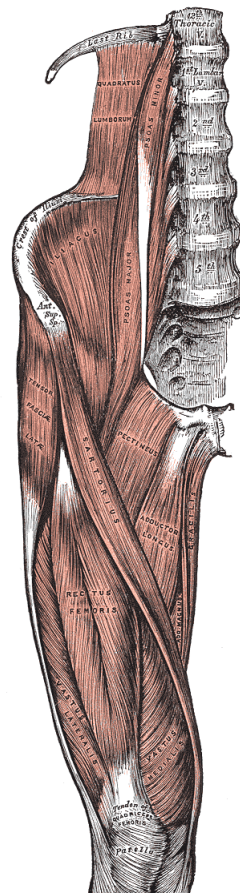
Figur A.2: [41]



Figur A.3: [42]



(a) Här syns Semitendinosus, Semimembranosus, Biceps femoris [43]



(b) Här syns Psoas minor, Rectus femoris, Sartorius [44]

A.3 THA - Total Höftledsplastik

Total höftledsplastik utförs på patienter med en utsliten höftled, vanligtvis pga. höftledsartros, men leden kan även behöva bytas ut pga. benbrott (traumatisk artrit), reumatisk artrit, eller liknande.

Höftledsartros är en degenerativ ledsjukdom som tunnar ut det skyddande lagret av brosk som finns i lederna. Brosket gör att skelettets ben kan glida mot varandra med minimal friktion, ger stadga samt fördelar belastningen jämnt i leden [34]. Ju mer brosket tunnas ut desto mer ökar friktionen mellan lederna eftersom benen skaver direkt mot varandra. Detta är något som kan orsaka stor smärta hos patienten. Det är fortfarande lite oklart vad som orsakar höftledsartros, men risken ökar om en nära släkting har drabbats eller om höften belastas för mycket, t.ex. vid övervikt, dåliga arbetsställningar, lyfter tungt ofta eller idrottar väldigt intensivt [34].

Andra anledningar till att patienten behöver en total höftledsplastik kan som sagt vara reumatoid artrit och traumatisk artrit. Reumatoid artrit eller ledgångsreumatism uppstår pga att immunsystemet attackerar den egna kroppen, främst lederna. Detta leder till att lederna blir inflammerade vilket gör att lederna blir vätskefyllda, svullna, ömma och varma. Rörligheten i lederna försämras avsevärt och de kan även bli snedställda [35]. Traumatisk artrit kan uppstå pga ett trauma som skett, symptomen är desamma som vid ledgångsreumatism.

Vid THA ersätts lårbenshuvud, lårbenshals och ledskål med konstgjorda delar. Operationen börjar genom att kirurgen lägger ett snitt i höften, genom alla mjukdelar och muskler ända ner till höftleden. Därefter lyfts ledhuvudet bort och de delar som ska ersättas tas bort. Ledskålen i bäckenet jämnas till så att protesens lättare kan fästas där. Protesen fästs i ledskålen som i sin tur fästs i bäckenet med hjälp av bencement eller en metallskål som knackas/skruvas fast. Oftast används bencement hos äldre personer. Hos yngre personer kan protesens växa fast och därför behövs inget bencement [36]. Själva ledskålen är oftast gjord av plast, för att minimera friktionen. Lårbenshuvudet eller ledkulan är oftast gjord av metall och sätts fast inuti lårbenet och fungerar som en förlängning av lårbenet. När proteserna har satts på plats läggs leden tillbaka i rätt läge. Till sist sys muskler, bindvävshinna, underhudsfett och huden igen. Hela operationen tar cirka 1-2 timmar [37].

Det kan vara svårt att utvärdera resultaten efter en höftledsplastik. För de allra flesta patienter försvinner smärtan och det mesta av rörligheten återfås, vilket gör att operationen räknas som lyckad. Men bara för att smärtan försvinner behöver inte det betyda att operationen tekniskt sett är lyckad. Patienten kan t.ex. ha fått olika långa ben efter operationen eller liknande besvär. Oftast utvärderas resultaten av en THA genom att studera patientens rörelseomfång, ROM, efter en operation eller genom att studera muskelgruppernas medelintensitet med hjälp av EMG (Elektromyografi) [4].

A.4 Tabell av hur musklerna är modellerade

Tabell A.7: Se figur 4.2 för att se bilder på hur musklerna ser ut.

Muskel	modellerats som
Semitendinosus	1
Semimembranosus	1
Gracilis	1
Superior gemellus	1
Sartorius	1
Gluteus maximus	2
Gluteus medius	2
Rectus femoris	2
Biceps femoris	2
Gluteus minimus	2
Pectineu	2
Adductor longus	2
Adductor brevis	2
Adductor magnus	2
Piriformis	2
Inferior gemellus	2
Tensor fasciae latae	2
Quadratus femoris	2
Oberator externus	3
Iliacus	4
Psoas major	4
Oburator internus	5

