

Aus der Klinik für Orthopädie  
der Medizinischen Fakultät Charité- Universitätsmedizin Berlin

## DISSERTATION

Quantitative Analyse des Zusammenhangs vom Gluteus medius-  
Volumen und der Hüftgeometrie

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der medizinischen Fakultät  
Charité- Universitätsmedizin Berlin

von

Katrin Schmorl

aus Freital

Datum der Promotion: 05.06.2016



# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b>	<b>5</b>
<b>Abstract</b>	<b>6</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>7</b>
1.1 Gluteus medius- Anatomie und Funktion	7
1.2 Zusammenhang zwischen Muskelvolumen und Kraft	9
1.3 Einfluss des Gluteus medius auf die Hüftfunktion und das Gehen	11
1.4 Hüftgeometrie und Hebelarme	14
1.5 Arbeitshypothese	16
1.6 Studienziel	16
<b>2. Methoden und Materialien</b>	<b>17</b>
2.1 Studiendesign	17
2.2 Methodik der Datenerfassung	17
2.3 Aufnahmetechnik der Computertomographie (CT) - Bilder	18
2.4 Analyse der CT- Bilder	18
2.4.1 Muskelvermessung	19
2.4.2 Knochenvermessung	21
2.5 Statistische Auswertungen	23
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>24</b>
3.1 Demographie	24
3.2 Messergebnisse der Muskelvolumenberechnung und Hüftgeometrie	27
3.3 Analyseergebnisse der ermittelten Hüftgeometriedaten und demographischen Gegebenheiten hinsichtlich des Gluteus medius Volumen (GMV)	29

<b>4. Diskussion</b>	<b>31</b>
4.1 Muskelvolumen	34
4.2 Hüftgelenksgeometrie	35
4.3 Beziehungen zwischen Muskelvolumen und Hüftgelenksgeometrie	36
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>37</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>39</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>40</b>
<b>Anhang</b>	<b>44</b>
Eidesstattliche Versicherung	44
Lebenslauf	45
Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen	48
Danksagung	49

## **Zusammenfassung**

Das Volumen des Gluteus medius (GMV) steht in engem Zusammenhang mit der Hüftgelenksfunktion. Eine definierte Beziehung zwischen Gelenkgeometrie und dem GMV würden eine Berechnung des individuellen GMV zulassen. Referenzwerte kann man zur Bestimmung individueller Rehabilitationsziele nach einer Hüfttotalendoprothese (Hüft-TEP) nutzen.

Das Studienziel war es den Zusammenhang zwischen der Hüftgelenksgeometrie und dem GMV zu untersuchen.

Es wurden 102 (50 Frauen, 52 Männer, Alter: 58,53 (18-86)) Becken-CTs analysiert um das femorale Offset (FO), den Körpergewichtshebelarm (BWLA) und das GMV zu bestimmen. Die Zusammenhänge zwischen den demographischen Daten, dem FO und GMV wurden mit Hilfe von Korrelations- und Regressionsanalysen ausgewertet.

Das durchschnittliche GMV lag bei  $289 \pm 72 \text{ cm}^3$ , das durchschnittliche FO wurde gemessen bei  $4,14 \pm 0,55 \text{ cm}$ ; der Durchschnittswert des BWLA lag bei  $8,88 \pm 0,4 \text{ cm}$ . Eine Formel um das GMV mit einem Bestimmungskoeffizienten ( $R^2 = 0,681$  ( $p < 0,0001$ )) wurde abgeleitet.

Die abgeleitete Formel erlaubt die Berechnung des individuellen GMV mit guter Genauigkeit ( $R^2 = 0,681$ ). Das so bestimmte GMV kann zur Formulierung individueller Rehabilitationsziele nach der Implantation des künstlichen Hüftgelenkersatzes genutzt werden. Außerdem spricht der gefundene Zusammenhang für eine gemeinsame Entwicklung des GMV und FO während des Wachstums und eine kontinuierliche funktionelle Beziehung danach.

## **Abstract**

The volume of the gluteus medius muscle (GMV) has been shown to be closely related to hip joint function. A defined relation between joint geometry and GMV would allow a calculation of the patient specific GMV providing reference values to individually determine the goals for rehabilitation programs after total hip arthroplasty (THA).

The aim of this study was to investigate correlations between hip geometry and GMV. One hundred and two (50 female, 52 male, age: 58.53 (18- 86)) pelvic computed tomography (CT) scans were analyzed to determine femoral offset (FO), body weight lever arm (BWLA) and the GMV. Relationships between demographic data, FO and GMV were analyzed using correlation and regression analysis.

The mean GMV was found to be  $289 \pm 72$  cm, the mean FO measured was  $4.14 \pm 0.55$ cm; and the mean value for BWLA measured was  $8.88 \pm 0.4$ cm. A formula to calculate the GMV with a good coefficient of determination ( $R^2 = 0.681$ ) ( $p < 0.0001$ ) was derived.

In conclusion, the formula obtained predicts individual GMV with good model fit. The calculated volume can be used to individually determine rehabilitation goals after total hip arthroplasty. Moreover, the correlation found could account for a hand in hand development of FO and GMV during growth and a continuous functional relationship thereafter.

## **1. Einleitung**

### **1.1 Gluteus medius - Anatomie und Funktion**

Der Gluteus medius (GM) ist der wichtigste Hüftabduktor (1). Er entspringt hinter der Spina iliaca anterior superior an der Crista iliaca und zieht, ähnlich wie der Gluteus maximus und minimus, zur Spitze des Trochanter major (2). Dort bildet er einen flachen Ansatz (3). Nach Jaegers et al. besteht der GM aus drei Anteilen, einem ventralen, dorsalen und superficialen (3). Diese haben jeweils unterschiedliche Ansätze (3). Der ventrale Part zieht zur ventralen Seite, der dorsale zieht zur dorsalen Seite und der oberflächliche zieht zur lateralen Seite des Trochanter major (3).

Durch die Funktion als Hüftabduktor stabilisiert der Gluteus medius das Becken in der Einbeinstandphase (4). Der Einbeinstand ermöglicht das kontralaterale Bein zu schwingen, während das Körpergewicht vom ipsilateralen Bein getragen wird (4). Der Körperschwerpunkt befindet sich medial der Hüftgelenke, den jeweiligen Drehpunkten (4). Der GM stellt die Gegenkraft dar, die erforderlich ist um das Becken in der Horizontalen zu halten (4). Er greift mit einem dreimal kürzeren Hebelarm am Trochanter major an (4).

Entsprechend einem in der Frontalebene erstellten Modell des Hüftgelenkes beeinflusst das femorale Offset (FO) somit direktproportional den Hebelarm der Abduktorenmuskulatur und das Verhältnis zwischen den Adduktions- und Abduktionsmomenten im Hüftgelenk (5) (Abbildung 1). Das FO ist als rechtwinklige Strecke zwischen dem Hüftkopfbereich und der Femurschaftachse definiert (6). Das FO beeinflusst, gemäß den Hebelgesetzen, die nötigen Kräfte um das Becken in Balance zu halten und somit auch die Effektivität des GM (4).

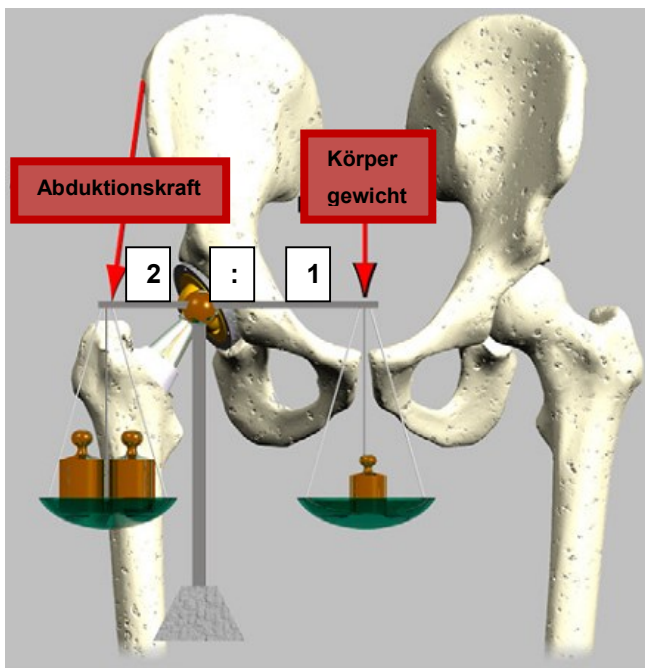


Abbildung 1: Entsprechend einem in der Frontalebene erstellten Modell des Hüftgelenkes beeinflusst das FO direktproportional den Hebelarm der Abduktorenmuskulatur und das Verhältnis zwischen den Adduktions- und Abduktionsmomenten im Hüftgelenk (5)(Abb. (7))

Während des Gehens ist es notwendig, dass jedes Bein einzeln im Stande ist das Körpergewicht für kurze Zeit zu tragen, damit das jeweilige Schwungbein vorgesetzt werden kann (4). Ein Bein versagt deshalb eher im Einbeinstand, als in der Schwungphase (4). Die Kraft vom Standbein muss ebenfalls beim Stufensteigen gewährleistet sein, sonst ist ein normaler alternierender Treppengang nicht möglich (4). Bestehen Muskelinsuffizienzen im Bereich der Glutealmuskulatur wird dies mit dem Voransetzen des gesunden Beines beim Treppenaufsteigen und beim Treppenabsteigen mit dem Voransetzen des schwächeren Beines kompensiert (4).

Klinisch zeigt sich die gluteale Muskelinsuffizienz durch das Trendelenburg- Hinken (4).



Das Trendelenburg-Zeichen und Duchenne- Phänomen erlauben die Prüfung der Hüftstabilität in der Frontalebene (4). Bei einer Hüftmuskelinsuffizienz fällt das Becken auf die Gegenseite ab (4). Das Trendelenburg- Zeichen ist positiv (4). Durch Überneigen des Oberkörpers zur erkrankten Seite und somit der Verlagerung des Schwerpunktes, täuscht der Patient ein negatives Trendelenburg- Zeichen vor (4). Dies bezeichnet man als Duchenne- Phänomen (4). Diese pelvitrochantäre Insuffizienz ist nach Implantation einer Hüft- TEP ein Problem (8).

Es bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede in den Hüftbewegungen und Hüftmuskelaktivitäten (9). So zeigt sich bei Frauen eine größere Aktivität des GM beim Laufen, bei Männern hingegen ist die Aktivität des Gluteus maximus größer (9). Mit Erhöhung der Laufgeschwindigkeit wird die Muskelaktivität des GM bei der Frau gesteigert (9). Beim Mann hingegen bleibt die Aktivität des GM konstant (9). Daraus entstehen andere Trainingseffekte auf den GM, woraus ein unterschiedliches Muskelvolumen resultieren kann (9).

## **1.2 Zusammenhang zwischen Muskelvolumen und Kraft**

Alle Muskeln des Bewegungsapparates bestehen aus quergestreifter Muskulatur, der schnellsten und kraftvollsten Art von Muskelgewebe (2). Die Kraftentwicklung bei maximaler Innervation hängt von seinem physiologischen Querschnitt und vom Fiederungswinkel ab (2). Bei Kontraktion vergrößert sich der Fiederungswinkel, daraus folgt eine Vergrößerung des Abstandes zwischen den Muskelfasern (2). So ist eine bessere Blutversorgung bei Muskularbeit gewährleistet (2). Der physiologische Querschnitt bildet sich aus der Summe der Querschnittflächen aller Muskelfasern (2). Er verläuft quer zur Längsachse jeder einzelnen Muskelfaser (2). Die entwickelte Kraft wird nicht komplett wirksam, da die Fasern und somit die Richtung ihrer Kontraktionskraft zum Teil schräg zur Endsehne verläuft (2). Je größer der Fiederungswinkel, desto geringer ist die entstehende Muskelkraft (2). Andererseits kann im gleichen Muskelvolumen bei größerem Fiederungswinkel eine Mehrzahl von Muskelfasern an einer Sehne inserieren, wodurch der Verlust der Muskelkraft kompensiert wird (2).

