

**Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Medizinischen Fakultät, Charité – Universitätsmedizin
Berlin**

DISSERTATION

**Geschlechts- und Altersabhängigkeit von femoralem Offset und Volumen der
pelvitrochantären Muskulatur – eine computertomographische Untersuchung**

**Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)**

**Vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin**

von

**Bernd Preininger
aus Neunkirchen**

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. G. Matziolis
2. Prof. Dr. med. G. Schmidmaier
3. Priv.-Doz. Dr. med. R. Hube

Datum der Promotion: 07.09.2012

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	5
1.1 <i>Der künstliche Hüftgelenkersatz</i>	5
1.2 <i>Maßgebende Strukturen</i>	5
1.2.1 Femorales Offset	6
Klinische Bedeutung und Rekonstruktionsverfahren	6
Femorales Offset in der Literatur	9
1.2.2 Pelvitrochantäre Muskulatur	10
Funktion und Dysfunktion der pelvitrochantären Muskulatur	10
Operativer Zugang und postoperative Funktion	11
1.3 <i>Resultierende Hypothesen und Aufgabenstellungen</i>	12
2 Material und Methodik	14
2.1 <i>Methodik der Datenerfassung</i>	14
2.2 <i>Computertomographie Aufnahmetechnik</i>	14
2.3 <i>Analyse der CT-Aufnahmen</i>	15
2.3.1 Dreidimensionale Bestimmung des femoralen Offsets	15
2.3.2 Vermessung der pelvitrochantären Muskulatur	17
2.4 <i>Zuverlässigkeit der Messergebnisse</i>	19
2.5 <i>Statistische Auswertung</i>	19
3 Ergebnisse	20
3.1 <i>Demographie</i>	20
3.1.1 Geschlechterverteilung	20
3.1.2 Altersverteilung	20
3.1.3 Körpergröße und Gewicht	20
3.2 <i>Ergebnisse der computertomographischen Auswertung</i>	25
3.2.1 Femorales Offset	25
3.2.2 Korrelation des femoralen Offsets zu Größe und Gewicht	25
3.2.3 Volumina der pelvitrochantären Muskulatur	28
3.2.3.1 Absolute Muskelvolumina	28
3.2.3.2 Relative Muskelvolumina	28
Muskelvolumina relativ zu Körpermaßen	28
Muskelvolumina relativ zu demographischen Daten	33

3.3	<i>Zuverlässigkeit der Messergebnisse</i>	37
4	Diskussion	38
4.1	<i>Femorales Offset</i>	38
4.2	<i>Muskelvolumina</i>	40
4.3	<i>Korrelationen von femoralem Offset und Muskelvolumina</i>	41
4.4	<i>Klinische Relevanz</i>	43
4.5	<i>Limitationen</i>	44
4.6	<i>Schlussfolgerungen</i>	44
5	Zusammenfassung	46
6	Literaturverzeichnis	48
7	Abbildungsverzeichnis	56
8	Formelverzeichnis	58
9	Tabellenverzeichnis	58
10	Abkürzungsverzeichnis	59
11	Danksagung	60
12	Erklärung	61
13	Lebenslauf	62
14	Publikationsliste	63

1 Einleitung

1.1 Der künstliche Hüftgelenksersatz

Der künstliche Hüftgelenksersatz mittels Hüfttotalendoprothese (H-TEP) ist die Therapie der Wahl bei Patienten, welche an einer schweren Gelenkarthrose des Hüftgelenks (Koxarthrose) leiden. Die ausgeprägte degenerative Veränderung des Hüftgelenkes führt durch Schmerzen und Funktionseinbußen letztendlich zu einer wesentlichen Einschränkung der Lebensqualität. Jährlich werden in Deutschland etwa 150.000 Patienten mit Koxarthrose mittels H-TEP versorgt mit dem Ziel, dem Patienten vor allem Schmerzlinderung und die Wiederaufnahme seiner alltäglichen Tätigkeiten zu ermöglichen.

Beim künstlichen Hüftgelenksersatz werden die Gelenksoberflächen, die Hüftgelenkspfanne und der Hüftgelenkskopf, durch Implantate ersetzt. Grundsätzlich stehen derzeit Oberflächenersatzprothesen, Kurzschaft- oder Schenkelhalsprothesen und sogenannte Standard Hüft-Totalendoprothesen zur Wahl, welche je nach patientenspezifischer Ausgangssituation und gewählter Versorgungsstrategie verwendet werden. Die metallischen, im Knochen verankerten Materialien bestehen in aller Regel aus Titanlegierungen während für die Gleitpaarungen (Pfanneninlay und Hüftgelenkskopf) unterschiedliche Kombinationen, wie Kunststoff/Keramik, Keramik/Keramik, oder Kunststoff/Metall verwendet werden.

Das Ziel beim künstlichen Hüftgelenksersatz ist die Rekonstruktion der Gelenksgeometrie im Sinne der weitgehenden Wiederherstellung der physiologischen Anatomie. Darüber hinaus soll der durch die Operation unvermeidliche perioperative Gewebeschaden und dabei v. a. an der pelvitrochantären Muskulatur möglichst gering gehalten werden. Das klinische Ergebnis nach H-TEP Implantation konnte in vorangegangenen Studien mit anatomischen Strukturen und Parametern verknüpft werden, auf welche im Folgenden näher eingegangen wird.

1.2 Maßgebende Strukturen

Vor allem die Hüftgelenksgeometrie und die resultierenden Hebelarme, über die das Körpergewicht und die von der Muskulatur ausgeübten Kräfte einander möglichst in Balance gegenüberstehen, wurden als wesentlich für die Hüftgelenksfunktion beschrieben [1-4]. Weiters konnte die Masse an funktionellem Muskelgewebe, welches

die zum aufrechten Stehen und Gehen nötigen beckenstabilisierenden Abduktionskräfte generiert, als zweiter essentieller Bestandteil der „Funktionseinheit Hüftgelenk“ identifiziert werden [5, 6].