A.5 MATLAB-kod

A.5.1 Övergripande program

```

1 %% Databehandling
2 % Denna del av programet hamtar dom andra delarana och plota i slutet.
3
4 %% Inlasning
5 clc, clear, clf
6 fy =10*10^-3; % Forflytningen av backen [m]
7 m = 80; % Vikt av patienten [kg].
8 g = 9.82; % Gravitation [N]
9 tyngdkraft = [0 -m*g 0];
10 E=61; %N/cm^2 emodullen
11
12 % forkortningar:
13 % org - original (alltsa ingen forflyttning av rorelsecentrum)
14 % inf - inferior (nedat 10 mm), ant - anterior (framåt 10 mm),
15 % sup - superior (uppat 10 mm), lat - lateral (sidleds utåt 10 mm)
16 % med - medial (10 mm inåt), post - posterior (bakåt 10 mm)
17 % med vailgast!!
18 % Ext - extension, Flex - flexion, Lat - lateral rotation, Med - medial
19 % rotation, Abd - abduktion, Add - adduktion
20
21 % exempelvis infAbd syftar pa forflyttning av rorelsecentrum 10 mm nedat

```

A. Appendix

```
22 % och rorelsen ar abduktion
23
24 % ReadData sortera in punkterna i EN (Muskler med en infastning och en
25 % utfastning), TVA (Muskler med lika manga infastningar, mittenpunkter och
26 % utfastningar) och TRE (Muskler med olika manga infastningar
27 % som utfastningar)
28
29 orgM(:, :) = xlsread('orginal.xlsx');
30 [orgMutEN, orgMinEN, orgMutTVA, orgMinTVA, orgMmeTVA, orgMutTRE, ...
31     orgMinTRE, orgMmeTRE, orgrorelseCentrum] = readData(orgM, 1, 1, 1, fy);
32 [antMutEN, antMinEN, antMutTVA, antMinTVA, antMmeTVA, antMutTRE, ...
33     antMinTRE, antMmeTRE, antrorelseCentrum] = readData(orgM, 1, 1, 2, fy);
34 [infMutEN, infMinEN, infMutTVA, infMinTVA, infMmeTVA, infMutTRE, ...
35     infMinTRE, infMmeTRE, infrorelseCentrum] = readData(orgM, 1, 2, 1, fy);
36 [latMutEN, latMinEN, latMutTVA, latMinTVA, latMmeTVA, latMutTRE, ...
37     latMinTRE, latMmeTRE, latrorelseCentrum] = readData(orgM, 3, 1, 1, fy);
38 [medMutEN, medMinEN, medMutTVA, medMinTVA, medMmeTVA, medMutTRE, ...
39     medMinTRE, medMmeTRE, medrorelseCentrum] = readData(orgM, 2, 1, 1, fy);
40 [postMutEN, postMinEN, postMutTVA, postMinTVA, postMmeTVA, ...
41     postMutTRE, postMinTRE, postMmeTRE, postrorelseCentrum] ...
42     = readData(orgM, 1, 1, 3, fy);
43 [supMutEN, supMinEN, supMutTVA, supMinTVA, supMmeTVA, supMutTRE, ...
44     supMinTRE, supMmeTRE, suprorelseCentrum] = readData(orgM, 1, 3, 1, fy);
45 [MedInfAntMutEN, MedInfAntMinEN, MedInfAntMutTVA, ....
46     MedInfAntMinTVA, MedInfAntMmeTVA, MedInfAntMutTRE, ...
47     MedInfAntMinTRE, MedInfAntMmeTRE, MedInfAntrorelseCentrum] = ...
48     readData(orgM, 2, 2, 2, fy);
49 [LatSupPostMutEN, LatSupPostMinEN, LatSupPostMutTVA, ...
50     LatSupPostMinTVA, LatSupPostMmeTVA, LatSupPostMutTRE, ...
51     LatSupPostMinTRE, LatSupPostMmeTRE, LatSupPostrorelseCentrum] = ...
52     readData(orgM, 3, 3, 3, fy);
53
54 %% langd
55 % Beraknar langderna av musklerna.
56 [orgmuskellLangderEN ,orgmuskellLangderTVA ,orgmuskellLangderTRE]=...
57     langd(orgMutEN, orgMinEN, orgMutTVA, orgMinTVA, orgMmeTVA, ...
58     orgMutTRE, orgMinTRE, orgMmeTRE);
59 [antmuskellLangderEN ,antmuskellLangderTVA ,antmuskellLangderTRE]=...
60     langd(antMutEN, antMinEN, antMutTVA, antMinTVA, antMmeTVA, ...
61     antMutTRE, antMinTRE, antMmeTRE);
62 [infmuskellLangderEN ,infmuskellLangderTVA ,infmuskellLangderTRE]=...
63     langd(infMutEN, infMinEN, infMutTVA, infMinTVA, infMmeTVA, ...
64     infMutTRE, infMinTRE, infMmeTRE);
65 [latmuskellLangderEN ,latmuskellLangderTVA ,latmuskellLangderTRE]=...
66     langd(latMutEN, latMinEN, latMutTVA, latMinTVA, latMmeTVA, ...
67     latMutTRE, latMinTRE, latMmeTRE);
68 [medmuskellLangderEN ,medmuskellLangderTVA ,medmuskellLangderTRE]=...
69     langd(medMutEN, medMinEN, medMutTVA, medMinTVA, medMmeTVA, ...
70     medMutTRE, medMinTRE, medMmeTRE);
71 [postmuskellLangderEN ,postmuskellLangderTVA ,postmuskellLangderTRE]=...
72     langd(postMutEN, postMinEN, postMutTVA, postMinTVA, postMmeTVA, ...