Muskeln passen sich funktionellen Anforderungen durch Hypertrophie der Muskelfasern oder durch Faserverkürzung bzw. Atrophie an (2). Durch Krafttraining entwickelt ein

Muskel eine Aktivitätshypertrophie (2). Dabei verdicken sich die Muskelfasern und der Muskel gewinnt folglich an Volumen (2). Zu einer Hypertrophie kommt es auch bei einer isometrischen Kontraktion, bei der sich der Muskel nicht verkürzt (2). Tonson et al. konnten zeigen, dass die maximale isometrische Kraftproportional zur Größe des kontrahierenden Muskels ist (10). Folglich ist der größte Index für die Muskelkraft das Muskelvolumen (10).

Akagi et al. untersuchten den Zusammenhang zwischen Muskelkraft und – volumen zusätzlich unter Berücksichtigung des Alters (11). Es zeigte sich, dass das Verhältnis von Muskelvolumen zur Kraft altersunabhängig ist (11). Diese Erkenntnis impliziert, dass der altersbezogene Kraftverlust auf den Rückgang des Muskelvolumens beruht (11). Somit korreliert die Muskelkraft mit dem Muskelvolumen ( $R^2 = 0,90$ ) (10). Dieser Zusammenhang impliziert, dass das individuelle Volumen der Abduktoren auf die Abduktionskraft schließen lässt.

Während des Wachstums zeigt sich eine zusammenhängende Zunahme der Muskelkraft und des Muskelvolumens (10).

Bei Patienten mit Koxarthrose zeigt sich ein Muskeldefizit in den Querschnittflächen auf der erkrankten Seite im Vergleich zur gesunden, insbesondere bei den Hüftabduktoren und Hüftadduktoren, wie der Glutealmuskulatur und den Musculi adductores longus, brevis et magnus (12). Sie haben eine, im Vergleich zum Gesunden, reduzierte isometrische und isokinetische Abduktions- und Adduktionskraft als bei gesunden Patienten (12). Daraus resultiert eine signifikante Korrelation zwischen der Hüftmuskelkraft und den Querschnittflächen der glutealen Muskulatur (12).

Wie auch Tonson et al. und Akagi et al. fanden Arokoski et al. heraus, dass die Muskelatrophie unabhängig vom Alter ist und durch verminderte Muskelaktivität zustande kommt (10) (11) (12). In dieser Studie wird außerdem deutlich, dass es zur Kraftminderung der Hüftmuskulatur auch ohne Schmerzen im Hüftgelenk kam (12). So ist es möglich die Muskelkraft als diagnostischen Indikator anstatt der subjektiven und unspezifischen Schmerzangabe zu nutzen (12). Im Gesamtbild der Koxarthrose sorgen die Muskelvolumenabnahme und Schmerzen für den Kraftverlust (12).

### 1.3 Einfluss des Gluteus medius auf die Hüftfunktion und das Gehen

Der Gluteus medius ist als wichtigster Hüftabduktor (1) essentiell für das Gehen und eine uneingeschränkte Hüftfunktion (4). Diese anatomische Zusammenarbeit ist beim Vorhandensein einer Koxarthrose gestört (12). Um dies zu beheben ist der Hüftgelenksersatz die erfolgreichste orthopädischen Operationen bei Patienten mit Koxarthrose (7). Sie lindert den Schmerz und sorgt für ein Wiedererlangen der Hüftfunktion (7). Nach solch einer Operation ist es das Ziel, dass die Patienten eine hilfsmittelfreie Mobilität erreichen (7). Es ist anzunehmen, dass die Gesamtzahl der Endoprothesenoperationen zunehmen wird, da die Bevölkerung weiterhin älter wird und somit sich der Bedarf einer endoprothetischen Versorgung voraussichtlich erhöhen wird (13). Zusätzlich wird die Prothetik stetig weiterentwickelt und mehr Patienten mit Koxarthrose entscheiden sich für eine operative Versorgung (13).

Im Besonderen ist dabei die Rekonstruktion der Gelenkgeometrie zu berücksichtigen um das Muskelgleichgewicht und die Stabilität im Hüftgelenk zu erhalten (14) (15). Die Schonung der hüftumgreifenden Muskulatur ist wesentlich für die postoperative Funktion des Hüftgelenkes (14) (16). Außerdem müssen mögliche Revisionseingriffe berücksichtigt werden (1).

Bei der Implantation einer Hüft- TEP gibt es anatomische Unterschiede zwischen Mann und Frau zu beachten (7). So ist der Corpus- Collum- Diaphysen- Winkel (CCD- Winkel) und das femorale Offset beim Mann größer bzw. länger als bei der Frau (7). Diese möglichst analoge Rekonstruktion des Offsets stellt eine große Anforderung in der Hüftendoprothetik dar (7). Durch die präoperative Vermessung der Hüfte versucht man eine ideale Prothesengröße zu bestimmen (7). Meistens werden dazu Röntgenaufnahmen des Beckens in anterior- posterior Projektion verwendet (17). Diese zweidimensionale Darstellung bildet nicht das exakte femorale Offset ab, da keine Berücksichtigung der Anteversion erfolgen kann (17). Um dieses Problem zu beheben, gestalteten Sariali et al. ein Programm zur Berechnung des Offsets und der Anteversion, um anatomisch exaktere Messergebnisse bezüglich des FO zu erhalten (17). In dieser Studie wurde außerdem, wie bei Traina et al., verdeutlicht, dass es besser sein kann individualisierte Prothesendesigns zu verwenden, um die biomechanischen Grundlagen zu rekonstruieren (17) (7).

In der Hüftendoprothetik werden unterschiedliche Zugangswege verwendet (18) (19). Anatomische Studien haben gezeigt, dass es bei allen Zugangswegen bei der Hüft-TEP zu Muskelschäden kommt (14) (8). Deshalb werden Zugangswege mit minimalem Weichteilschaden favorisiert, da ein besseres klinisches Outcome des Patienten gegeben ist (8) (14). Als meist gefürchtete Verletzungsfolge kann man das Trendelenburg Hinken als Zeichen der pelvitrochantären Insuffizienz betrachten (4) (18). Ein physiologisches Gangbild wird postoperativ nicht erreicht (18). Auch besitzt der Skelettmuskel an sich eine geringe Regenerationsfähigkeit nach Muskelrissen, die intraoperativ entstehen können (2). Es bildet sich meist als Folge eine Bindegewebsnarbe (2). Ist der Narbenkomplex nicht zu ausgedehnt, besteht keine wesentliche Beeinträchtigung der späteren Muskelkraft (2).

Der anteriore Zugang kann häufig eine Verletzung des Nervus cutaneus femoralis lateralis zur Folge haben (19) (18). Sehr gute Erfolge werden bei dem posterolateralen Zugang beobachtet, jedoch besteht ein größerer Anteil an Luxationen und es ist immer noch umstritten, ob eine Rekonstruktion der Gelenkkapsel und der Außenrotatoren das zu verhindern vermag (19).

Der Zugang über zwei Schnitte ermöglicht eine Operation ohne das Ablösen von Muskelansätzen und eine gute Freilegung des Acetabulums. Der Schaft und die Pfanne werden über zwei gesonderte Inzisionen implantiert (18). Um den femoralen Anteil der Prothese einzubringen, ist es jedoch erforderlich laut Zhang et al. den Gluteus maximus unter fluoreszierender Anfärbung des Nervus gluteus superior zu spalten. Dieser Vorgang ist sehr schwierig zu erlernen (19). Daher sollte dieser Zugang derzeit nur in spezialisierten operativen Zentren angewandt werden (20).

Beim lateralen Zugang von Bauer und Hardinge wird der Gluteus medius dem Faserverlauf entsprechend durchtrennt. Zudem wird das vordere Drittel des GM zum Zwecke der Kapseldarstellung abgesetzt (19) (8). Der GM wird letztendlich am Trochanter major durch eine Knochennaht refixiert (8). Diese Manipulationen am GM führen einerseits zu Sehndefekten postoperativ, andererseits können atypisch verlaufende Glutealnerven durchtrennt werden. Dies führt zum positiven Trendelenburg Zeichen oder zum Hinken beim Patienten (18) (19).

Nach der Studie von Müller et al. besteht eine direkte Beziehung zwischen den intraoperativen Muskel- und Sehnenverletzungen, während der Implantation einer Hüftendoprothese, und dem schlechteren klinischen Outcome der Patienten (8). Weniger

Muskel- und Sehnendefekte werden beim minimal invasiven anterolateralen Zugang beobachtet (8). Dieser Zugang wurde von Rottinger und Bertin zuletzt weiterentwickelt (8). Es handelt sich um einen modifizierten Watson- Jones- Zugang (8). Die Muskelintegrität bleibt weitgehend bestehen, da der Raum zwischen dem Gluteus medius und dem Tensor fascia latae als Zugangsweg genutzt wird (19) (8). Dieser Raum ist sehr eng, da die beiden Muskeln in der Nullposition gespannt sind (19). Man erzielt eine gute Hüftgelenkdarstellung trotz Muskelschonung (8). Bei diesem Zugang läuft der Schnitt auf einer Linie vom vorderen Vorsprung des Trochanter major zur Spina iliaca anterior superior (19). Hierbei kann der GM bei der Präparation des Femur verletzt werden (19). Wie bei Kadaverstudien herausgefunden wurde, befindet sich die vordere Grenze des GM circa 61mm hinter der Spina iliaca anterior superior entlang der Crista iliaca (19). Deshalb sollte nach Zhang et al der Rottinger- Zugang ca. 6 cm posterior der Spina iliaca anterior superior entlang der Crista iliaca liegen (19). Ziel sollte es sein an der vorderen Kante des GM zu schneiden (19). Im Allgemeinen besteht keine Gefahr für den unteren Ast des Nervus gluteus superior, wenn der GM nur 6cm von der Trochanter Spitze nach kranial aufgetrennt wird (19). So kann bei einer Schnittlänge von 8cm  $\frac{3}{4}$  des Schnittes proximal des Trochanter liegen (19). Die Gefahr der Muskelkontusion und - teilruptur besteht zu einem gewissen Anteil weiterhin (19). Um Verletzungen des unteren Astes des Nervus gluteus superior zu vermeiden, sollte bei unzureichendem Zugangsweg der Schnitt nur nach distal erweitert werden (19). Demzufolge ist eine Nervenverletzung bei kleineren Patienten häufiger als bei größeren (19). Auch wurde beobachtet, dass es bei Patienten mit kurzen Oberschenkelhals und daher starkem Muskelzug leichter zu Verletzungen des GM kommen kann (19). Generell kann man sagen, dass ein Weichteilschaden durch weniger intensiven Hakenzug der Operateure vermieden werden kann (19).

Durch Magnetresonanztomographie (MRT)- Untersuchungen prä- und postoperativ in der Studie von Müller et al. wurde gezeigt, dass es postoperativ zu deutlichen Fettatrophien und Sehnendefekten im Ansatzbereich des GM kommt, vor allem nach einem lateralen Zugang. Zeigen sich solche Veränderungen, sind die Patienten auch meist symptomatisch (14).

Der GM ist für das Outcome des Patienten sehr wichtig, deshalb sollte dieser maximal erhalten werden (16).

## 1.4 Hüftgeometrie und Hebelarme

Bei der Implantation einer Hüfttotalendoprothese kommt es zu einer Veränderung der Hüftgeometrie (15). Das Offset wird häufig verlängert. Daraus resultiert ein verlängerter Abduktorhebelarm (15). Folglich ist weniger Abduktionskraft zur Beckenstabilisation während des Gehens notwendig (15). Die Abduktionskraft korreliert positiv mit dem Offset und dem Abduktorhebelarm (15).