1.2.1 Femorales Offset

Klinische Bedeutung und Rekonstruktionsverfahren

Das femorale Offset (FO) ist der Normalabstand zwischen dem Hüftgelenkszentrum und der Längsachse des Femurs. Entsprechend einem in der Frontalebene erstellten Modell des Hüftgelenkes beeinflusst das FO somit direktproportional den Hebelarm der Abduktorenmuskulatur und das Verhältnis zwischen den Adduktions- und Abduktionsmomenten im Hüftgelenk [1, 2] (Abbildung 1).

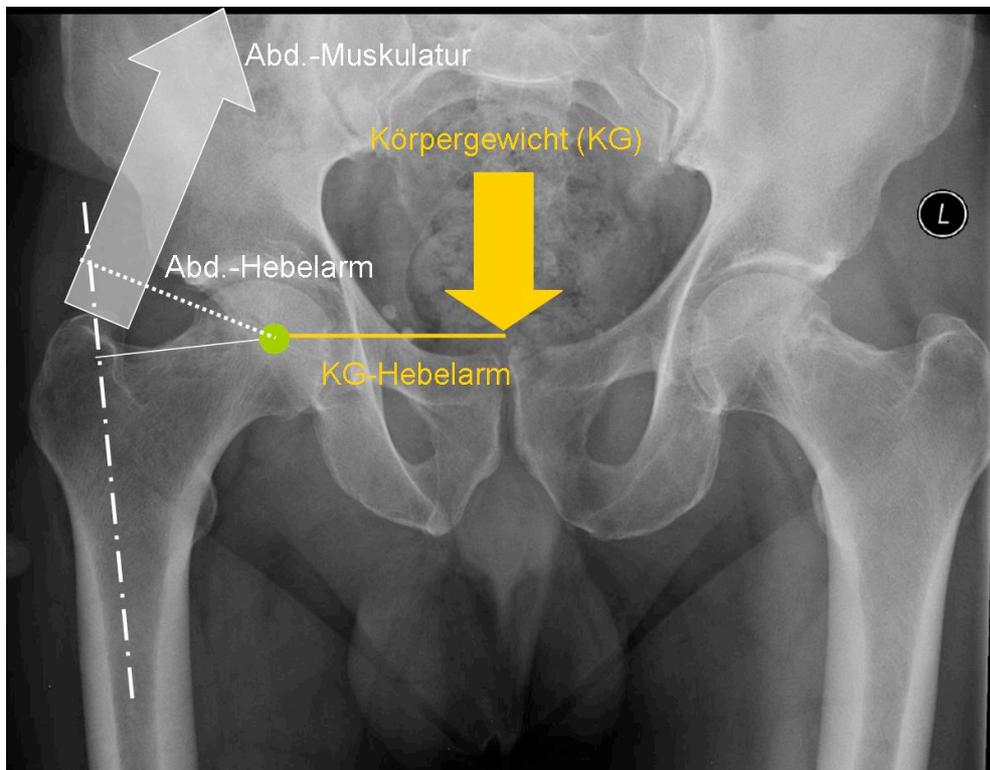


Abbildung 1: Hebelarmgleichgewicht über dem Hüftgelenkszentrum

Abbildung 1: Dargestellt sind die Hebelarme über die das Körpergewicht bzw. die Abduktionskraft über dem Hüftgelenk balanciert werden. Die Abbildung veranschaulicht den Einfluss des femoralen Offsets auf den Hebelarm der Abduktionskraft (Cosinus-Funktion) im vereinfachten Modell des Hüftgelenkes in der Frontalebene. (FO femorales Offset, KG Körpergewicht, Abd.-Muskulatur Abduktionsmuskulatur)

Weiters werden auch die entstehenden Gelenkskontaktkräfte im Hüftgelenk durch die jeweiligen absoluten Längen der Hebelarme sowie durch die Verhältnisse der Hebelarme von Körpergewicht und Hüftabduktoren zueinander maßgeblich beeinflusst [7]. Die Vergrößerung des femoralen Offsets geht demnach mit einer Vergrößerung des Hebelarmes der Abduktionsmuskulatur und einer Verringerung der Gelenkskontaktkräfte bei konstantem Hüftgelenksdrehzentrum einher.

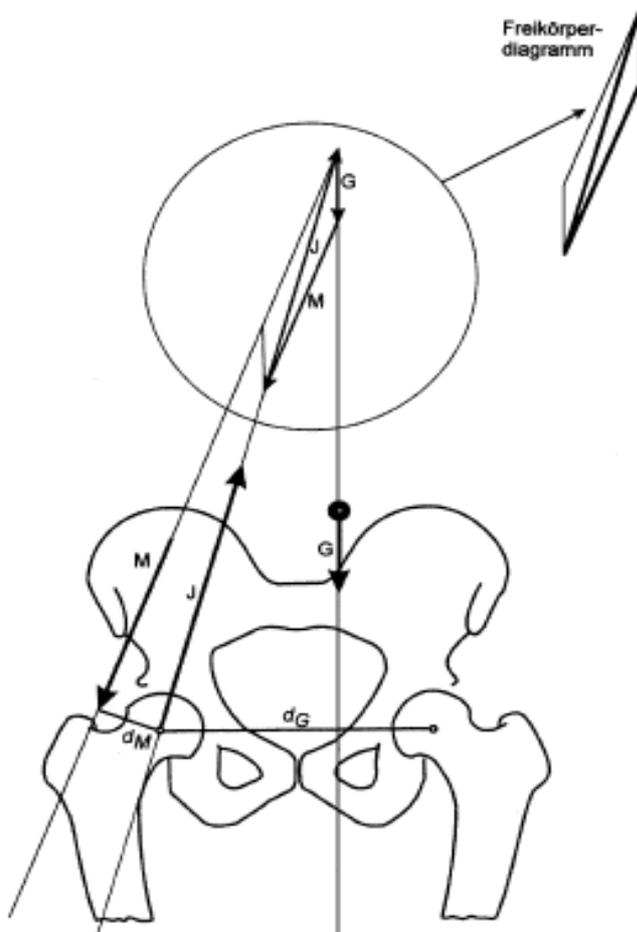


Abbildung 2: Diagrammskizze zur Bestimmung der Gelenkskraft [2]

Abbildung 2: In dieser Diagrammskizze sind die geometrischen Zusammenhänge zwischen den Hebelarmlängen für das Körpergewicht und die Abduktionsmuskulatur und der resultierenden Gelenkskraft, wiederum in dem vereinfachten Model des Hüftgelenkes in der Frontalebene dargestellt. (M Muskelkraft der Abduktionsmuskulatur, G Körpergewicht, d_G Hebelarme Körpergewicht, d_M Hebelarm Muskulatur, J resultierende Gelenkskontaktkraft) [2].