73     postMutTRE, postMinTRE, postMmeTRE);
74 [supmuskellLangderEN ,supmuskellLangderTVA ,supmuskellLangderTRE]=...
75     langd(supMutEN, supMinEN, supMutTVA, supMinTVA, supMmeTVA, ...
76     supMutTRE, supMinTRE, supMmeTRE);
77 [MedInfAntmuskellLangderEN ,MedInfAntmuskellLangderTVA ,...
```

```

78     MedInfAntmuskellangderTRE]=langd(MedInfAntMutEN, MedInfAntMinEN,...
79     MedInfAntMutTVA, MedInfAntMinTVA, MedInfAntMmeTVA,...
80     MedInfAntMutTRE, MedInfAntMinTRE, MedInfAntMmeTRE);
81 [LatSupPostmuskellangderEN ,LatSupPostmuskellangderTVA ,...
82     LatSupPostmuskellangderTRE]=langd(LatSupPostMutEN, LatSupPostMinEN,...
83     LatSupPostMutTVA, LatSupPostMinTVA, LatSupPostMmeTVA,...
84     LatSupPostMutTRE, LatSupPostMinTRE, LatSupPostMmeTRE);
85
86 %% KraftF
87 % Beraknar den pasciva karafterna i varje muskel efter forflyttning.
88 [antFEN,antFTVA,antFTRE,antLangddeltaEN,antLangddeltaTVA,...
89     antLangddeltaTRE]=KraftF(antmuskellangderEN ,antmuskellangderTVA...
90     ,antmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN ,orgmuskellangderTVA...
91     ,orgmuskellangderTRE,E);
92 [latFEN,latFTVA,latFTRE]=KraftF(latmuskellangderEN ,latmuskellangderTVA...
93     ,latmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN ,orgmuskellangderTVA...
94     ,orgmuskellangderTRE,E);
95 [infFEN,infFTVA,infFTRE]=KraftF(infmuskellangderEN ,infmuskellangderTVA...
96     ,infmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN ,orgmuskellangderTVA...
97     ,orgmuskellangderTRE,E);
98 [medFEN,medFTVA,medFTRE]=KraftF(medmuskellangderEN ,medmuskellangderTVA...
99     ,medmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN ,orgmuskellangderTVA...
100     ,orgmuskellangderTRE,E);
101 [postFEN,postFTVA,postFTRE]=KraftF(postmuskellangderEN...
102     ,postmuskellangderTVA ,postmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN...
103     ,orgmuskellangderTVA ,orgmuskellangderTRE,E);
104 [supFEN,supFTVA,supFTRE]=KraftF(supmuskellangderEN ,supmuskellangderTVA...
105     ,supmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN ,orgmuskellangderTVA...
106     ,orgmuskellangderTRE,E);
107 [MedInfAntFEN,MedInfAntFTVA,MedInfAntFTRE]=KraftF(...
108     MedInfAntmuskellangderEN,MedInfAntmuskellangderTVA ,...
109     MedInfAntmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN,orgmuskellangderTVA,...
110     orgmuskellangderTRE,E);
111 [LatSupPostFEN,LatSupPostFTVA,LatSupPostFTRE]=KraftF(...
112     LatSupPostmuskellangderEN ,LatSupPostmuskellangderTVA...
113     ,LatSupPostmuskellangderTRE,orgmuskellangderEN ,orgmuskellangderTVA...
114     ,orgmuskellangderTRE,E);
115
116 %% Moment
117 [antMoment,antF_vektor,antmomentFlex,antmomentExt,antmomentAbd,...
118     antmomentAdd,antmomentLat,antmomentMed]=moment(antMutEN, antMinEN,...
119     antMutTVA,antMinTVA,antMmeTVA, antMutTRE, antMinTRE, antMmeTRE,...
120     antrorelseCentrum, antFEN,antFTVA,antFTRE);
121 [latMoment,latF_vektor,latmomentFlex,latmomentExt,latmomentAbd,...
122     latmomentAdd,latmomentLat,latmomentMed]=moment(latMutEN, latMinEN,...
123     latMutTVA, latMinTVA, latMmeTVA, latMutTRE,latMinTRE, latMmeTRE,...
124     latrorelseCentrum,latFEN,latFTVA,latFTRE);
125 [infMoment,infF_vektor,infmomentFlex,infmomentExt,infmomentAbd,...
126     infmomentAdd,infmomentLat,infmomentMed]=moment(infMutEN, infMinEN,...
127     infMutTVA,infMinTVA, infMmeTVA, infMutTRE,infMinTRE, infMmeTRE,...
128     infrorelseCentrum,infFEN,infFTVA,infFTRE);
129 [medMoment,medF_vektor,medmomentFlex,medmomentExt,medmomentAbd,...
130     medmomentAdd,medmomentLat,medmomentMed]=moment(medMutEN, medMinEN,...
131     medMutTVA,medMinTVA, medMmeTVA, medMutTRE,medMinTRE, medMmeTRE,...
132     medrorelseCentrum,medFEN,medFTVA,medFTRE);
133 [postMoment,postF_vektor,postmomentFlex,postmomentExt,postmomentAbd,...