Wie bereits beschrieben, führt Muskelkraftverlust zur Verminderung des Muskelvolumens und umgekehrt (10) (11) (12). Eine solche Muskelinaktivität, wie sie prä- und postoperativ beobachtet wird, führt zum Anstieg des intramuskulären Fettanteils (21). Im Gegensatz dazu sorgt eine Aktivitätssteigerung zur Abnahme dieser (21). Diese Fettinfiltration entsteht im Laufe des Krankheitsprozesses der Koxarthrose durch Inaktivität und Schmerzen auf der betroffenen Seite (22). So zeigt sich, dass die präoperativen Veränderungen zu einem großen Teil zum Kraftverlust der hüftumgreifenden Muskulatur beitragen (22). Deshalb ist es besonders essentiell, dass die Patienten ein intensives postoperatives Training erhalten um dieses Defizit zu minimieren (22). Die Studie von Rasch et al. zeigte auch, dass besonders die hüftumgreifende Muskulatur von den Veränderungen durch die Koxarthrose betroffen ist und länger zur Regeneration als die Knieextensoren braucht (22). Die wichtigste klinische Muskelgruppe sind die Hüftabduktoren (22). Ihr Kraftaufbau ist besonders wichtig für den Patienten um seine Aktivitäten des täglichen Lebens, wie Gehen, Treppen steigen, Haushalt und Freizeit, wieder uneingeschränkt durchführen zu können (22) (13).

Der Inaktivitätsatrophie im Bereich der Glutealmuskulatur gilt es durch vielseitiges Bewegungstraining entgegen zu wirken (22). Dies geschieht über Effekte wie Hypertrophie, bessere Durchblutung (23) und Verlängerung der Muskelfasern. Darüber hinaus führt eine verbesserte zentralnervöse Verschaltung zu einer effizienteren Abstimmung von Synergisten und Antagonisten, zum Beispiel in Bezug auf das Gangbild eines Patienten nach Hüft- TEP (2).

Das Rehabilitationsergebnis hängt nicht nur von der präoperativen Aktivität und einer muskelschonenden Operationsmethode ab, sondern auch von der Compliance des Patienten (13). Die Rehabilitationsziele können nur durch Motivation und Mitarbeit des Patienten erreicht werden (13). Vornehmlich ist Adipositas eng vergesellschaftet mit einer eingeschränkten Compliance (13). Sie beeinflusst negativ die Effektivität einer

Rehabilitationsmaßnahme und sorgt für eine längere Krankenhausverweildauer sowie höhere Krankenhauskosten (13). Diese Aspekte, sowie Patientenalter und Komorbiditäten, sollten dazu führen, dass eine Rehabilitation multimodal und individuell erfolgen sollte, damit alle Patienten eine bestmögliche Verbesserung ihrer Funktionalität erhalten (13). Ziel sollte in jedem Fall sein, dass kein Trendelenburg Zeichen besteht. Zudem gilt es eine Hüftflexion von 90°, eine Abduktion von circa 30° sowie eine stützenfreie Vollbelastung beim Gehen und Treppen steigen ohne Hilfe zu erreichen. Ältere und gebrechlichere Patienten benötigen länger zur Erholung und zum Funktionsaufbau nach Implantation einer Totalendoprothese (24).

Noch gibt es keine Methode zur Bestimmung der Rehabilitationsziele in Bezug auf das Muskelgewebe. Jedoch sollten wegen steigenden Gesundheitskosten und Bedarf an Rehabilitationsmaßnahmen bessere Beweise für die Kosten- und Nutzeneffizienz verschiedener Modelle eruiert werden. Auch Fragen „Wie lang ist eine optimale Rehabilitationsmaßnahme (REHA) und wie intensiv sollte sie sein?“ gilt es zu beantworten (25). Bisher existieren nur unzureichende Beweise um die Funktionsverbesserung, Lebensqualität, Mobilität, Gelenkbeweglichkeit sowie Muskelkraft nach elektiven Hüfttotalendoprothesen zu bewerten (26). Es existieren keine aussagekräftigen Studien, deshalb fordern Lowe et al. neue Bewertungsparameter zu schaffen (26).

Auch ist es bisher noch nicht möglich gewesen Referenzwerte für das individuelle Muskelvolumen zu nähern. Der Muskelzustand der kontralateralen Seite kann aufgrund der Beindominanz und präoperativen Veränderungen durch ein nicht-physiologisches Gehmuster und Hinken nicht als exakte Vorlage dienen (24). Eine generelle Asymmetrie der hüftumgreifenden Muskulatur von 7- 29% fanden Jensen et al heraus (24). Postoperativ zeigte sich eine verstärkte Seitendifferenz. Die Patienten mit Hüft- TEP erreichen nicht das Kraftlevel von gesunden altersentsprechenden Patienten (24). Eine frühe postoperative Rehabilitation sollte in jedem Fall angestrebt werden (27).

## 1.5 Arbeitshypothese

Die Hypothese der vorliegenden Studie ist die Annahme, dass es zwischen der individuellen Hüftgelenksgeometrie und dem Volumen der hüftumgreifenden Muskulatur einen Zusammenhang gibt (5). Ein solcher Zusammenhang würde entsprechend des Hebelarmgesetzes ( $\text{Kraft} \times \text{Kraftarm} = \text{Last} \times \text{Lastarm}$ ) die zum Balancieren des Körpergewichtes im Einbeinstand nötige Abduktionskraft definieren. Eine Berechnung des Volumens des Musculus gluteus medius kann somit anhand der Hüftgelenksgeometrie und des Körpergewichtes basierend auf dem Kraft-Volumenzusammenhang ermöglicht werden.

## 1.6 Studienziel

Ziel dieser Arbeit ist es den quantitativen Zusammenhang zwischen dem Volumen des Gluteus medius (GMV) und der Hüftgelenksgeometrie (HG) zu untersuchen. Es wurde die Hüftgeometrie und das GMV mit Hilfe von dreidimensionalen (3D) CT- Bildern von Patienten ohne manifeste Hüftgelenksveränderungen bestimmt. Individuelle Korrelationen zwischen diesen Parametern wurden analysiert. Aufgrund von Unterschieden in der Muskelphysiologie sowie Hüftbewegung und Muskelaktivität des GM zwischen Männern und Frauen wurde das Geschlecht in unsere Untersuchungsparameter eingeschlossen.

Weiter soll es Ziel dieser Studie sein, einen Weg zu finden das „physiologische“ Volumen des GM bei Patienten ohne Hüftgelenkserkrankungen vorherzusagen und dadurch Referenzwerte für das GMV abzuleiten.



## **2. Methoden und Materialien**

### **2.1 Studiendesign**

Zur Beantwortung der Fragestellung nach einem möglichen Zusammenhang zwischen GMV und Hüftgelenksgeometrie wurden 102 Patienten aus dem Patientengut der Universitätsklinik der Charité Berlin untersucht. Es erfolgte die Erhebung demographischer Daten, die Vermessung der Hüftgelenksgeometrie sowie die Bestimmung der Muskelvolumina der Glutealmuskulatur (M. gluteus medius). Im Weiteren wurden die in der Hypothese angenommenen Zusammenhänge mittels Korrelations- und Regressionsanalysen untersucht.

### **2.2 Methodik der Datenerfassung**

Die Rekrutierung der Patientendaten für diese retrospektive Studie erfolgte aus der vorhandenen Datenbank der radiologischen Klinik der Charité Berlin. Der Untersuchungszeitraum wurde dabei von August 2003 bis Dezember 2008 beschränkt. Die CT- Datensätze wurden durch einfache Randomisierung (elektronischer Zufallsgenerator) ausgewählt. Die Untersuchung wurde von der Ethikkommission der Charité geprüft und genehmigt.

Als Ausschlusskriterien galten sämtliche Arthrosen ab einem Kellgren-Lawrence Score von 2, Hüftdysplasie, eine bereits bestehende Totalendoprothese eines Hüftgelenks; Frakturen im Bereich des Femur, der Tibia und Fibula; Tumoren im Bereich der unteren Extremitäten; Skoliosen und degenerative Veränderung der Wirbelgelenke; eine Asymmetrie des Beckens sowie eine Bauchlage während der computertomographischen Aufnahme. Weiter wurden die Patientenakten hinsichtlich eingeschränkter Mobilität der Patienten gesichtet und Patienten, bei denen eine Einschränkung der Mobilität dokumentiert war, ausgeschlossen.

Unter Beachtung der Ein- und Ausschlusskriterien konnten somit 102 relevante CT-Datensätze gewonnen werden.

Die Erhebung der Daten umfasste das Geschlecht, das Geburtsdatum, die Größe, das Gewicht, das Aufnahmedatum, sowie CT- Schnittbilder, die vom Anschnitt des thorakolumbalen Übergangs der Wirbelsäule bis zum proximalen Anschnitt des Femurschaftes reichten. Diese Daten haben wir als Einschlusskriterien definiert.

### **2.3 Aufnahmetechnik der CT- Bilder**

Die CT-Bilder wurden mit den Computertomographen von Toshiba Aquilion 64<sup>©</sup> und Philips Mx8000 IDT 16<sup>©</sup> erstellt, dabei variierte die Schichtdicke der Schnittbilder zwischen 3 und 5 mm bei einer Gantry-Neigung von 0°.

Die maximale Spannung betrug 120 kV und die Stromstärke 280 – 300 mA, bei einer Aufnahmedauer von 500 ms.

Die Pixelgröße lag minimal bei 0.583 mm × 0.583 mm und maximal bei 0.885 mm × 0.885 mm.

### **2.4 Analyse der CT- Bilder**

Die Auswertung der CT- Bilder auf Muskelebene erfolgte mittels dem Bildverarbeitungsprogramm Vitrea 2<sup>®</sup> (Vital Images, Minnesota, USA) und auf Knochenebene mittels ImageJ und GnuPlot.

Es wurden von allen Patienten die rechte und die linke Seite untersucht, somit entstanden 204 Messungen.

## 2.4.1 Muskelvermessung

Die Muskelvermessung der ausgewählten CT- Bilder wurde mit dem Bilderverarbeitungsprogramm Vitrea 2® durchgeführt. Bei unserer selbstentwickelten Messmethode wurden alle CT- Schichten aufgesucht, in denen der Gluteus medius zu vorzufinden ist. In jeder Schicht, vom Ursprung an der Crista iliaca bis zum Ansatz am Trochanter major, wurden die Muskelgrenzen des Gluteus medius definiert (Abbildung 2). Das Programm berechnete daraus eine Fläche (cm<sup>2</sup>). Diese Flächen wurden anschließend mit den jeweiligen Schichtdicken (3 oder 5mm) multipliziert. Das Ergebnis ist das Volumen des Gluteus medius. Es wurden bei jedem Patienten beide Seiten untersucht.

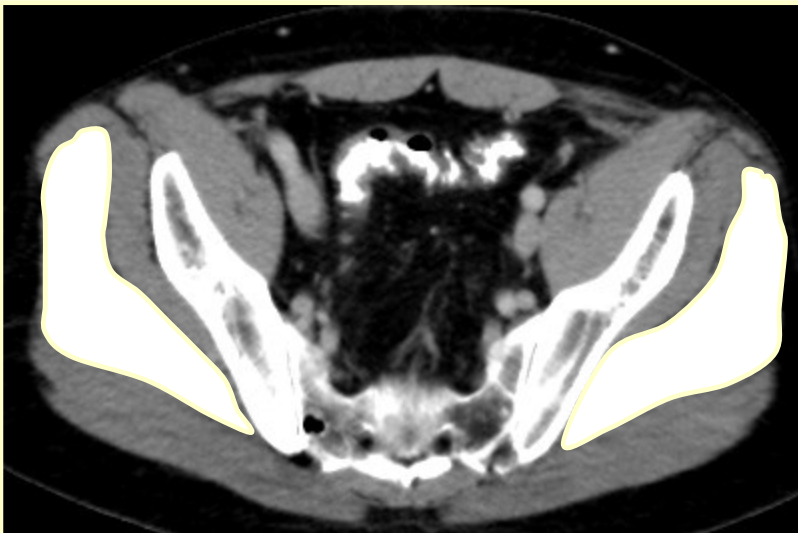


Abbildung 2: Der Gluteus wurde in jeder CT- Schicht umfahren. Diese Abbildung zeigt ihn in seiner nahezu größten Ausdehnung.

Mittels dieser Oberflächen wurde das Volumen unter Verwendung von Vitrea 2® berechnet (Abbildung 3).