Diese funktionsrelevanten Zusammenhänge wurden in klinischen wie experimentellen Studien untersucht und bestätigt [8-12]. Entsprechend dieser beschriebenen Zusammenhänge findet sich der Hebelarm der Abduktionsmuskulatur und damit auch das femorale Offset im von Babisch et al. vorgestellten Planungsmodell wieder, welches u.a. dem etablierten Softwaremodul „Endomap“ zur präoperativen Planung von H-TEPs als biomechanische Grundlage dient [4].

In vorangegangenen klinischen Studien konnte das femorale Offset als kritischer Parameter für die Abduktionskraft im Hüftgelenk sowie auch relevanter Parameter hinsichtlich des Auftretens von postoperativen Komplikationen, wie vermehrter Gelenksabrieb, auftretenden Hüftluxationen und postoperativer Muskelkraft, identifiziert werden [3, 13-19]. Ausgehend von der klinischen Bedeutung und der zuvor ausgeführten theoretischen Bedeutung steht der Parameter „femorales Offset“ als zu rekonstruierender und dabei variabler Parameter der Hüftgelenkschirurgie hier im Zentrum des Interesses.

Das intraoperativ faktisch erzielte femorale Offset kann jedoch meist nur indirekt und nicht stufenlos gewählt werden. Dies ist begründet durch das nicht-modulare Design der am häufigsten verwendeten Prothesen. Hier müssen bei der Auswahl derselben mehrere Parameter mit in Betracht gezogen werden, die miteinander fest in den Prothesengrößen verknüpft sind [20].

So wird die nominelle Prothesengröße primär durch den inneren Markraumdurchmesser bestimmt, in dem die Prothese bei der zementfreien Implantation pressfit verankert wird, d.h. der Markraumdurchmesser des proximalen Femurs bestimmt die Größe der Prothese und damit auch die des femoralen Offsets. Die Größe des nativen femoralen Offsets, welches entsprechend den Vorüberlegungen rekonstruiert werden soll, ist jedoch nicht automatisch proportional zu diesem inneren Markraumdurchmesser des proximalen Femurs [21]. Von den meisten Prothesenherstellern werden aus diesem Grund sogenannte Lateralschäfte angeboten, sodass bei gleichem Markraumdurchmesser und damit Schaftdurchmesser der Prothese das femorale Offset mit einer gewissen Variabilität gewählt werden kann.

Ist beim endoprothetischen Gelenkersatz bei Koxarthrose die anatomische Gelenksrekonstruktion als Ziel definiert, so wird bei Revisionseingriffen meist eine geringe Vergrößerung des femoralen Offsets angestrebt, um so den Hebelarm für die Abduktionskräfte zu verbessern [3]. Dies geschieht mit der Rationale, dass die nach einem Revisionseingriff zur Verfügung stehende Muskulatur durch eine weitere

intraoperative Schädigung verringert wird und dass durch eine Vergrößerung des femoralen Offsets günstigere Hebelverhältnisse und somit eine vorteilhaftere Gelenksgeometrie für die verbleibende funktionelle Muskulatur geschaffen werden kann (Abbildung 1).

Bei Korrekturen von kongenitalen Fehlbildungen wie zum Beispiel der hohen Hüftluxation oder nach posttraumatischen Veränderungen muss die Gelenksgeometrie und damit auch das femorale Offset jedoch völlig neu etabliert werden. Weder ein präoperativer Nativsitus noch die kontralaterale Seite können in solchen Situationen als Referenzen dienen.

Um auch in solchen Fällen eine klinisch entscheidende Gelenksgröße wie das femorale Offset fundiert wählen und beurteilen zu können, sind patientenspezifischen Referenzwerte von Nöten. Diese werden ferner auch als Grundlage für die Evaluation und die Analyse von postoperativen Komplikationen wie Hüftgelenksluxationen und funktionellen Defiziten nach Hüftendoprothesenimplantation benötigt [15, 16].

Femorales Offset in der Literatur

Absolute Werte für das femorale Offset existieren in der Literatur nur von Patienten mit Koxarthrose und von Untersuchungen an anatomischen Präparaten, welche schon mehr als 100 Jahre alt sind. Die dort gemessenen Werte für das femorale Offset waren bei Frauen geringer als bei Männern [22-26].

Da das femorale Offset die Gelenkkontaktkraft mitbestimmt, kann jedoch nicht ausgeschlossen werden, dass auch die Koxarthroseentstehung durch die Größe des femoralen Offsets beeinflusst wird [7]. Im Umkehrschluss kann nun nicht mehr davon ausgegangen werden, dass das femorale Offset bei Koxarthrosepatienten als einwandfreie Bezugsgröße und zur patientenspezifischen präoperativen Planung und postoperativen Beurteilung der Hüftgelenksgeometrie dienen kann.

Weiter ist es wahrscheinlich, dass die Menschen vor ca. 100 Jahren, von denen die anatomische Präparaten und somit die absoluten femoralen Offset - Werte stammen, im Durchschnitt kleiner waren als heute und vermehrt an systemischen Erkrankungen litten, die Knochendeformitäten wahrscheinlich machen [27]. Auch die in diesem Kollektiv gemessenen Absolutwerte des femoralen Offsets eignen sich nicht dazu, die Untersuchungsergebnisse von zeitgenössischen Patienten zu interpretieren oder deren Gelenksrekonstruktion anhand dieser zu planen.

1.2.2 Pelvitrochantäre Muskulatur

Funktion und Dysfunktion der pelvitrochantären Muskulatur

Der Zustand und somit die Kraft, die von der hüftgelenksumgreifenden, pelvitrochantären Muskulatur generiert wird, und welche den auftretenden (Schwer-) Kräften entgegenwirkt, sind weitere entscheidende Faktoren für das klinische Ergebnis nach H-TEP [5, 6]. Um den Einbeinstand zu ermöglichen, muss das Körpergewicht über einem Bein ausbalanciert werden und dabei eine Beckenabkipfung hin zur kontralateralen Seite vermieden werden. Dies geschieht durch die dafür essentielle, von der pelvitrochantären Muskulatur ausgeübte Zugkraft zwischen dem proximalen Femur und dem Becken (Abbildung 1). Der Einbeinstand wiederum ermöglicht eine Schwungphase des kontralateralen Beines und bildet somit die Basis des aufrechten, zweibeinigen Ganges, der typischen menschlichen Fortbewegung.