```

A. Appendix

```
134     postmomentAdd,postmomentLat,postmomentMed]=moment (postMutEN,...
135 postMinEN, postMutTVA,postMinTVA, postMmeTVA,postMutTRE, postMinTRE,...
136 postMmeTRE,postrorelseCentrum,postFEN,postFTVA,postFTRE);
137 [supMoment,supF_vektor,supmomentFlex,supmomentExt,supmomentAbd,...
138     supmomentAdd,supmomentLat,supmomentMed]=moment (supMutEN, supMinEN,...
139 supMutTVA,supMinTVA, supMmeTVA, supMutTRE,supMinTRE, supMmeTRE,...
140 suprorelseCentrum,supFEN,supFTVA,supFTRE);
141 [MedInfAntMoment,MedInfAntF_vektor,medinfantmomentFlex,...
142     medinfantmomentExt,medinfantmomentAbd,medinfantmomentAdd,...
143     medinfantmomentLat,medinfantmomentMed]=moment (MedInfAntMutEN, ...
144     MedInfAntMinEN,MedInfAntMutTVA,MedInfAntMinTVA, MedInfAntMmeTVA,...
145     MedInfAntMutTRE,MedInfAntMinTRE, MedInfAntMmeTRE,...
146     MedInfAntrorelseCentrum,MedInfAntFEN,MedInfAntFTVA,MedInfAntFTRE);
147 [LatSupPostMoment,LatSupPostF_vektor,latsuppostmomentFlex,...
148     latsuppostmomentExt,latsuppostmomentAbd,latsuppostmomentAdd,...
149 latsuppostmomentLat,latsuppostmomentMed]=moment (LatSupPostMutEN,...
150     LatSupPostMinEN, LatSupPostMutTVA,LatSupPostMinTVA,LatSupPostMmeTVA,...
151     LatSupPostMutTRE,LatSupPostMinTRE, LatSupPostMmeTRE,...
152     LatSupPostrorelseCentrum,LatSupPostFEN,LatSupPostFTVA,LatSupPostFTRE);
153
154 %% Jointreact
155 [antR]=jointreact (antF_vektor,m,g);
156 [latR]=jointreact (latF_vektor,m,g);
157 [infR]=jointreact (infF_vektor,m,g);
158 [medR]=jointreact (medF_vektor,m,g);
159 [postR]=jointreact (postF_vektor,m,g);
160 [supR]=jointreact (supF_vektor,m,g);
161 [MedInfAntR]=jointreact (MedInfAntF_vektor,m,g);
162 [LatSupPostR]=jointreact (LatSupPostF_vektor,m,g);
163
164 %% Plottar Jointreaction
165 orgR=(m*g/2);
166 figure(1)
167 RBar=[latR;medR;infR;supR;antR;postR;MedInfAntR;LatSupPostR];
168 bar (RBar)
169 hold on
170 plot ([orgR;orgR;orgR;orgR;orgR;orgR;orgR;orgR],'-')
171 legend('Orginal')
172 xlabel('Forflytningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')
173 ylabel('Reaktionskraft forandringen pa hoftleden [N]',...
174     'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold' )
175 title('Jointreaction', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')
176 ax=gca;
177 set (ax,'XTicklabel',{ 'Lateral','Medial','Inferior','Superior',...
178     'Anterior','Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
179     'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);
180
181 %% Plottar Moment
182 figure(2)
183 XBar=[latMoment (1,1),medMoment (1,1),...
184     infMoment (1,1),supMoment (1,1), ...
185     antMoment (1,1), postMoment (1,1),...
186     MedInfAntMoment (1,1),LatSupPostMoment (1,1)];
187 bar (XBar)
188 xlabel('Forflyttningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')
189 ylabel(' [Nm]', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold' )
```

```

190 title('Moment runt lateral-medial-axlar', 'FontSize', 16,...
191       'Fontweight','Bold')
192 ax=gca;
193 set(ax,'XTicklabel',{'Lateral','Medial','Inferior','Superior',...
194       'Anterior','Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
195       'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);
196
197 figure(3)
198 YBar=[latMoment(1,2),medMoment(1,2),infMoment(1,2),supMoment(1,2),...
199       antMoment(1,2),postMoment(1,2),MedInfAntMoment(1,2),...
200       LatSupPostMoment(1,2)];
201 bar(YBar)
202 xlabel('Forflyttningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')
203 ylabel('[Nm]', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold' )
204 title('Moment runt inferior-superior-axlar', 'FontSize', 16,...
205       'Fontweight','Bold')
206 ax=gca;
207 set(ax,'XTicklabel',{'Lateral','Medial','Inferior','Superior',...
208       'Anterior','Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
209       'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);
210
211 figure(4)
212 ZBar=[latMoment(1,3),medMoment(1,3),infMoment(1,3),supMoment(1,3),...
213       antMoment(1,3),postMoment(1,3),MedInfAntMoment(1,3),...
214       LatSupPostMoment(1,3)];
215 bar(ZBar)
216 xlabel('Forflyttningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')
217 ylabel('[Nm]', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold' )
218 title('Moment runt anterior-posterior-axlar', 'FontSize', 16,...
219       'Fontweight','Bold')
220 ax=gca;
221 set(ax,'XTicklabel',{'Lateral','Medial','Inferior','Superior',...
222       'Anterior','Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
223       'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);
224
225 figure(5)
226 XdelBar=[latmomentExt(1,1)+latmomentFlex(1,1),latmomentLat(1,1)+...
227          latmomentMed(1,1),latmomentAbd(1,1)+latmomentAdd(1,1);
228 medmomentExt(1,1)+medmomentFlex(1,1),medmomentLat(1,1)+...
229          medmomentMed(1,1),medmomentAbd(1,1)+medmomentAdd(1,1);
230 infmomentExt(1,1)+infmomentFlex(1,1),infmomentLat(1,1)+...
231          infmomentMed(1,1),infmomentAbd(1,1)+infmomentAdd(1,1);
232 supmomentExt(1,1)+supmomentFlex(1,1),supmomentLat(1,1)+...
233          supmomentMed(1,1),supmomentAbd(1,1)+supmomentAdd(1,1);
234 antmomentExt(1,1)+antmomentFlex(1,1),antmomentLat(1,1)+...
235          antmomentMed(1,1), antmomentAbd(1,1)+antmomentAdd(1,1);
236 postmomentExt(1,1)+postmomentFlex(1,1),postmomentLat(1,1)+...
237          postmomentMed(1,1),postmomentAbd(1,1)+postmomentAdd(1,1);
238 medinfantmomentFlex(1,1)+medinfantmomentExt(1,1),...
239          medinfantmomentAbd(1,1)+medinfantmomentAdd(1,1),...
240          medinfantmomentLat(1,1)+medinfantmomentMed(1,1);
241 latsuppostmomentFlex(1,1)+latsuppostmomentExt(1,1),...
242          latsuppostmomentAbd(1,1)+latsuppostmomentAdd(1,1),...
243          latsuppostmomentLat(1,1)+latsuppostmomentMed(1,1)];
244 bar(XdelBar)
245 xlabel('Forflyttningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')