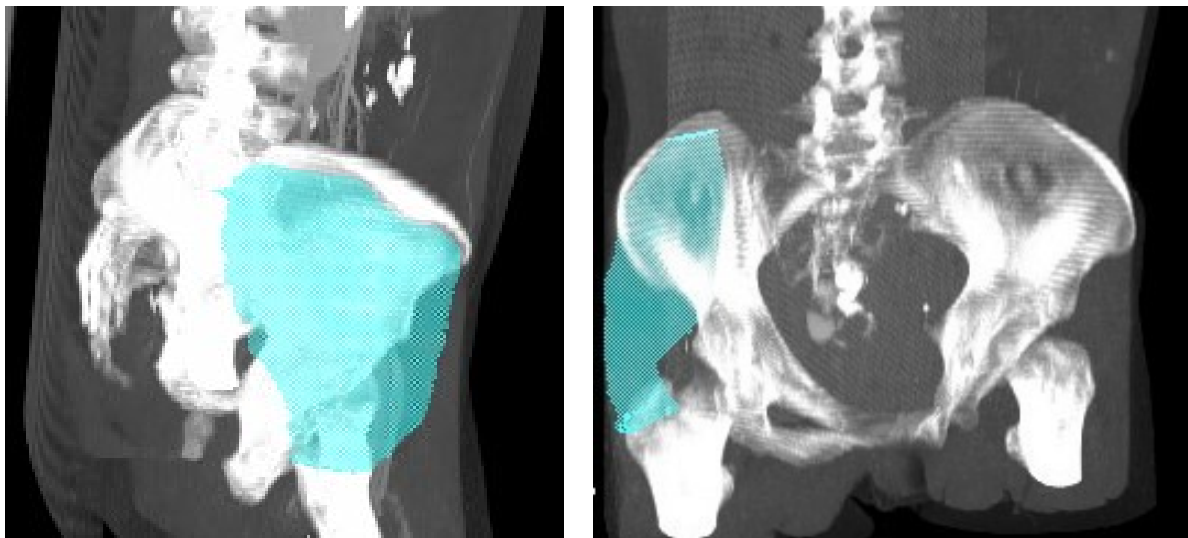


Abbildung 3: Der markierte Bereich ist der Gluteus medius. Diese wurde wie das Volumen von Vitrea 2® berechnet.

## 2.4.2 Knochenvermessung

Die Knochenpunkte wurden in den zweidimensionalen Schichten markiert um Fehler durch die 3D- Rekonstruktion zu vermeiden.

Das Hüftkopfzentrum (HKZ) wurde in der Schicht markiert, in der es seine größte Ausdehnung besitzt. So ergaben sich die Koordinaten dafür (Abbildung 4).

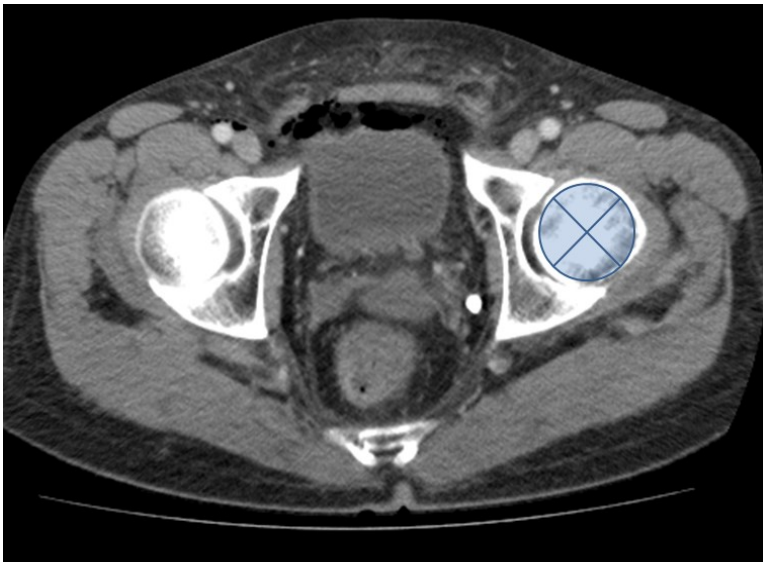


Abbildung 4: Das Hüftkopfzentrum wurde manuell auf Höhe des größten Durchmessers markiert.

Die Femurschaftachse (FA) berechnet sich aus der Näherungslinie der Ellipsenzentren, die sich automatisch um die Femurcorticalis in jeder Schicht gelegt haben (Abbildung 5).

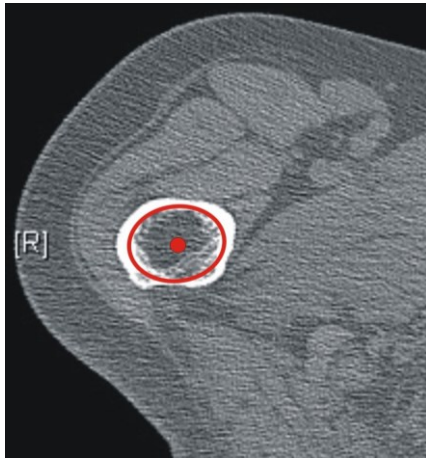


Abbildung 5: Die Ellipsen legten sich nach einem automatischen Algorithmus um die innere Corticalis. Aus den Mittelpunkten bildete sich die Femurachse.

Das femorale Offset (FO) ist die Länge des Vektors, der im rechten Winkel auf die Femurschaftachse bis zum Hüftkopfbereich zieht (6).

Der Körpergewichthebelarm (BWLA= body weight lever arm) bildet sich aus der Hälfte der Strecke zwischen den beiden Hüftkopfbereichen (6) (Abbildung 6).

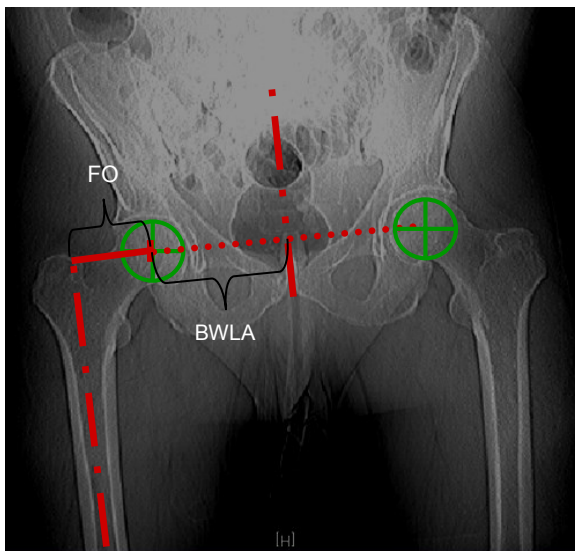


Abbildung 6: Darstellung des FO und dem BWLA mit Hilfe einer ap. Projektion

## 2.5 Statistische Auswertungen

Der statistischen Auswertung lagen zum einen die gemessenen Werte des GMV, FO und BWLA und zum anderen die demographischen Daten wie Größe, Gewicht, Alter sowie das Geschlecht zugrunde. Um die Art des Zusammenhangs von GMV mit dem FO, BWLA und den demographischen Daten zu ermitteln wurden folgende Tests verwendet.

Zunächst wurden die geschlechterspezifischen Größen auf Normalverteilung mittels Kolmogorov- Smirnov- Test geprüft, anschließend erfolgte der Levene- Test auf Homogenität der Varianzen.

Mittels T-Test für gepaarte Stichproben wurden die Ergebnisse für die oben genannten Parameter für die rechte und linke Körperseite auf Unterschiedlichkeit geprüft. Nachdem bei keinem Parameter eine Seitendifferenz bestand, wurden für die weiteren Berechnungen die jeweiligen Mittelwerte der rechten und linken Seite verwendet.

Der Pearson- Spearman- Korrelationstest wurde durchgeführt, um eine etwaige Abhängigkeit der Daten zu Alter, Größe, Geschlecht und Gewicht in Bezug auf die gewonnenen Daten zu FO, BWLA und GMV zu analysieren.

Eine Regressionsanalyse wurde durchgeführt, um die Art des Zusammenhanges zu ermitteln und den Wert einer abhängigen Variable aus den Werten unabhängiger Variablen vorherzusagen. Ein p- Wert kleiner als 0,5 wird als signifikant betrachtet.

Die statistische Auswertung erfolgte unter Supervision durch Univ.- Prof. Dr. Peter Schlattmann (Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation des Universitätsklinikums Jena).

### **3. Ergebnisse**

In dieser Studie wurden 102 Becken- CTs von Patienten der radiologischen Klinik der Charité Berlin nach Anwendung der erwähnten Ein- und Ausschlusskriterien ausgewertet. Die Analyse bezog sich zum einen auf demographische Daten wie Alter, Größe, Geschlecht und Gewicht, und zum anderen auf die Messergebnisse des GMV, FO und BWLA. Bei diesen Ergebnissen wurde mit dem Mittelwert der linken und rechten Seite gearbeitet, da laut T- Test für gepaarte Stichproben keine Seitenvarianz vorlag.

#### **3.1 Demographie**

Bei den untersuchten Becken- CTs handelt es sich um 50 CTs von Frauen und um 52 CTs von Männern (Abbildung 7).

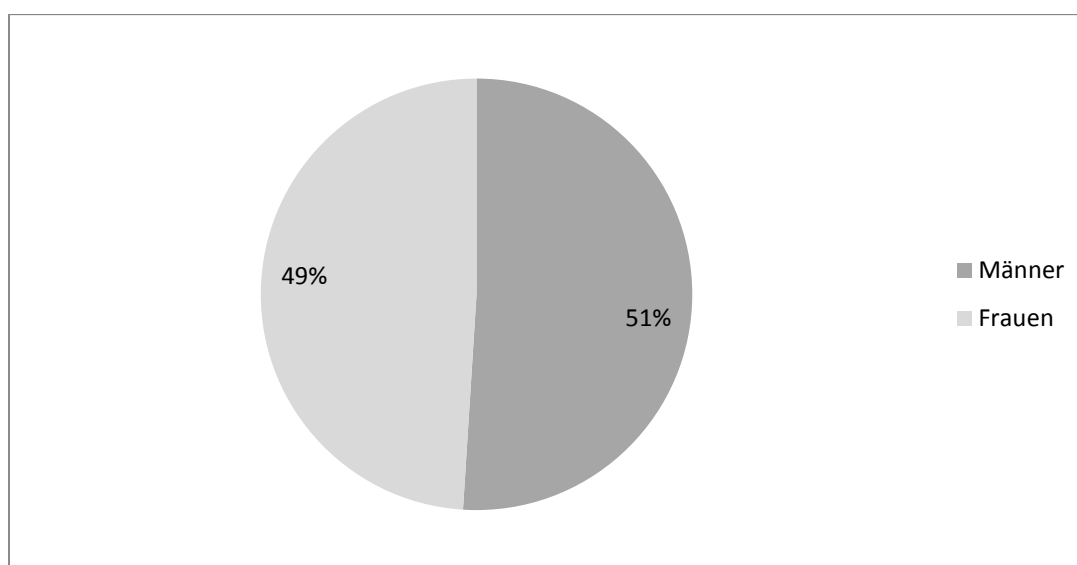


Abbildung 7: Geschlechtsverteilung der untersuchten Patienten



Der Altersdurchschnitt aller untersuchten Patienten lag bei 58,53 Jahren, wobei der jüngste Patient 18 Jahre und der älteste 86 Jahre alt waren. Die Standardabweichung liegt bei 15,9 Jahren (Abbildung 8).