Im Gegenzug dazu ist die pelvitrochantäre (Muskel-)Insuffizienz verbunden mit einem positiven Trendelenburgzeichen und führt zum Kontrollverlust über die Balance des Beckens und in der Folge zum Abkippen des Beckens hin zur Gegenseite und zum typischen Trendelenburg-Hinken. Der Erhalt dieser pelvitrochantären Muskulatur ist somit kritisch für die postoperative Abduktionskraft und das klinische Ergebnis nach H-TEP Implantation. Durch die Minimierung von intraoperativen Schäden an der pelvitrochantären Muskulatur können postoperative Komplikation wie Hinken verringert werden.

Um eine solche intraoperative Schädigung der pelvitrochantären Muskulatur nun so gering wie möglich zu halten, werden zunehmend sogenannte minimalinvasive Operationsverfahren zur Implantation von Hüft-TEPs angewandt [28-32]. Diese minimalinvasiven Operationsverfahren zeichnen sich vor allem dadurch aus, dass funktionelle muskuläre Strukturen beim operativen Zugang zum Hüftgelenk nicht durchtrennt werden, sondern der Zugang zum Gelenk zwischen diesen Strukturen gewählt wird. Dadurch gelingt es vielfach, das Muskeltrauma gering zu halten [30, 33-39].

Operativer Zugang und postoperative Funktion

In Studien, die klinische und funktionelle Ergebnisse nach H-TEP Implantation in Anhängigkeit des gewählten Zugangsweges untersuchen, konnten Vorteile hinsichtlich frühfunktioneller postoperativer Ergebnisse durch die Anwendung minimalinvasiver Operationszugängen erzielt werden [30, 37, 40].

Als erwiesen gilt auch, dass bestimmte Patientengruppen von der Wahl eines bestimmten Hüftzuganges zur H-TEP-Implantation mehr profitieren als andere. Bei Patienten über 70 Jahren und bei Patienten mit einem BMI über 25 kg/m² ist beispielsweise die fettige Dystrophie der Muskulatur nach minimalinvasiven Operationszugängen geringer, als dies bei Patienten unter 70 Jahre und einem BMI unter 25 kg/m² bei Anwendung des gleichen operativen Zuganges zu beobachten ist [34, 41]. Diese geringere Schädigung von Muskelgewebe und somit der verbesserte Erhalt von funktionellem Gewebe spiegelt sich auch in verbesserten klinischen Ergebnissen nach minimalinvasiven Operationszugängen wider [39, 37].

Die endgültige Wahl des operativen Zuganges zur Implantation einer H-TEP zwischen dem in Europa nach wie vor weitverbreiteten, transglutealen Hüftzugang nach Bauer [42] und einem als minimalinvasiv angesehenen Zugangsweg zum Hüftgelenk, geschieht letztendlich jedoch meist nach persönlichen Vorlieben und Kenntnissen des Operateurs bzw. nach der am Institut vertretenen Philosophie. Die Frage welcher Zugang für welchen Patienten zur primären Implantation einer Hüft-TEP ideal ist, indem der intraoperativ verursachte Gewebsschaden am geringsten ist, kann jedoch bisher anhand der in der Literatur zur Verfügung stehenden Daten nicht eindeutig beantwortet werden.

Ein möglicher Ansatz zur Erklärung der personengruppenspezifischen, unterschiedlichen Ergebnisse nach der Implantation einer Hüft – TEP durch den gleichen Zugang kann eine personengruppenspezifische Verteilung der Muskelmassen der pelvitrochantären Muskulatur sein.

Geht man davon aus, dass durch einen bestimmten operativen Zugang immer die gleiche Menge an funktionell intaktem Muskelgewebe zerstört wird, so kann diese zerstörte Muskelgewebsmenge für den einzelnen Patienten aber einen unterschiedlich großen Anteil an der individuellen Gesamtmuskelmengem darstellen.

Weiter kann die individuelle Muskelmenge der hüftumgreifenden, pelvitrochantären Muskulatur individuell unterschiedlich verteilt sein. Die Folge solcher unterschiedlicher

Muskelverteilungen wäre eine unterschiedliche relative Muskelmengenschädigungen und eine unterschiedliche Restverteilung des intakt-verbleibenden Muskelgewebes verursacht durch ein und denselben operativen Zugang. Korrespondierend zu den o. g. klinischen personengruppenspezifischen Ergebnissen könnten nun auch die Muskelverteilungen der hüftumgreifenden, pelvitrochantären Muskulatur geschlechts- oder altersspezifisch sein.

In keinem der o. g. Kollektive wurden Geschlechts- oder Altersunterschiede explizit untersucht bzw. veröffentlicht, obwohl in Studien, die allgemein – unabhängig vom Zugang - prädiktive Faktoren für das zu erwartenden Outcome nach THA untersuchen u. a. das (weibliche) Geschlecht als solcher Einflussfaktor identifiziert worden ist [43-49]. Darüber hinaus wurden für die knöcherne Hüft- und Beckenanatomie zahlreiche geschlechtsspezifische Unterschiede gefunden und beschrieben [50-52].

1.3 Resultierende Hypothesen und Aufgabenstellungen

Nachdem das femorale Offset in Studien an arthrotisch veränderten Gelenken geschlechtsspezifisch ist, kann angenommen werden, dass dies auch bei nicht-arthrotisch veränderten Gelenken in einem zeitgenössischen Kollektiv der Fall ist, diese sich jedoch in ihren absoluten Werten von den Kollektiven, die koxarthrotische Veränderungen zeigten bzw. vor mehr als 100 Jahren lebten aus oben genannten Gründen unterscheiden; ein Zusammenhang mit der Körpergröße ist zu vermuten. Aufgrund der variablen klinischen Ergebnisse nach Hüft-TEP in Abhängigkeit des Geschlechts und des Alters und der Tatsachen, dass die Hüftgelenksanatomie und somit auch die Gelenksgeometrie bei Männern und bei Frauen unterschiedlich ist [23, 26, 49-52], liegt die Vermutung nahe, dass die Menge und die Verteilung der pelvitrochantären Muskulatur zwischen Männern und Frauen ebenfalls unterschiedlich ist.