```

```

246 ylabel('[Nm]', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold' )
247 title('Moment runt lateral-medial-axlar', 'FontSize', 16,...
248       'Fontweight','Bold')
249 legend('Extension och Flexion', 'Lateral-och Medial rotation',...
250       'Abduktion och Adduktion')
251 ax=gca;
252 set(ax,'XTicklabel',{ 'Lateral','Medial','Inferior','Superior',...
253       'Anterior','Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
254       'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);
255
256 figure(6)
257 YdelBar=[latmomentExt(1,2)+latmomentFlex(1,2),latmomentLat(1,2)+...
258         latmomentMed(1,2),latmomentAbd(1,2)+latmomentAdd(1,2);
259 medmomentExt(1,2)+medmomentFlex(1,2),medmomentLat(1,2)+...
260         medmomentMed(1,2),medmomentAbd(1,2)+medmomentAdd(1,2);
261 infmomentExt(1,2)+infmomentFlex(1,2),infmomentLat(1,2)+...
262         infmomentMed(1,2),infmomentAbd(1,2)+infmomentAdd(1,2);
263 supmomentExt(1,2)+supmomentFlex(1,2),supmomentLat(1,2)+...
264         supmomentMed(1,2),supmomentAbd(1,2)+supmomentAdd(1,2);
265 antmomentExt(1,2)+antmomentFlex(1,2),antmomentLat(1,2)+...
266         antmomentMed(1,2), antmomentAbd(1,2)+antmomentAdd(1,2);
267 postmomentExt(1,2)+postmomentFlex(1,2),postmomentLat(1,2)+...
268         postmomentMed(1,2),postmomentAbd(1,2)+postmomentAdd(1,2);
269 medinfantmomentFlex(1,2)+medinfantmomentExt(1,2),...
270         medinfantmomentAbd(1,2)+medinfantmomentAdd(1,2),...
271         medinfantmomentLat(1,2)+medinfantmomentMed(1,2);
272 latsuppostmomentFlex(1,2)+latsuppostmomentExt(1,2),...
273         latsuppostmomentAbd(1,2)+latsuppostmomentAdd(1,2),...
274         latsuppostmomentLat(1,2)+latsuppostmomentMed(1,2)];
275 bar(YdelBar)
276 xlabel('Forflyttningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold')
277 ylabel('[Nm]', 'FontSize', 16, 'Fontweight','Bold' )
278 title('Moment runt inferior-superior-axlar', 'FontSize', 16,...
279       'Fontweight','Bold')
280 legend('Extension och Flexion', 'Lateral-och Medial rotation',...
281       'Abduktion och Adduktion')
282 ax=gca;
283 set(ax,'XTicklabel',{ 'Lateral','Medial','Inferior','Superior',...
284       'Anterior','Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
285       'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);
286 figure(7)
287 ZdelBar=[latmomentExt(1,3)+latmomentFlex(1,3),latmomentLat(1,3)+...
288         latmomentMed(1,3),latmomentAbd(1,3)+latmomentAdd(1,3);
289 medmomentExt(1,3)+medmomentFlex(1,3),medmomentLat(1,3)+...
290         medmomentMed(1,3),medmomentAbd(1,3)+medmomentAdd(1,3);
291 infmomentExt(1,3)+infmomentFlex(1,3),infmomentLat(1,3)+...
292         infmomentMed(1,3),infmomentAbd(1,3)+infmomentAdd(1,3);
293 supmomentExt(1,3)+supmomentFlex(1,3),supmomentLat(1,3)+...
294         supmomentMed(1,3),supmomentAbd(1,3)+supmomentAdd(1,3);
295 antmomentExt(1,3)+antmomentFlex(1,3),antmomentLat(1,3)+...
296         antmomentMed(1,3), antmomentAbd(1,3)+antmomentAdd(1,3);
297 postmomentExt(1,3)+postmomentFlex(1,3),postmomentLat(1,3)+...
298         postmomentMed(1,3),postmomentAbd(1,3)+postmomentAdd(1,3);
299 medinfantmomentFlex(1,3)+medinfantmomentExt(1,3),...
300         medinfantmomentAbd(1,3)+medinfantmomentAdd(1,3),...
301         medinfantmomentLat(1,3)+medinfantmomentMed(1,3);