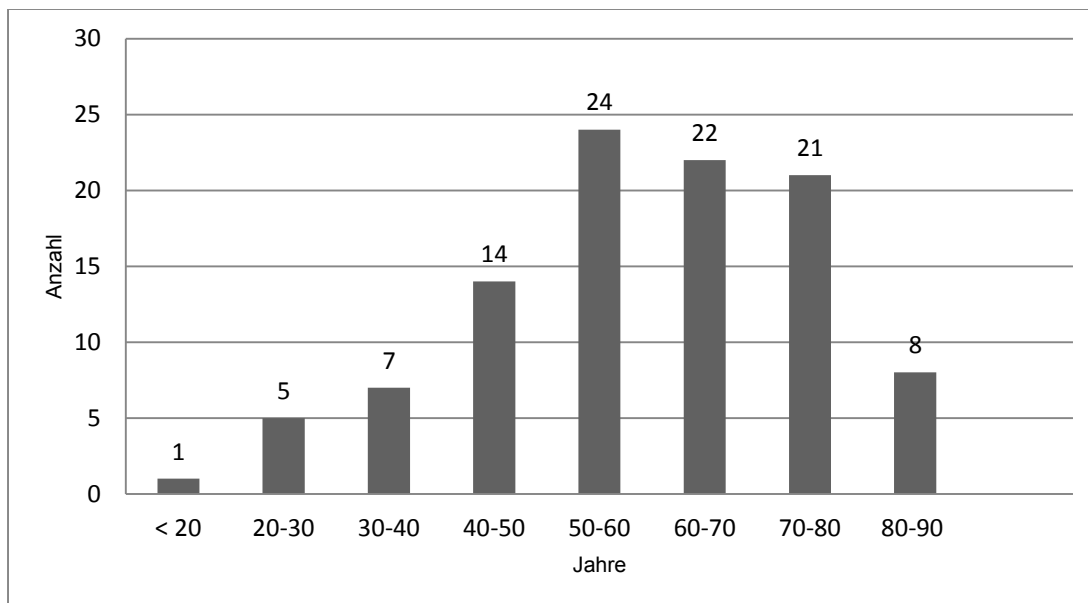


Abbildung 8: Altersverteilung der untersuchten Patienten

Die 102 untersuchten Patienten waren im Durchschnitt 169,79 cm groß. Die Kleinste war 152 cm und der Größte 200 cm groß (Abbildung 9). Daraus ergibt sich eine Standardabweichung von 10,2 cm.

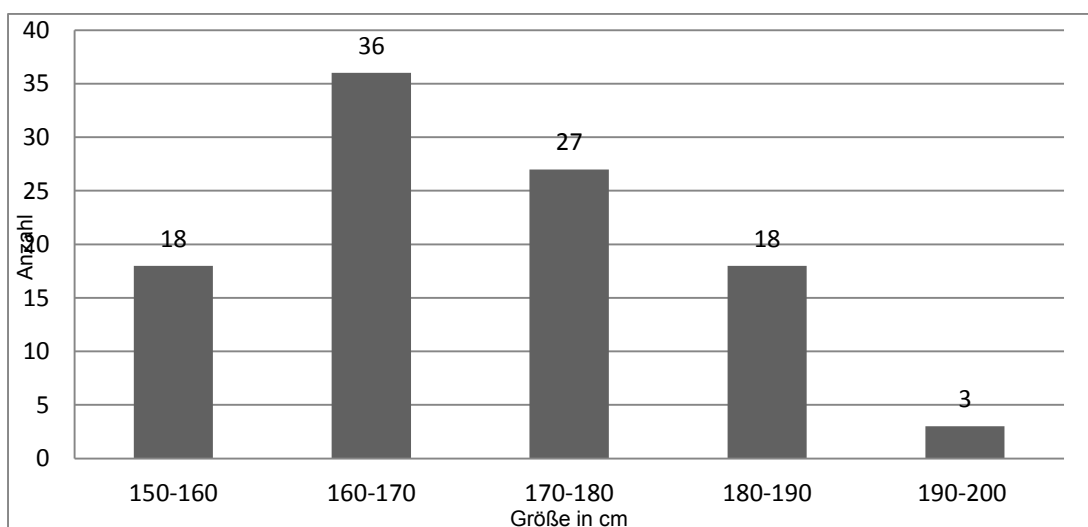


Abbildung 9: Größenverteilung der untersuchten Patienten

Das durchschnittliche Gewicht lag bei 72,77 kg und verteilte sich von 44 bis 122 kg (Abbildung 10). Die Standardabweichung lag bei 16 kg.

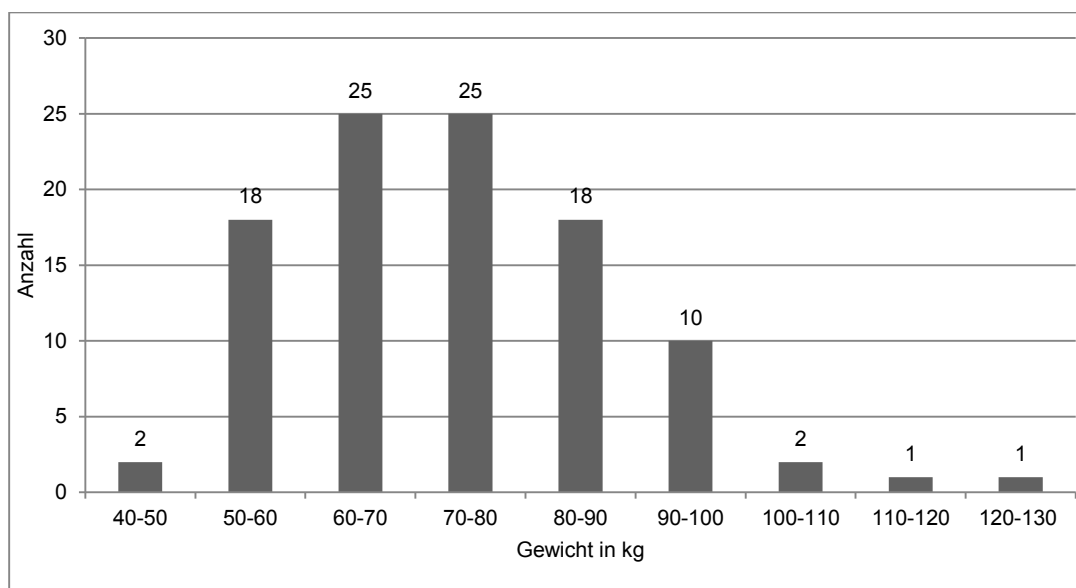


Abbildung 10: Gewichtsverteilung der untersuchten Patienten

Des Weiteren wurde die Verteilung nach dem Body-Mass-Index (BMI) des Patientenkollektivs dargestellt. Er liegt bei durchschnittlich 25,15 kg/m<sup>2</sup> und hat eine Varianz von 14,9 bis 38,37 kg/m<sup>2</sup> (Abbildung 11).

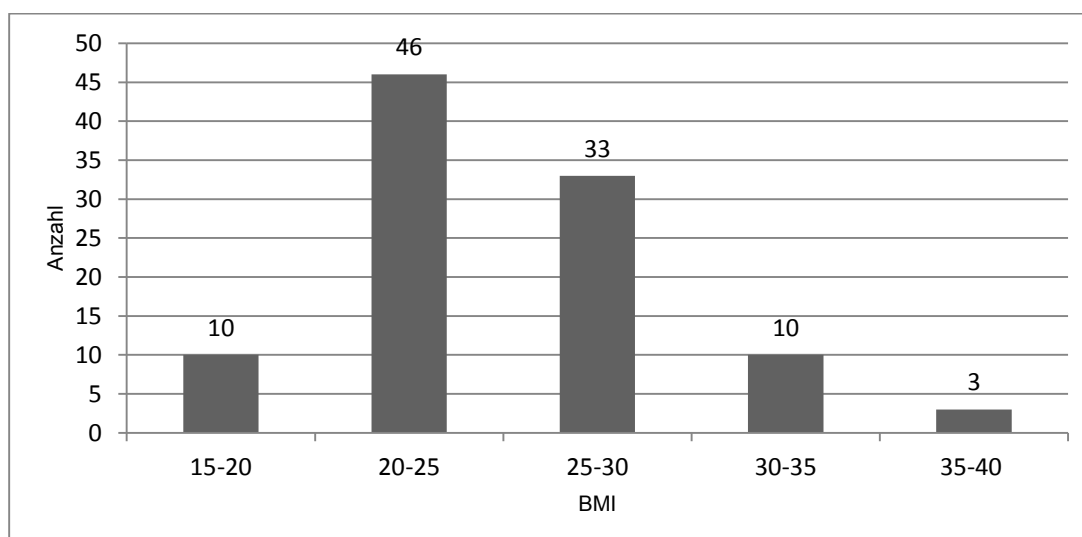


Abbildung 11: BMI- Verteilung der untersuchten Patienten

Die Analyse der Patientendaten zeigt eine Normalverteilung in Bezug auf das Alter, die Größe und das Körpergewichts.

### 3.2 Messergebnisse der Muskelvolumenberechnung und Hüftgeometrie

Das durchschnittliche GMV liegt bei  $289 \text{ cm}^3$ , wobei das kleinste gemessene Volumen  $142 \text{ cm}^3$  und das größte  $466 \text{ cm}^3$  betrug (Abbildung 12). Die Standardabweichung lag bei  $72 \text{ cm}^3$ .

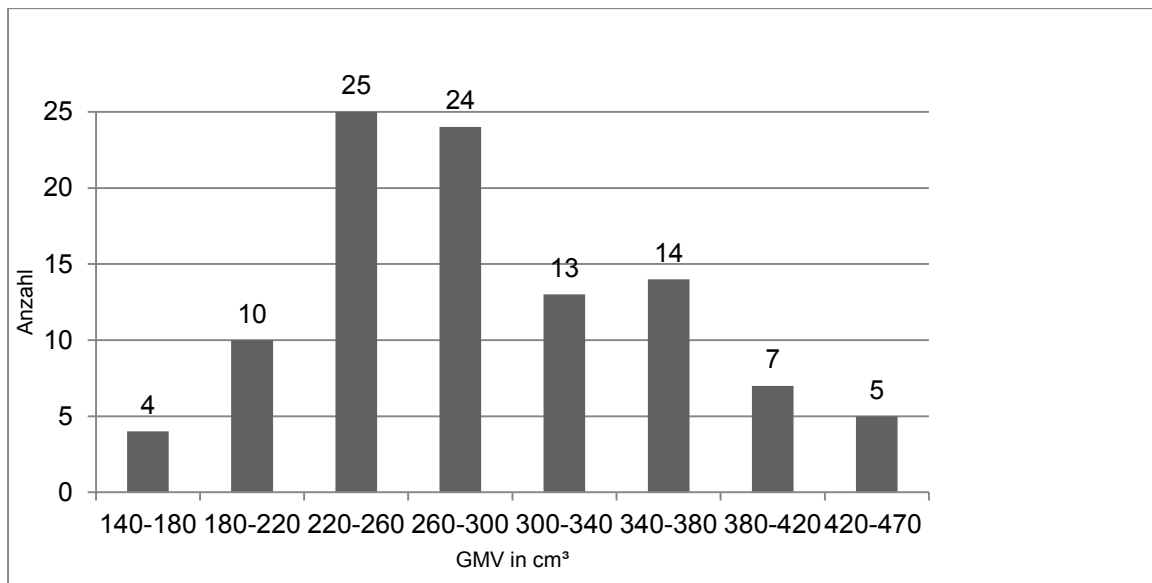


Abbildung 12: Verteilung des GMV der untersuchten Patienten

Das durchschnittlich gemessene FO war bei 4,14 cm. Das kürzeste femorale Offset betrug 2,85 cm, das längste 5,4 cm (Abbildung 13). Die Standardabweichung betrug 0,55 cm.