Ein Ziel der Arbeit ist es, das femorale Offset dreidimensional zu erfassen und dieses geschlechtsspezifisch zu analysieren. Darüber hinaus sollen mögliche Zusammenhänge zwischen dem femoralen Offset und der Körpergröße untersucht und gegebenenfalls quantifiziert werden.

Um eine theoretische Erklärungsgrundlage für die geschlechtsspezifischen Unterschieden nach hüftchirurgischen Eingriffen zu bieten, sollen in der vorliegenden Arbeit die Massen der vorhandenen pelvitrochantären Muskulatur und deren funktionell

wesentliche Anteile (Mm. glutei medius, Mm. glutei maximus, Mm. tensor fasciae latae) in Abhängigkeit des Geschlechts und des Lebensalters untersucht werden. Zuerst soll das Gesamtvolumen oben genannter Muskeln erfasst und weiter soll die relative Verteilung dieser Muskeln, d.h. das Verhältnis der Muskelvolumina zueinander in Abhängigkeit des Gesamtmuskelvolumens, für Männer und Frauen untersucht werden. Anhand von geschlechts- und altersabhängiger Verteilungen der pelvitrochantären Muskulatur kann dann weiter der theoretisch patientenspezifisch-beste Zugangsweg zur Implantation einer H-TEP bzw. für chirurgische Eingriffe jeglicher Art am Hüftgelenk abgewogen werden. Eine solche Abwägung basiert auf der Verteilung der Muskulatur um das Hüftgelenk. Wählt man nun den Zugang durch die Region der größten Muskelmasse, so entsteht, bezogen auf die Muskelverteilung, relativ der geringste Muskelschaden, bezogen auf die Gesamtmuskelmasse wohl der Größte; wählt man umgekehrt den Zugang durch die Region der geringsten Muskelmasse, wird, bezogen auf die Muskelverteilung, dort am meisten Muskelmasse zerstört, bezogen auf die Gesamtmuskelmasse entsteht dadurch wiederum die geringst mögliche Muskelzerstörung.

Die in dieser Arbeit gewonnenen geschlechtsspezifischen Referenzwerte für das femorale Offset eines Kollektives ohne arthrotische Veränderungen können helfen, die Rekonstruktion der Gelenksgeometrie fundierter und spezifischer zu planen. Postoperativ auftretende Komplikationen können, durch eine datenbasierte Beurteilung des femoralen Offsets und damit der Gelenksgeometrie, patientenspezifischer und damit exakter analysiert werden.

Beschriebene spezifische Verteilungsmuster der pelvitrochantären Muskulatur können helfen, unterschiedliche Ergebnisse nach hüftchirurgischen Eingriffen an definierten Patientengruppen besser zu verstehen. Darüber hinaus können anhand solcher patientenspezifischer Daten die Planung und Auswertung zukünftiger Studien besser durchgeführt und an anatomische Voraussetzungen angepasst werden. Nicht zuletzt kann eine mögliche patientenspezifische Muskelverteilung als Entscheidungshilfe für die individuelle Anwendung eines bestimmten chirurgischen Zuganges zum Hüftgelenk dienen.

2 Material und Methodik

2.1 Methodik der Datenerfassung

Die Erfassung der Patientendaten für diese retrospektive Untersuchung erfolgte primär konsekutiv aus der vorhandenen Datenbank der Radiologischen Klinik der Charité. Der Zeitraum der Untersuchungen wurde von 2003 bis 2008 beschränkt. Als Ausschlusskriterien galten sämtliche Arthrosen ab einem Kellgren-Lawrence Score von 2 sowie eine bereits bestehende Hüft - TEP, Frakturen des Femurs oder die Darstellung des Femurs nur proximal des Trochanter minors sowie jegliche neoplastische Erkrankung. Es wurden konsekutiv die Daten von untersuchten Patienten gescreent, bis 100 Patienten die Ein- und Ausschlusskriterien erfüllten und in die Studie eingeschlossen werden konnten. An diesen 100 Datensätzen erfolgte die Untersuchung des femoralen Offsets.

Vor der Untersuchung des Muskelstatus wurden die Krankenakten der eingeschlossenen Patienten hinsichtlich Mobilitätseinschränkung, neurologischen Erkrankungen und reduziertem Allgemeinzustand gesichtet und der Patient bei Vorliegen einer dieser Parameter aus der Untersuchung ausgeschlossen. Die Erhebung der klinischen Daten umfasste das Geschlecht, das Geburtsdatum, Körpergröße und Gewicht, das Aufnahmedatum, sowie CT-Schnittbilder, die von der kranialen Begrenzung der Beckenschaufel bis zum proximalen Anteil des Femurschaftes reichten (Abbildung 3). Die Datenerhebung erfolgt in pseudonymisierter Form und wurde vom Datenschutzbeauftragten der Charité genehmigt.

Für die Vermessung des femoralen Offsets konnten 100 relevante CT-Datensätze (Kollektiv 1), 49 Frauen und 51 Männern, und für die Vermessung der pelvitrochantären Muskulatur konnten 93 relevante CT-Datensätze (Kollektiv 2), 45 Frauen und 48 Männern, unter Beachtung der jeweiligen Ausschlusskriterien eingeschlossen werden. Sowohl das femorale Offset wie auch die pelvitrochantäre Muskulatur wurden auf der linken und der rechten Seite untersucht.

2.2 Computertomographie Aufnahmetechnik

Die CT-Scans wurden mittels der Computertomographen von Toshiba Aquilion 64© und Philips Mx8000 IDT 16© erstellt. Die Schichtdicken betragen zwischen 1mm und 3mm

bei einer konstanten Gantry-Neigung von 0° . Die Pixelgröße lag minimal bei $0.583 \text{ mm} \times 0.583 \text{ mm}$ und maximal bei $0.885 \text{ mm} \times 0.885 \text{ mm}$.