```

```

302 latsuppostmomentFlex(1,3)+latsuppostmomentExt(1,3),...
303     latsuppostmomentAbd(1,3)+latsuppostmomentAdd(1,3),...
304     latsuppostmomentLat(1,3)+latsuppostmomentMed(1,3)];
305 bar(ZdelBar)
306 xlabel('Forflyttningarna av femur', 'FontSize', 16, 'Fontweight', 'Bold')
307 ylabel('[Nm]', 'FontSize', 16, 'Fontweight', 'Bold' )
308 title('Moment runt anterior-posterior-axlar', 'FontSize', 16,...
309       'Fontweight', 'Bold')
310 legend('Extension och Flexion', 'Lateral-och Medial rotation',...
311       'Abduktion och Adduktion')
312 ax=gca;
313 set(ax, 'XTicklabel', {'Lateral', 'Medial', 'Inferior', 'Superior',...
314       'Anterior', 'Posterior', 'Med-Inf-Ant',...
315       'Lat-Sup-Post'}, 'FontSize', 14);

```

A.5.2 Sortering av data

```

1  % Denna fill ar till for att sortera xel fillerna som kommer fran CAD
2  function [MutEN, MinEN, MutTVA, MinTVA, MmeTVA, MutTRE, MinTRE,...
3      MmeTRE, rorelseCentrum] = readData(M,x,y,z,fy)
4
5  % Gor om till vektormatris med olika riktningar, [x,y,z]
6  M1(:, :) = [M(1:127), M(128:254), M(255:381)];
7
8  % Ta ut rorelsecentrum
9  rorelseCentrum = M1(1,:); % Alltid samma pa rorelsecentrum
10
11 % ta bort rorelsecentrum fran M1
12 M1(1,:) = [];
13
14 % Dela upp Matrisen beroende av In-faste, Ut-faste och Mellanpunkt
15 Mut=M1([1:60],:);
16 Min=M1([61:118],:);
17 Mme=M1([119:130],:);
18
19 for i=1:length(Min) %Forflyttningen av hoften, beroende av olika rorelser
20 if x==1
21 elseif x==2 %Med
22     rorelseCentrum=rorelseCentrum+fy;
23     Min(i,1)=Min(i,1)+fy;
24 elseif x==3 %Lat
25     rorelseCentrum=rorelseCentrum-fy;
26     Min(i,1)=Min(i,1)-fy;
27 end
28 end
29
30 for i=1:length(Min) %Forflyttningen av hoften, beroende av olika rorelser
31 if y==1
32 elseif y==2 %Inf
33     Min(i,2)=Min(i,2)+fy;
34 elseif y==3 %Sup
35     Min(i,2)=Min(i,2)-fy;
36 end

```



```
37 end
38
39 for i=1:length(Min) %Forflyttningen av hoften, beroende av olika rorelser
40 if z==1
41 elseif z==2 %Ant
42     Min(i,3)=Min(i,3)+fy;
43 elseif z==3 %Post
44     Min(i,3)=Min(i,3)-fy;
45 end
46 end
47 %Delar upp till 3 olika slags muskler enligt CATIA
48 MutEN=Mut([1:18,29:52,57:60],:); % 1. De muskler som endast har ut
49 MinEN=Min([1:18,29:52,55:56,58:59],:); % samt infastnings punkt
50
51 MutTVA=Mut([24:28,19:23,56],:); % 2. Tva muskler, Har en utfastning
52 MinTVA=Min([24:28,19:23,54],:); % -infastningspunkt,
53 MmeTVA=Mme([1:10,12],:); % samt en mellanliggande punkt
54
55 MutTRE=Mut([53:55],:); % 3. Muskler som har en infastning och en
56 MinTRE=Min([53],:); % mellanliggandepunkt men olika utfastningspunkter
57 MmeTRE=Mme([11],:);
58 end
```

A.5.3 Beräkningen av muskellängder

```
1 % Muskellängderna
2 function [muskellangderEN ,muskellangderTVA ,muskellangderTRE]=...
3     langd(MutEN, MinEN, MutTVA, MinTVA, MmeTVA, MutTRE, MinTRE, MmeTRE)
4
5     muskellangderEN = zeros(length(MutEN),1);
6     muskellangderTVA = zeros(length(MutTVA),1);
7     muskellangderTRE = zeros(length(MutTRE),1);
8
9 % Musklelängderna beräknas med normering.
10 % Dessa muskler har ingen mittpunkt.
11 for i = 1:length(MinEN)
12     muskellangderEN(i,1) = norm((MinEN(i,:) -MutEN(i,:))) ;
13 end
14
15 % Dessa muskler har lika infastningar, mittpunkter och utfastningar.
16 for p = 1:length(MinTVA)
17     muskellangderTVA(p,1) = norm((MinTVA(p,:) -MmeTVA(p,:)));
18     muskellangderTVA(p+11,1) = norm((MmeTVA(p,:) -MutTVA(p,:)));
19 end
20
21 % Speciall muskel med en infastning, en mittpunkt och tre utfastningar.
22 muskellangderTRE2 = norm((MinTRE(1,:) -MmeTRE(1,:)));
23 for k = 1:length(MutTRE)
24     muskellangderTRE(k,1) = muskellangderTRE2 + norm((MmeTRE(1,:) -MutTRE(k,:)));
25 end
26 end
```