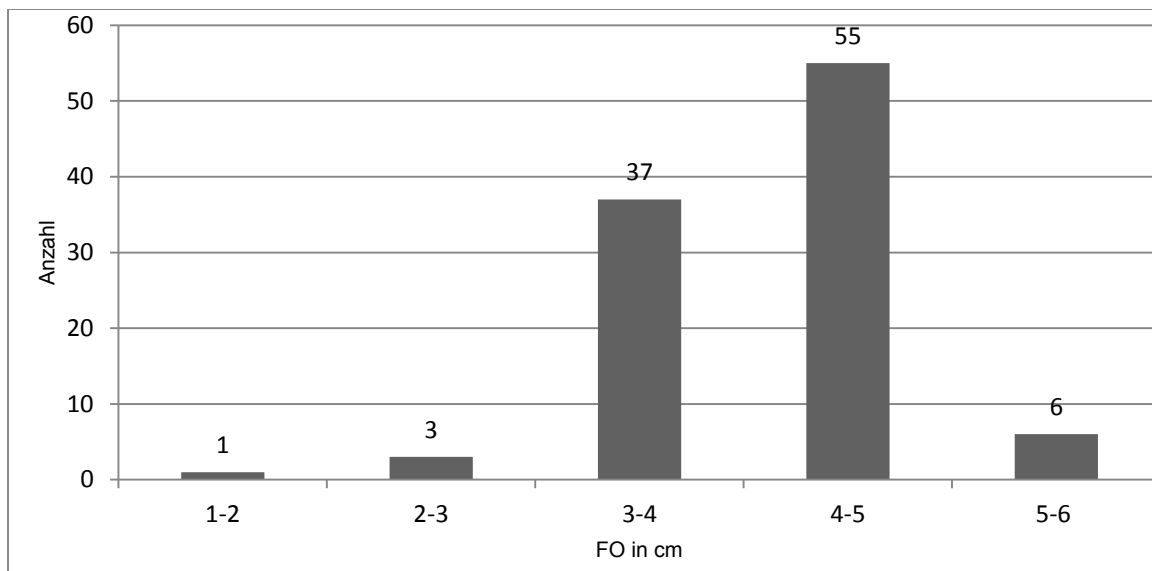


Abbildung 13: Verteilung des FO der untersuchten Patienten

Der durchschnittliche BWLA lag bei 8,88 cm. Die ermittelten BWLA erstreckten sich von 7,83 cm bis 9,85 cm (

Abbildung 14). Die Standardabweichung betrug 0,4 cm.

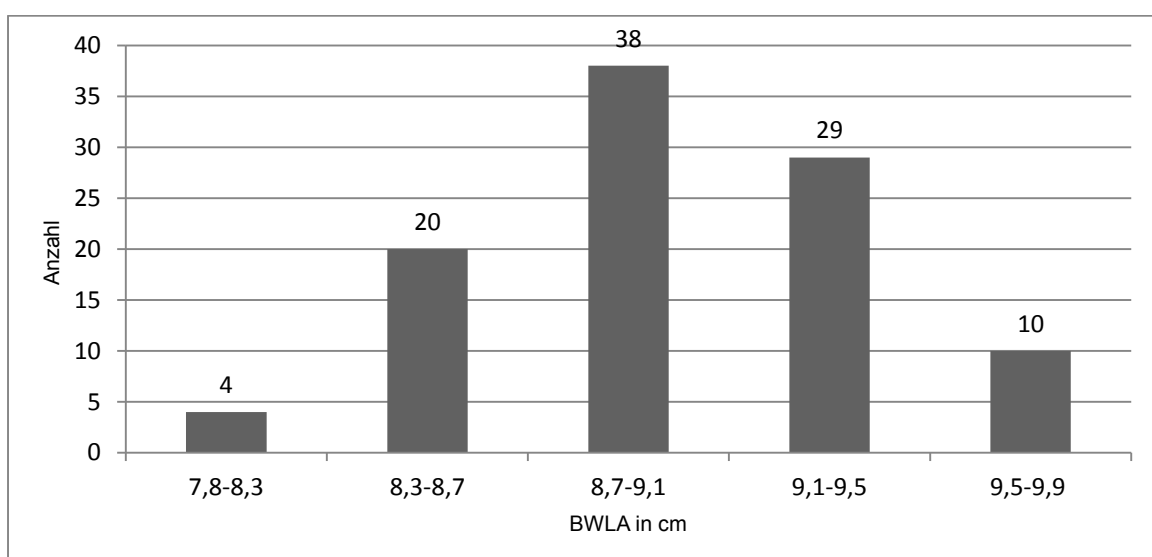


Abbildung 14: Verteilung des BWLA der untersuchten Patienten

### 3.3 Analyseergebnisse der ermittelten Hüftgeometriedaten und demographischen Gegebenheiten hinsichtlich der GMV

Alle Hüftgeometriedaten wie FO und BWLA und demographischen Daten, ausgenommen das Lebensalter, korrelieren signifikant mit dem GMV. Die berechneten Korrelationskoeffizienten und p- Werte sind in der folgenden Tabelle aufgelistet (Tabelle 1). Ein p- Wert kleiner 0,5 wird als signifikant betrachtet.

GMV	Größe	Gewicht	Alter	Geschlecht	FO	BWLA
Korr.- koeff.	0,670*	0,710*	0,04*	0,601**	0,212*	0,437*
p- Wert	<0,001	<0,001	0,688	<0,001	0,031*	<0,001

Tabelle 1: Die vorliegende Tabelle listet die Korrelationskoeffizienten der Hüftgelenkgeometrie sowie der demographischen Daten mit dem GMV auf. Angegeben sind jeweils die linearen Korrelationskoeffizienten (Pearson\*, Spearman- Rho\*\*) sowie deren Signifikanz in Bezug auf das GMV (p- Werte). Ein p- Wert kleiner 0,5 wird als signifikant betrachtet. (6).

Alle in der Korrelationsanalyse mit dem GMV signifikant korrelierenden Messwerte wurden in einer Regressionsanalyse eingeschlossen. Die Ergebnisse dieser Regressionsanalyse sind in einem Regressionsmodell dargestellt. Die Analyse wurde unter Anleitung und Aufsicht von Univ.- Prof. Dr. Peter Schlattmann (Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation des Universitätsklinikums Jena) durchgeführt.

Im nun erarbeiteten Modell erhielten wir einen Bestimmungskoeffizienten von  $R^2 = 0,681$  ( $p < 0,0001$ ) mit der Kombination aus den Hüftgeometriedaten und den demographischen Parametern.

Die Ergebnisse sind in der folgenden Abbildung dargestellt (Abbildung 15).

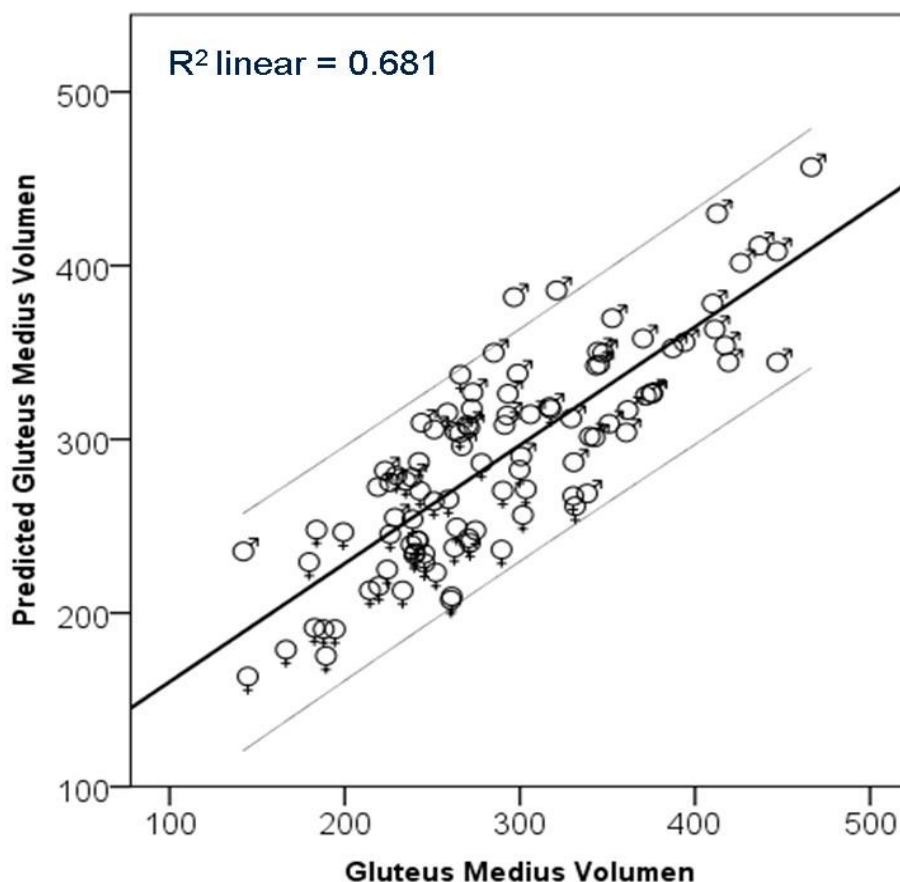


Abbildung 15: Lineares Regressionsmodell zur Vorhersage des GMV (in cm<sup>3</sup>); basierend auf dem Körpergewicht, dem femoralen Offset und dem Körpergewichtshebelarm; R<sup>2</sup>= 0,681, p≤ 0,0001; die dünnen Linien markieren 95% des Konfidenzintervalls, die Ergebnisse sind normal verteilt; Symbole: ♂: männlich ♀: weiblich (6)

Daraus wurde eine Formel abgeleitet, um aus dem FO, BWLA und den demographischen Daten das GMV zu berechnen (Formel 1).

$$GMV[ccm] = \text{Körpergewicht}[kg] \times 2,2 + BWLA[cm] \times 5,7 - FO[cm] \times 18,8 + 260,2 + \begin{cases} \text{Männer} : 56,1 \\ \text{Frauen} : \pm 0 \end{cases}$$

Formel 1: GMV- Berechnungsformel (6)

Die ermittelte Formel beschreibt 70% der Variabilität des GMV, die durch Demographie und Hüftgelenksgeometrie erklärt werden kann (Abbildung 15) (6).

## **4. Diskussion**

In der vorliegenden Arbeit wurde das Volumen des GM, die Hüftgelenksgeometrie (FO, BWLA) und die möglichen Korrelationen dieser Parameter innerhalb einer Gruppe von Patienten ohne Hüftpathologien analysiert. Es wurde herausgefunden, dass das Volumen des GM signifikant mit der Hüftgelenksgeometrie korreliert. Die demographischen Daten berücksichtigend erhielten wir ein lineares Regressionsmodell, welches 70% der Variabilität des GMV erklärt. Die Arbeitshypothese, dass es zwischen der individuellen Hüftgelenksgeometrie und dem Volumen der hüftumgreifenden Muskulatur einen Zusammenhang gibt, wurde bestätigt.

Eine Grundlage unserer Arbeitshypothese, und dieser Arbeit, ist die akzeptierte Korrelation zwischen Muskelvolumen und Muskelkraft (11) (12) (10). Die isometrische Kraft, die ausgeführt werden kann, ist proportional zur Muskelgröße (10). So ist das Muskelvolumen der größte Index für die Muskelkraft (10). Dieser Zusammenhang ist altersunabhängig (10) (11) (12). Jedoch können individuelle Variabilitäten, wie intramuskulärer Fettanteil und neurophysiologischer Status, sich auf das Ergebnis auswirken (14). Sinkt die Muskelaktivität, so steigt der intramuskuläre Fettanteil und umgekehrt. Daraus resultiert weniger Muskelkraft- auch bei gesunden Patienten (21).

Außerdem sind der allgemeine Gesundheitszustand und die gesamte Beckenanatomie des Patienten nicht zu vernachlässigen. So kommt es bei körperlicher Aktivität zu einer Muskelhypertrophie und im Gegensatz bei ausbleibender Aktivität zu einer Atrophie (2). Im Speziellen hat sich der Gluteus medius durch seine hohe Stoffwechselaktivität auf die Bedürfnisse der ständigen Hüftstabilisation beim Stand und Gang eingestellt (23). Bei Patienten mit Koxarthrose nimmt diese Aktivität deutlich ab (23). Es kommt zu einem folgenden Kraftverlust (23). Diese Veränderungen der Fasertypzusammensetzung und Muskelaktivität können die individuelle Korrelation von Muskelvolumen und – kraft und die individuelle Variabilität ändern. Diese individuellen Variationen haben auch gezeigt, dass sie geschlechtsspezifisch sind und können möglicherweise den Einfluss des Geschlechtes auf unsere Formel erklären (9). Besonders bei Frauen, die weniger Muskelmasse aufweisen, kann sich ein iatrogenes Muskeldefizit deutlich auf die Beckenstabilität auswirken (28). Das gilt insbesondere nach möglichen Revisionseingriffen (6).