2.3 Analyse der CT-Aufnahmen

Die Analyse der CT-Aufnahme erfolgte unter Zuhilfenahme des Bildverarbeitungsprogramms ImageJ© und der 3D-Visualisierungssoftware Wgnuplot© anhand der 2D Schnittbilder um Artefakte durch 3D-Rekonstruktionen zu vermeiden.

2.3.1 Dreidimensionale Bestimmung des femoralen Offsets

Das femorale Offset wurde definiert als der Normalabstand zwischen der Achse des proximalen Femurs und dem Drehzentrum des homolateralen Hüftgelenkes. (Abbildung 3)

In der Folge wurde das Zentrum des Hüftkopfes in der horizontalen Schnittebene, in der sich der größte Hüftkopfdurchmesser abbildete, händisch markiert.

Die Achse des proximalen Femurs wurde mittels einer Ausgleichgeraden bestimmt, die die Mittelpunkte automatisch in den Markkanal eingepasster Ellipsen verband. Das femorale Offset wurde schließlich als der Betrag der Länge des Vektors normal auf die proximale Femurachse durch das Hüftkopfbereich bestimmt (Abbildung 3) [53].

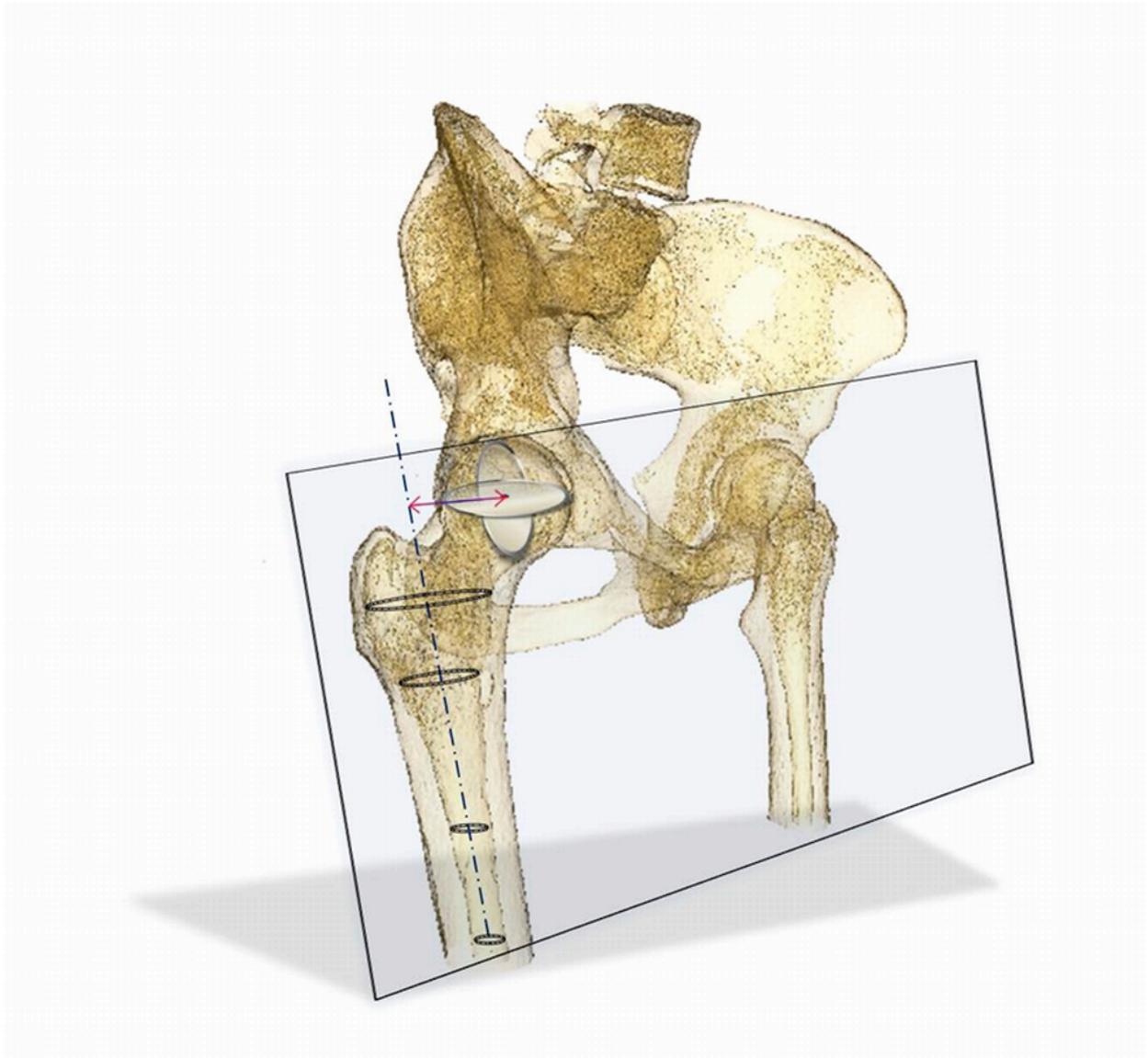


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Bestimmung des femoralen Offsets

Abbildung 3: Die dreidimensionale Berechnung des femoralen Offsets ist in der 3D-Rekonstruktion des Beckens und des proximalen Oberschenkels schematisch dargestellt. Die dreidimensionale Rekonstruktion wurde mit Hilfe des Programms Amira 4.1.1 (Amira®, San Diego, California, USA) erstellt. Ellipsen wurden automatisch in den Markkanal des proximalen Femurs eingefügt. Die Mittelpunkte dieser Ellipsen wurden mittels einer Ausgleichgeraden verbunden, welche als Femurachse diente. Eine virtuelle Ebene wurde anhand dieser Achse und dem Mittelpunkt des Hüftkopfes erstellt. Das femorale Offset wurde als Distanz der femoralen Achse normal auf diese und dem Mittelpunkt des Hüftkopfes entsprechend dem Hüftdrehzentrum berechnet.