A.5.4 Beräkningen av krafter

```

1 % Kraften for det olika muskelerna
2 function [FEN,FTVA,FTRE,LangddeltaEN,LangddeltaTVA,LangddeltaTRE]=...
3     KraftF(LangderEN ,LangderTVA ,LangderTRE,orgLangderEN ,...
4     orgLangderTVA ,orgLangderTRE,E)
5
6 LangddeltaEN = LangderEN-orgLangderEN;
7 LangddeltaTVA = LangderTVA-orgLangderTVA;
8 LangddeltaTRE = LangderTRE-orgLangderTRE;
9
10 for i=1:length(LangddeltaEN)
11 if LangddeltaEN(i,1)<0
12     LangddeltaEN(i,1)=0;
13 end
14 end
15
16 for i=1:length(LangddeltaTVA)
17 if LangddeltaTVA(i,1)<0
18     LangddeltaTVA(i,1)=0;
19 end
20 end
21
22 for i=1:length(LangddeltaTRE)
23 if LangddeltaTRE(i,1)<0
24     LangddeltaTRE(i,1)=0;
25 end
26 end
27
28 PCSAEN=xlsread('PCSAEN.xlsx'); % PCSA (area) for alla muskler
29 PCSATVA=xlsread('PCSATVA.xlsx');
30 PCSATRE=xlsread('PCSATRE.xlsx');
31
32 FEN=zeros(length(PCSAEN),1);
33 FTVA=zeros(length(PCSATVA),1);
34 FTRE=zeros(length(PCSATRE),1);
35
36 % Kraft beranigar utifran PCSA
37 for i= 1:length(PCSAEN)
38 FEN(i,1)=(LangddeltaEN(i,1)*E*PCSAEN(i))/orgLangderEN(i,1);
39 end
40
41 for p= 1:length(PCSATVA)
42 FTVA(p,1)=(LangddeltaTVA(p,1)*E*PCSATVA(p,1))/orgLangderTVA(p,1);
43 end
44
45 for k= 1:length(PCSATRE)
46 FTRE(k,1)=(LangddeltaTRE(k,1)*E*PCSATRE(k,1))/orgLangderTRE(k,1);
47 end
48 end

```

A.5.5 Beräkningen av krafterreultanten

```
1 function [R]=jointreact(F_vektor,m,g)
2 % Raknar ut Joint reaction force.
3 Fx=sum(F_vektor(1,:));
4 Fy=sum(F_vektor(2,:));
5 Fz=sum(F_vektor(3,:));
6
7 % Staler upp en karft balans.
8 Rx=-Fx;
9 Ry=(m*g)/2-Fy;
10 Rz=-Fz;
11
12 %Kraft resultanten pa rorelsecentrum.
13 R=sqrt(Rx^2+Ry^2+Rz^2);
14 end
```