Eine Einschränkung dieser Studie ist die eventuelle Ungenauigkeit bei der Bestimmung der Femurachse, da aufgrund der CT- Datensätze nur der proximale Femuranteil bis zum Trochanter minor erfasst ist. Eine optimale Femurachsenbestimmung wäre gewährleistet, wenn die Aufnahmen bis zu den Femurcondylen gingen. Dies ist jedoch aufgrund von Strahlenschutzrichtlinien und fehlender Indikation selten der Fall. Das kurze Messungsintervall des Femur könnte zu einer falschen Berechnung des FO geführt haben. Trotzdem sind die absoluten Werte für das erhaltene FO im Einklang mit denen aus anderen 3D- CT- Studien (17) (29).

Die aus den Analysen gewonnene Formel erlaubt eine Näherung des GMV auf der Basis der Hüftgeometrie und der demographischen Daten (6). Dadurch können Referenzwerte erhoben werden um individuelle Rehabilitationsziele nach einer Hüft- TEP und FO-Rekonstruktion in Bezug auf Muskelvolumenregeneration zu erstellen. Während der Rehabilitationsphase kann die Formel genutzt werden um die Progression und Effektivität der Rehabilitationsmaßnahme zu evaluieren. Des Weiteren kann die Formel helfen Endpunkte zu definieren, ab denen das „physiologische“ Muskelmaß zurückgewonnen ist. Zu erwähnen ist außerdem, dass der  $R^2$ - Wert einen zu optimistischen Eindruck über die Genauigkeit der Voraussagekraft geben kann und dieses Modell noch nicht an einem externen Datensatz validiert wurde (6).

Nach der Implantation einer Hüft- TEP folgt eine ausgedehnte Regenerationsphase, die mit einer sofortigen Rehabilitationsmaßnahme beginnen sollte (27). In Deutschland ist hierzu die Durchführung einer dreiwöchigen Anschlussheilbehandlung (AHB) Standard. Diese beginnt in der Regel zwischen dem zehnten und vierzehnten postoperativen Tag. Auch nach der AHB zeigen sich Defizite in den Bereichen Ausdauer, Koordination, Kraft und Beweglichkeit. Eine Mobilisation ohne Gehstützen schaffen nur 45,5% (18). Daher ist der Rehabilitationszeitraum bei Weitem noch nicht abgeschlossen. Es sollte zur Verbesserung der Gelenkfunktion und Muskelkraft der hüftumspannenden Muskulatur die intensive krankengymnastische Beübung und Gehschule weitergeführt werden. So zeigt sich nach neun Monaten postoperativ eine bessere Funktionalität, als direkt nach einer AHB (18). Daher lässt sich als guter Erhebungszeitpunkt der Zeitraum von ca. 12 Monaten nach hüftendoprothetischer Versorgung bestimmen (22). In diesem Zeitfenster ist von einem guten Trainingszustand und geringem Beschwerdebild des Patienten auszugehen, sofern die Möglichkeit und das individuelle Patientenengagement zum Training bestanden.



Mittels der errechneten Formel lassen sich individuelle Referenzwerte für den Patienten bestimmen, welche eine optimale Beckenstabilität gewährleisten würden. Eine Kontrolle über den quantitativen Fortschritt müsste über ein neuerliches Becken-CT mit Volumenbestimmung des GMV erfolgen und das Ergebnis anschließend mit dem präoperativ bereits durchgeführten CT verglichen werden. So ließe sich ein Rehabilitationserfolg messen, jedoch bedeutete dies für den Patienten eine zusätzliche Untersuchung mit Strahlenbelastung. Dies könnte man durch kostenintensivere MRT-Untersuchungen umgehen. Eine Muskelvermessung ist prinzipiell auch mittels MRT möglich (3).

#### 4.1 Muskelvolumen

Unsere GMV-Ergebnisse, die wir durch 3D-CT Volumenrekonstruktionen erhielten, erscheinen zum Teil leicht höher zu sein, als diese aus vorherigen Studien, die das GMV bei Kadavern ohne Hüftpathologien untersucht haben (30). In dieser Studie wurden Veränderungen im GMV in Bezug auf individuelle Unterschiede der Muskelursprünge und –ansätze gemessen (30). Signifikante Asymmetrien des GMV wurden weder innerhalb dieser Studienkontrollgruppe noch in unserer beobachtet (30). Die gemessenen Unterschiede im Gesamtvolumen könnten auf das deutlich höhere Alter (+17,2 Jahre) innerhalb der untersuchten Population und die bei weitem geringere Stichprobengröße in der zitierten Studie im Vergleich zu unserer zurückgeführt werden (8 zu 204). Außerdem sind diese untersuchten Muskeln fixiert in Formalin und nicht vital (30). Bei unserem Patientenkollektiv handelte es sich um größtenteils körperlich aktive Menschen. Wie bekannt, verursacht Muskelaktivität eine Muskelhypertrophie (2). Das kann als weiterer Grund für das größere GMV in Betracht gezogen werden.

In der Studie von Jolivet et al. wurden ebenso keine Asymmetrien des GMV gefunden (31). In dieser Studie wurden nicht alle CT-Schichten untersucht, sondern nur vier Schichten zwischen der Crista iliaca und dem Trochanter major gemessen. Das Volumen wurde mittels ihrer entwickelten Methode (deformation of a parametric specific object) berechnet.

Die demographischen Eckdaten wie Körpergröße, -gewicht und Alter sind nahezu identisch, somit ist das Patientenkollektiv (98 zu 102 Patienten) vergleichbar (31). Hier liegt das GMV bei 307 cm<sup>3</sup> (31). Das geringere Volumen lässt sich dadurch erklären, dass durch die Messung jeder Schicht der interpolierte Bereich deutlich geringer ist.

Wir wissen, dass Muskelkraft mit dem Muskelvolumen korreliert (10) (11) (12) und dass durch Muskelaktivität eine Muskelhypertrophie (2) entsteht. Daraus folgt eine Kraftzunahme. Über unser Patientenkollektiv ist durch einen von den Pflegekräften erhobenen fachbereichfremden Anamnesebogen nur bekannt, ob sie „normal“ oder „eingeschränkt“ gehfähig sind. Daher fehlte uns die Information, ob sie zum Beispiel regelmäßig Sport treiben, wodurch es zu einer Hypertrophie des GM kommen kann (2). Diese Ungenauigkeit über die körperliche Aktivität kann die Vergleichbarkeit des GMV einschränken.

## 4.2 Hüftgelenkgeometrie

Das in der vorliegenden Population gemessene FO steht im Einklang mit den Werten, die in Studien basierend auf 3D- CT- Scans Messung erhoben wurden (29) (17). Sariali et al. bestimmten das FO mit 4,22 cm, wir im Vergleich dazu maßen 4,14 cm durchschnittlich (17). Die Kadaverstudie von Noble et al. zeigt ein FO von 4,3 cm auf, was für die Genauigkeit der 3D- Messung in Bezug auf die reale Anatomie spricht (32). Der Fakt, dass es keine Unterschiede zwischen den Werten gemessen von Husmann und Sariali im Vergleich zu unseren Messungen gibt, ist bemerkenswert, da die untersuchten Populationen in diesen Studien an Koxarthrose litten (29) (17). Daher kann man annehmen, dass es bei der Koxarthrose zu keinen Veränderungen des FO kommt.

Sariali et al. nutzen CT- Scans, die bis zum Femuristhmus reichten. Daher ist der Verdacht der ungenauen Femurachsenbestimmung aufgrund der zu kurzen CT- Scans wahrscheinlich nicht schwerwiegend (17).

Das Durchschnittsalter, innerhalb der untersuchten Populationen, ist mit 62 zu 58.5 Jahren bei unserer Studie nahezu identisch (29).

### 4.3 Beziehungen zwischen Muskelvolumen und Hüftgelenksgeometrie

Das Ergebnis, dass das FO indirekt (negativ) im Zusammenhang mit dem linearen Regressionsmodell zur Vorhersage des GMV steht, wurde im ersten Moment nicht erwartet. Aufgrund der positiven Korrelation zwischen der Beckengröße (FO, BWLA) und der Patientengröße (Größe, Körpergewicht) wurde eine positive Korrelation zwischen GMV und FO gefunden (Abbildung 15).

Unter Berücksichtigung des Drehpunktes zwischen FO und BWLA (7) wurde angenommen, dass bei Verlängerung des GM- Hebelarmes (durch Verlängerung des FO) die Effektivität der Abduktionskraft des GM erhöht wird und somit einen Teil der Muskelbedeutung für das Beckengleichgewicht reduziert. Ein negativer Koeffizient würde die Folge sein. Im Regressionsmodell, in welchem sich der spezielle Anteil der jeweiligen Parameter zu der Variation der abhängigen Variable darstellt, wurde solch ein negativer Koeffizient zwischen GMV und FO gefunden.

Eine Erklärung für solch einen negativen Koeffizienten findet man unter Berücksichtigung der muskuloskelettalen Entwicklung. Die Knochenstrukturen passen sich dem Muskelzug an (33). Wie der proximale Femur und dadurch das FO sich während des Skelettwachstums entwickeln, hängt von den auftretenden Zügen und Exkursionen während der Hüftgelenksbewegungen in der Wachstumsperiode ab. Die Hüftgelenksbewegung ist besonders kontrolliert durch den GM (34). Aufgrund der parallelen Entwicklung dieser beider Strukturen ist es möglich, dass die durch einen kleineren GM resultierenden geringeren Kräfte mehr Wachstum in die laterale Richtung erlauben (34). So ist die Entwicklung eines größeren FO gewährleistet. Solche Beziehungen können zum Beispiel beobachtet werden, wenn man sich die Hüftgelenksgeometrie bei einer hohen Hüftluxation (HHD) nach der Entwicklung einer Hüftdysplasie anschaut (34). Die Femuranatomie bei HHD- Patienten beinhaltet einen großen CCD- Winkel, folgend von einem kleinen FO sowie einem verlängertem proximalen Femur. Diese femorale Verlängerung könnte verursacht sein durch einen Mangel an Widerstand während des Wachstums aufgrund eines Mangels an Kontakt mit der Hüftgelenkspfanne.

Im Gegensatz übt ein großer GM eine große axiale Kraft auf den Schenkelhals aus und kann das axiale Wachstum geringer halten im Vergleich zu der Situation, wenn eine

---

geringere axiale Kraft von einem kleineren GM ausgeübt wird (6). Das wiederum könnte zu einer Hand in Hand Entwicklung des GMV und FO führen (6). So kann man außerdem annehmen, dass sich ein körperlich aktiver oder inaktiver Lebenswandel während des Heranwachsens auf die Entwicklung des FO und GMV auswirken kann.

Des Weiteren kann der inverse Größenzusammenhang zwischen FO und GMV benutzt werden um die Beobachtungen, die bei Patienten nach einer Hüft- TEP gemacht wurden, zu erklären. Asayama et al. fanden eine optimierte Hüftabduktorfunktion nach einem leichten Anstieg des FO (35), ebenso wie Yamaguchi et al. (36), Lecerf et al. (1) und McGrory et al. (15). Sie beobachten, dass die Abduktionskraft bzw. der Abduktorhebelarm positiv mit dem FO korreliert. Zudem verringert sich laut Sakalkale et al. beim leicht vergrößerten Offset der Polyethylenabrieb (37), was zu einer längeren Prothesenlebensdauer führen kann.