2.3.2 Vermessung der pelvitrochantären Muskulatur

Die Querschnitte der Mm. tensor fasciae latae, Mm. glutei medius und Mm. glutei maximus wurden in jeder horizontalen Schnittebene manuell markiert. Mittels der Computersoftware Vitrea2 CT Software Package® wurden die jeweiligen Querschnittsflächen bestimmt. Die Muskelvolumina wurden als Summe der Produkte aus den einzelnen Querschnittsflächen multipliziert mit den Schichtdicken errechnet (Abbildung 4a – 4c) [54]



Abbildung 4a: Das rote Areal zeigt die Kontur des M gluteus medius nach der 3D-Rekonstruktion durch die Software Vitrea2®. Deutlich zu erkennen ist die schichtweise Konturierung als Basis für die Volumsberechnung.

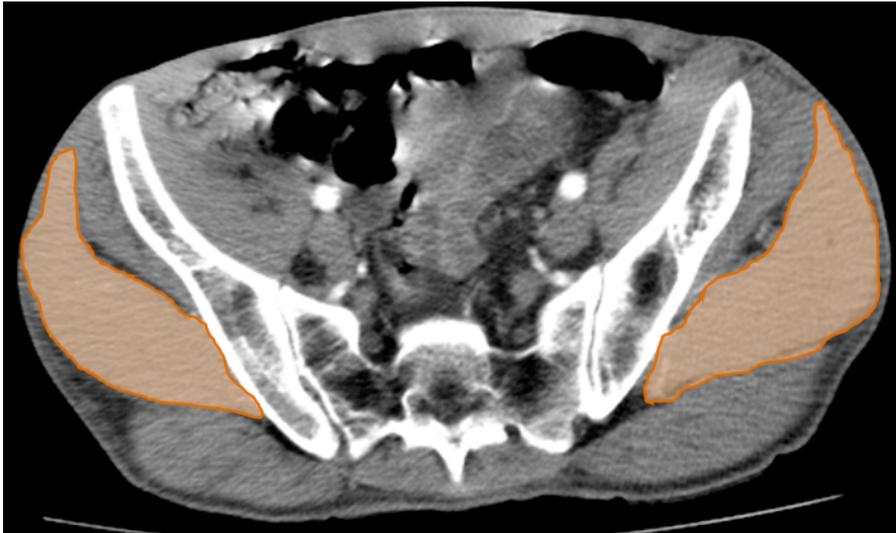


Abbildung 4 b: GMV Vermessung anhand der computertomographischen Datensätze



Abbildung 4 c: TFL und GMX Vermessung anhand der computertomographischen Datensätze

Abbildung 4a & 4b: Muskelvermessung anhand der computertomographischen Datensätze: Die Mm. muscles gluteus medius (GMV) (1a, orange), Mm. tensor fasciae latae (TFL) und Mm. gluteus maximus (GMX) (1b, grün bzw. blau,) wurden auf jedem Schichtbild markiert und konturiert. Die Abbildungen zeigen jene Horizontalschnitte, auf denen sich die größte Querschnittsflächen der untersuchten Muskeln darboten. Die markierten Muskelquerschnittsflächen wurden verwendet, um das Muskelvolumen dieser Muskeln mit Hilfe der Vitrea 2® Software zu berechnen.

2.4 Zuverlässigkeit der Messergebnisse

Um die Validität der Messungen zu überprüfen wurde randomisiert bei 15% der Datensätze die Bestimmung der Messwerte wiederholt und in weiterer Folge auf Zuverlässigkeit geprüft.

2.5 Statistische Auswertung

Demographische Parameter wurden geschlechterspezifisch mittels des Kolmogorov-Smirnov-Z-Tests auf Normalverteilung überprüft und anschließend mit dem Levene-Test auf Homogenität der Varianzen. Als Maß für die Zuverlässigkeit der Messergebnisse wurden die Intraclasskorrelationskoeffizienten (ICC) der ersten und zweiten Messwerte berechnet. Unterschiede zwischen der rechten und der linken Seite wurden jeweils geschlechtsspezifisch mit dem t-Test für gepaarte Stichproben untersucht.

Korrelationsanalysen wurden mit dem Korrelationstest nach Pearson durchgeführt. Multikollinearität von Variablen wurde anhand der Berechnung des Varianz Inflationsfaktors untersucht. Der Chi²-Test wurde zur Untersuchung einer möglichen Geschlechtsspezifität der Verteilung der Muskelvolumina verwendet. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde mit p bezeichnet und statistische Signifikanz bei $p < 0.05$ angenommen. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Software Paket SPSS 19[©].

3 Ergebnisse

3.1 Demographie

3.1.1 Geschlechterverteilung

Unter Anwendung der genannten Ein- und Ausschlusskriterien wurden 100 relevante CT-Datensätze für die Vermessung des proximalen Femurs und 93 für die Vermessung der pelvitrochantären Muskulatur konsekutiv ausgewählt, anhand derer die Bestimmung des femoralen Offsets und die Analyse der Muskelvolumina erfolgte.

3.1.2 Altersverteilung

Die Altersverteilung der untersuchten Kollektive überspannte einen Bereich von 18 bis 86 Jahren. Die Mittelwerte und Standardabweichungen für das jeweilige Alter der untersuchten Kollektive sind in Tabelle 1 und Tabelle 2 zusammengefasst. Die Altersverteilung entsprach bei Männern und bei Frauen in beiden Kollektiven der einer Normalverteilung (Abbildungen 5 und 6).

3.1.3 Körpergröße und Gewicht

Auch die erhobene Werte für Körpergröße und Körpergewicht waren normal verteilt und zeigten bei Männern signifikant größere Werte als bei Frauen ($p < 0,001$) während BMI und Alter über die Geschlechter ausgeglichen verteilt waren. Die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen und die Spannweiten der Messwerte sind in den Tabellen 1 und Tabelle 2 zusammengefasst und in Abbildung 7a – 7c dargestellt.

	Frauen				Männer				p
	min	max	avg	sd	min	max	avg	sd	
Alter	24	83	59,1	14,3	18	83	58,8	17,0	< 0,001
Körpergröße	152	174	161,9	5,7	163	200	177,1	7,7	< 0,001
Körpergewicht	44	102	64,7	12,7	51	130	80,5	15,1	n.s.