A.5.6 Beräkningen av momentet

```
1 % Moment for det olika muskleggrupperna
2 function [moment,F_vektor,momentFlex,momentExt,momentAbd,momentAdd,...
3 momentLat,momentMed]=moment(MutEN, MinEN, MutTVA, MinTVA, MmeTVA,...
4 MutTRE,MinTRE, MmeTRE, rorelseCentrum, FEN,FTVA,FTRE)
5
6 % Forbreder nollmatriser
7 F_vektorEN = zeros(46,3);
8 lagesvektorEN=zeros(46,3);
9 momentEN2=zeros(46,3);
10 momentEN=zeros(18,3);
11
12 % F_vektor ar rikning ganger karften fran den delan av musklen.
13 for j = 1:length(MutEN)
14     F_vektorEN(j,:) = (MinEN(j,:) - MutEN(j,:))/....
15         norm(MinEN(j,:) - MutEN(j,:))*FEN(j);
16     lagesvektorEN(j,:) = MinEN(j,:) - rorelseCentrum;
17     momentEN2(j,:) = cross(lagesvektorEN(j,:), F_vektorEN(j,:));
18 end
19 % Musklerna ar uppdelade i bitar for att samman stalla som summeras
20 % momentbidragen samman.
21
22 % % Gluteus maximus
23 momentEN(1,:)=momentEN2(1,:)+momentEN2(2,:)+momentEN2(3,:)+momentEN2(4,:);
24 % % Semitendinosus
25 momentEN(2,:)=momentEN2(5,:);
26 % % Semimembranosus
27 momentEN(3,:)=momentEN2(6,:);
28 % % Gluteus medius
29 momentEN(4,:)=momentEN2(7,:)+momentEN2(8,:)+momentEN2(9,:)+...
30     momentEN2(10,:)+momentEN2(11,:);
31 % % Rectus femoris
32 momentEN(5,:)=momentEN2(12,:)+momentEN2(13,:);
33 % % Biceps femoris
34 momentEN(6,:)=momentEN2(14,:)+momentEN2(15,:);
35 % % Gluteus minimus
36 momentEN(7,:)=momentEN2(16,:)+momentEN2(17,:)+momentEN2(18,:);
```

```

37 % % Pectineus
38 momentEN(8,:) = momentEN2(19,:) + momentEN2(20,:);
39 % % Adductor longus
40 momentEN(9,:) = momentEN2(21,:) + momentEN2(22,:) + momentEN2(23,:);
41 % % Adductor brevis
42 momentEN(10,:) = momentEN2(24,:) + momentEN2(25,:) + momentEN2(26,:) + ...
43     momentEN2(27,:);
44 % % Gracilis
45 momentEN(11,:) = momentEN2(28,:);
46 % % Adductor magnus
47 momentEN(12,:) = momentEN2(29,:) + momentEN2(30,:) + momentEN2(31,:) + ...
48     momentEN2(32,:) + momentEN2(33,:);
49 % % Piriformis
50 momentEN(13,:) = momentEN2(34,:) + momentEN2(35,:) + momentEN2(36,:);
51 % % Superior gemellus
52 momentEN(14,:) = momentEN2(37,:);
53 % % Inferior gemellus
54 momentEN(15,:) = momentEN2(38,:) + momentEN2(39,:) + momentEN2(40,:) + ...
55     momentEN2(41,:);
56 % % sartorius
57 momentEN(16,:) = momentEN2(42,:);
58 % % Tensor fasciae latae
59 momentEN(17,:) = momentEN2(43,:) + momentEN2(44,:);
60 % % Quadratus femoris
61 momentEN(18,:) = momentEN2(45,:) + momentEN2(46,:);
62
63 F_vektorTVA = zeros(10,3);
64 lagesvektorTVA = zeros(10,3);
65 momentTVA2 = zeros(8,3);
66 momentTVA = zeros(3,3);
67
68 for k=1:11
69     F_vektorTVA(k,:) = (MinTVA(k,:) - MmeTVA(k,:)) / ...
70         norm(MinTVA(k,:) - MmeTVA(k,:)) * FTVA(k);
71     lagesvektorTVA(k,:) = MinTVA(k,:) - rorelseCentrum;
72     momentTVA2(k,:) = cross(lagesvektorTVA(k,:), F_vektorTVA(k,:));
73 end
74
75 for t=12:22
76     F_vektorTVA(t,:) = ((MmeTVA(t-11,:) - MutTVA(t-11,:)) / ...
77         norm(MmeTVA(t-11,:) - MutTVA(t-11,:))) * FTVA(t);
78     lagesvektorTVA(t,:) = MmeTVA(t-11,:) - rorelseCentrum;
79     momentTVA2(t,:) = cross(lagesvektorTVA(t,:), F_vektorTVA(t,:));
80 end
81 % % Iliacus
82 momentTVA(1,:) = momentTVA2(1,:) + momentTVA2(2,:) + momentTVA2(3,:) + ...
83     momentTVA2(4,:) + momentTVA2(5,:) + momentTVA2(11,:) + momentTVA2(12,:) + ...
84     momentTVA2(13,:) + momentTVA2(14,:) + momentTVA2(15,:);
85 % % Psoas major
86 momentTVA(2,:) = momentTVA2(6,:) + momentTVA2(7,:) + momentTVA2(8,:) + ...
87     momentTVA2(9,:) + momentTVA2(10,:) + momentTVA2(16,:) + momentTVA2(17,:) + ...
88     momentTVA2(18,:) + momentTVA2(19,:) + momentTVA2(20,:);
89 % % Oberator externus
90 momentTVA(3,:) = momentTVA2(11,:) + momentTVA2(22,:);
91
92 F_vektorTRE = zeros(4,3);

```

```
93 lagesvektorTRE=zeros(4,3);
94 momentTRE2=zeros(4,3);
95
96 for l=1:3F_vektorTRE(l,:)=((MmeTRE(l,:)-MutTRE(l,:))/...
97     norm(MmeTRE(l,:)-MutTRE(l,:)))*FTRE(l);
98 lagesvektorTRE(l,:)=(MinTRE(l,:)-rorelseCentrum);
99 momentTRE2(l,:)=cross(lagesvektorTRE(l,:),F_vektorTRE(l,:));
100 end
101 % % Oburator internus
102 momentTRE(1,:)=momentTRE2(1,:)+momentTRE2(2,:)+momentTRE2(3,:);
103
104 % Olika muskler bidrar till moment och krafterna.
105 moment=sum(momentEN)+sum(momentTVA)+momentTRE;
106
107 momentFlex= sum(momentTVA([2,1],:))+sum(momentEN([5,16],:));
108 momentExt= sum(momentEN([1,6,2,3],:));
109 momentAbd = sum(momentEN([1,4,17,7],:));
110 momentAdd = sum(momentEN([8,9,10,11,12],:));
111 momentLat = sum(momentEN([1,4,13,14,15,18],:))+momentTRE(1,:)+...
112     (momentTVA(3,:));
113 momentMed = sum(momentEN([4,7,17],:));
114 F_vektor=[F_vektorEN;F_vektorTVA;F_vektorTRE];
115 end
```