Dank des quantifizierten Zusammenhangs zwischen dem GMV und der Hüftgelenksgeometrie, besteht nun die Möglichkeit optimierte Rehabilitationskonzepte anhand der individuellen Muskelvolumenzunahme zu evaluieren und somit gezielt weiterzuentwickeln, und so die Rehabilitation nach HTEP in Zukunft effektiver zu gestalten. Die Möglichkeit auf Basis demographischer Größen und Hüftgeometriedaten einen GM- Sollwert zu berechnen, erlaubt die Einschätzung eines GM- Defizit für jeden Patienten individuell, auch und insbesondere bei nicht belastbaren Vergleichswerten der Gegenseite durch pathologische Veränderungen.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Entsprechend einem in der Frontalebene erstellten Modell des Hüftgelenkes beeinflusst das FO direktproportional den Hebelarm der Abduktorenmuskulatur und das Verhältnis zwischen den Adduktions- und Abduktionsmomenten im Hüftgelenk (4)(Abb. (5)).....	8
Abbildung 2: Der Gluteus wurde in jeder CT- Schicht umfahren. Diese Abbildung zeigt ihn in seiner nahezu größten Ausdehnung.....	19
Abbildung 3: Der markierte Bereich ist der Gluteusmedius. Diese wurde wie das Volumen von Vitrea 2® berechnet.....	20
Abbildung 4: Das Hüftkopffzentrum wurde manuell auf Höhe des größten Durchmessers markiert. ....	21
Abbildung 5: Die Ellipsen legten sich nach einem automatischen Algorithmus um die innere Corticalis. Aus den Mittelpunkten bildete sich die Femurachse.....	22
Abbildung 6: Darstellung des FO und dem BWLA mit Hilfe einer ap. Projektion .....	22
Abbildung 7: Geschlechtsverteilung der untersuchten Patienten.....	24
Abbildung 8: Altersverteilung der untersuchten Patienten .....	25
Abbildung 9: Größenverteilung der untersuchten Patienten .....	25
Abbildung 10: Gewichtsverteilung der untersuchten Patienten.....	26
Abbildung 11: BMI- Verteilung der untersuchten Patienten .....	26
Abbildung 12: Verteilung des GMV der untersuchten Patienten.....	27
Abbildung 13: Verteilung des FO der untersuchten Patienten .....	28
Abbildung 14: Verteilung des BWLA der untersuchten Patienten.....	28
Abbildung 15: Lineares Regressionsmodell zur Vorhersage des GMV; basierend auf dem Körpergewicht, dem femoralen Offset und dem Körpergewichtshebelarm; $R^2= 0,681$ , $p \leq 0,0001$ ; die dünnen Linien markieren 95% des Konfidenzintervalls, die Ergebnisse sind normal verteilt; Symbole: ♂: männlich ♀: weiblich (6).....	30

---

Tabelle 1: Linearen Korrelationskoeffizienten (Pearson*, Spearman- Rho**) und p- Werte in Bezug auf das GMV und die demographischen Daten sowie Hüftgeometriedaten (6).....	29
Formel 1: GMV- Berechnungsformel (6).....	30

**Abkürzungsverzeichnis**

Abb.	Abbildung
AHB	Anschlussheilbehandlung
BMI	Body Mass Index
BWLA	Body weight lever arm (Körpergewichtshebelarm)
CT	Computertomographie
CCD	Corpus- Collum- Diaphyse
FO	Femorale Offset
FA	Femurschaftachse
GM	Gluteus medius
GMV	Gluteus medius-Volumen
HG	Hüftgelenkgeometrie
HHD	Hohe Hüftluxation
HKZ	Hüftkopfzentrum
HTEP	Hüfttotalendoprothese
Korr.- koef.	Korrelationskoeffizient
TEP	Totalendoprothese

## Literaturverzeichnis

1. **Lercerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin R, Giraud F, Flecher X, Girard J, Merti P, Marchetti E, Stindel E.** Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2009, 95: 210- 219.
2. **Schiebler, T.** *Anatomie.* Heidelberg : Springer, 2005.
3. **Jaegers S, Dantuma R, de Jongh HJ.** Three- dimensional reconstruction of the hip muscles on basis of magnetic resonance images. *Surg Radiol Anat.* 1992, 14: 241- 249.
4. **Debrunner, Alfred M.** *Orthopädie, Orthopädische Chirurgie.* Bern : s.n., 2005.
5. **Pauwels, F.** *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie.* Berlin, Heidelberg, New York : Springer, 1973.
6. **Preininger B, Schmorl K, von Roth P, Winkler T, Schlattmann P, Matziolis G, Perca C, Tohtz S.** A formula to predict patients' gluteus medius muscle volume from hip joint geometry. *Man Ther.* 2011, 16(5):447- 451.
7. **Traina F, De Clerico M, Biondi F, Pilla F, Tassinari E, Toni A.** Sex Differences in Hip Morphology: Is Stem Modularity Effective for Total Hip Replacement? *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 2009, 91: 121- 128.
8. **Müller M, Tohtz S, Springer I, Dewey M, Perka C.** Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to the surgical approach for primary total hip replacement: minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2011, 131: 179- 189.
9. **Chumanov E, Wall- Scheffler C, Heiderscheit BC.** Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics.* 2008, 23: 1260- 1268.
10. **Tonson A, Ratel S, Le Fur Y, Cozzone P, Bendahan D.** Effect of maturation on the relationship between muscle size and force production. *Med Sci Sports Exerc.* 40(5): 918- 925.
11. **Akagi R, Takai Y, Ohta M, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T.** Muscle volume compared to cross- sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. *Age and Aging.* 2009, 38: 564-569.



12. **Arokoski MH, Arokoski JPA, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ.** Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatology*. 2002, 29: 2185- 2195.
13. **Marker DR, Seyler TM, Bhave A, Zywiol MG, Mont MA.** Does commitment to rehabilitation influence clinical outcome of total hip resurfacing arthroplasty? *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2010, 5: 20.
14. **Müller M, Tohtz S, Winkler T, Dewey M, Springer I, Perka C.** MRI findings of gluteus minimus muscle damage in primary total hip arthroplasty and the influence on clinical outcome. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010, 130: 927- 935.
15. **McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KD, Cabanela ME.** Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)*. 1995, 77- B: 865- 869.
16. **Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C.** Age- related appearance of muscle trauma in primary total hip arthroplasty and the benefit of a minimally invasive approach for patients older than 70 years. *International Orthopaedics*. 2011, 35:165-171.
17. **Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E.** The- dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset. *Journal of Arthroplasty*. 2009, 24(6): 990- 997.
18. **Roth, A.** *Minimal invasive Hüftendoprothetik*. Bremen : UNI-MED, 2007.
19. **Zhang XL, Shen H, Qin XL, Wang Q.** Anterolateral muscle sparing approach total hip arthroplasty: an anatomic and clinical study. *Chin Med J*. 2008, 121(15): 1358- 1363.
20. **Wohlrab D, Hagel A, Hein, W.** Advantages of minimal invasive total hip replacement in the early phase of rehabilitation. *Z Orthop*. 2004, 142: 685-690.
21. **Manini TM, Clark BC, Nalls MA, Goodpaster BH, Ploutz-Snyder LL, Harris TB.** Reduced physical activity increases intermuscular adipose tissue in healthy young adults. *Am J Clin Nutr*. 2007, 85: 377- 384.
22. **Rasch A, Dalén N, Berg H.** Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthopaedica*. 2010, 81 (2): 183- 188.
23. **Eimre M, Puhke R, Alev K, Seppet E, Sikkut A, Peet N, Kadaja L, Lenzner A, Haviko T, Seene T, Saks VA, Seppet EK.** Altered mitochondrial apparent affinity for ADP and impaired function of mitochondrial creatine kinase in gluteus medius of patients with hip osteoarthritis. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2006, 290(5): 1271- 1275.

- 
24. **Jensen C, Aagaard P, Overgaard, S.** Recovery in mechanical muscle strength following resurfacing vs standard. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2011, 19: 1108- 1116.
  25. **Khan F, Ng L, Gonzalez S, Hale T, Turner- Stokes L.** Multidisciplinary rehabilitation programmes following joint replacement at the hip and knee in chronic arthropathy (Review). *Cochrane Database Syst Rev*. 2008, (2):CD004957.
  26. **Minns Lowe CJ, Barker KL, Dewey ME, Sackley CM.** Effectiveness of physiotherapy exercise following hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review of clinical trials. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2009, 10: 98.
  27. **Di Monaco M, Vallero F, Tappero R, Cavanna A.** Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controlled trials on physical exercise. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2009, 45: 303- 317.
  28. **Preininger B, Schmorl K, von Roth P, Winkler T, Matziolis G, Perka C, Tohtz S.** More muscle mass in men: explanatory model for superior outcome after total hip arthroplasty]. *Orthopäde*. 2013, 42(2): 107- 113.
  29. **Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roquin B, Argenson JN.** Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty*. 1997, 12(4): 444- 450.
  30. **Duda G, Brand D, Freitag S, Lierse W, Schneider E.** Variability of femoral muscle attachments. *J Biomechanics*. 1996, 29: 1185- 1190.
  31. **Jolivet E, Daguet E, Pomero V, Bonneau D, Laredo JD, Skalli W.** Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2008, 11(3):281-90.
  32. **Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS.** The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res*. 1988, (235): 148- 168.
  33. **Perka C, Heller M, Wilke K, Taylor WR, Haas NP, Zippel H, Duda GN.** Surgical approach influences periprosthetic femoral bone density. *Clin Orthop Relat Res*. 2005, (432):153- 159.
  34. **Carls J, Wirth CJ, Börner C, Pape A.** Changes of biomechanical parameters in dysplasia of the hip by total hip replacement. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2002, 140(5):527- 532.
  35. **Asayama I, Chamnongkich S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM.** Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005, 20(4): 414- 420.

36. **Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Ishiko T.** Total hip arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction, abductor muscle strength, and femoral offset. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2004, 12(2):164- 167.
37. **Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothmann RH.** Effect of Femoral Component Offset on Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and related Reseach*. 2001, 388: 125–134.

## Anhang

### **Eidesstattliche Versicherung**

„Ich, Katrin Schmorl, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Quantitative Analyse des Zusammenhangs vom Gluteus medius- Volumen und der Hüftgeometrie“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift Katrin Schmorl

## **Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.









## **Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen**

Katrin Schmorl hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Preininger B, Schmorl K, von Roth P, Winkler T, Schlattmann P, Matziolis G, Perka C, Tohtz S. A formula to predict patients' gluteus medius muscle volume from hip joint geometry. *Man Ther.* 2011 Oct;16(5):447-51

Beitrag im Einzelnen: CT- gestützte Umfahrung des GM mit Berechnung des GMV sowie Bestimmung mehrerer Knochenpunkte im Bereich der Hüfte (genaue Beschreibung siehe bei Material und Methoden)

Publikation 2: Preininger B, Schmorl K, von Roth P, Winkler T, Matziolis G, Perka C, Tohtz S. The sex specificity of hip-joint muscles offers an explanation for better results in men after total hip arthroplasty. *IntOrthop.* 2012 Jun;36(6):1143-8

Beitrag im Einzelnen: siehe Publikation 1

Publikation 3: Preininger B, Schmorl K, von Roth P, Winkler T, Matziolis G, Perka C, Tohtz S. Femoral Offset (3D) in Patients without Osteoarthritis - Index Values from 200 Hip Joints. *Open Orthop J.* 2012;6:578-81

Beitrag im Einzelnen: siehe Publikation 1

Publikation 4: Preininger B, Schmorl K, von Roth P, Winkler T, Matziolis G, Perka C, Tohtz S. More muscle mass in men: explanatory model for superior outcome after total hip arthroplasty. *Orthopäde.* 2013 Feb;42(2):107-13

Beitrag im Einzelnen: siehe Publikation 1

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift der Doktorandin

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Bernd Preininger und Herrn Prof. Dr. med. Carsten Perka für die Überlassung der Arbeit und die Betreuung in allen Abschnitten. Insbesondere Herr Dr. med. Preininger half mir durch viele wertvolle Anregungen und durch seine kontinuierliche Hilfsbereitschaft.

Eine wichtige Komponente war das von Herrn PD Dr. med. Georg Matziolis erstellte Computerprogramm zur Vermessung der Knochenpunkte, vielen Dank dafür.

Mein Dank geht auch an die radiologische Klinik der Charité in Berlin/Mitte für die Bereitstellung der CT- Datensätze, einem Arbeitsplatz sowie dem Programm Vitrea 2® zur Muskelvermessung.

Abschließend geht mein Dank an meine Familie und Freunde, die mich stets motivierten und mit Rat und Tat beiseite standen.