Tabelle 1: Demographische Daten des untersuchten Kollektivs: (Kollektiv 1, femorales Offset)

	Frauen				Männer				p
	min	max	avg	sd	min	max	avg	sd	
Alter	24	82	56,3	14,4	18	83	58,7	16,8	n.s.
Körpergröße	152	180	162	6,3	163	200	177	7,7	< 0,001
Körpergewicht	44	102	65,3	11,5	51	130	80,2	13,9	< 0,001
BMI	15,4	35,7	24,7	3,8	14,9	36,8	25,6	4,2	n.s.

Tabelle 2: Demographische Daten des untersuchten Kollektivs: (Kollektiv 2, pelvitrochantäre Muskelvolumina)

Tabellen 1 und 2: Die demographischen Daten der untersuchten Personenkollektive sind getrennt für Männer und Frauen jeweils separat für die erfolgte Vermessung des proximalen Femurs (Kollektiv 1) und der pelvitrochantären Muskulatur (Kollektiv 2) dargestellt. Alter, Größe und Körpergewicht zeigte jeweils eine Normalverteilung. (Kollektiv 1: Frauen 49, Männer 51; Kollektiv 2: Frauen 45, Männer 48.; n.s. nicht signifikant).

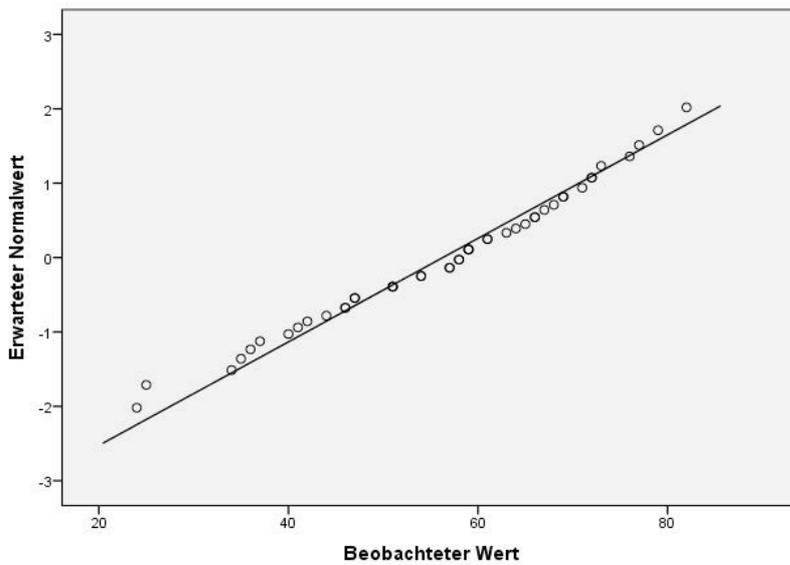


Abbildung 5: P-P-Normalverteilungsdiagramm für das weibliche Patientenkollektiv (Kollektiv 1)

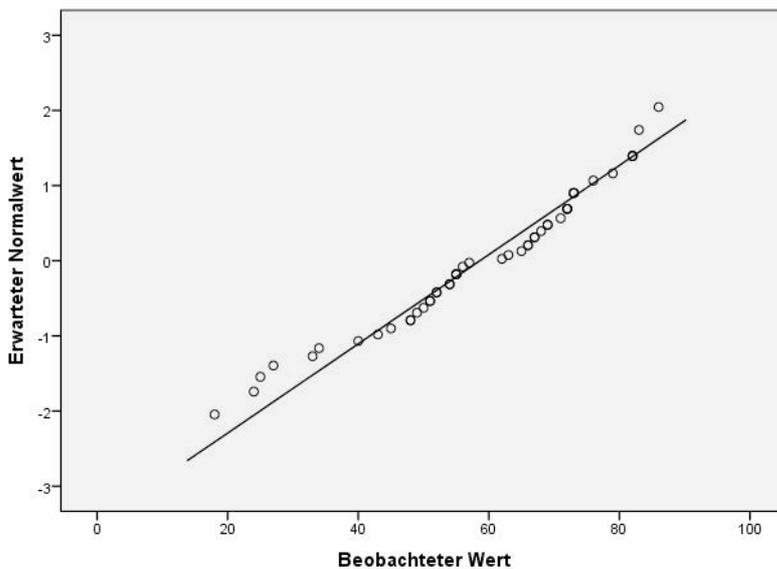


Abbildung 6: P-P-Normalverteilungsdiagramm für das männliche Patientenkollektiv (Kollektiv 1)

Abbildung 5 & 6 Die P-P-Normalverteilungsplots zeigen geschlechterspezifisch die nach der Transformationsformel von Blom berechneten erwarteten kumulierten Häufigkeiten des Alters in Abhängigkeit von den tatsächlich kumulierten Häufigkeiten des Alters. Es gibt die Normalverteilung des Alters innerhalb der Geschlechtergruppen in Form eines Streudiagramms wieder.

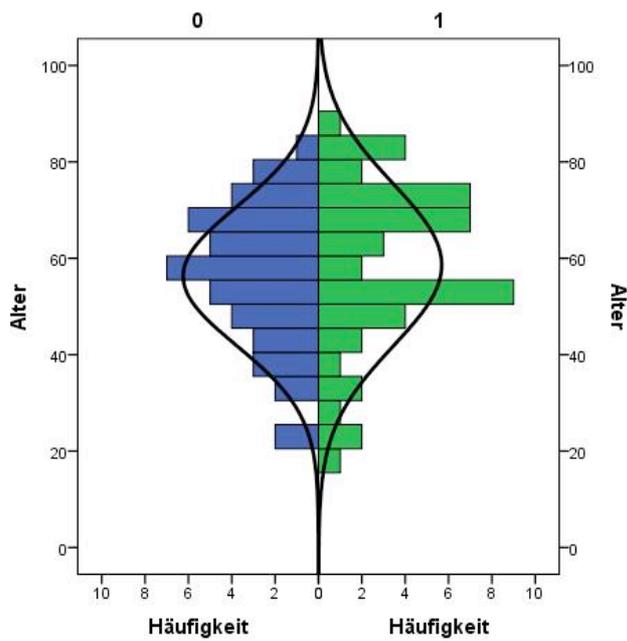


Abbildung 7a: Altersverteilung des untersuchten Kollektives (Kollektiv 1) für Männer und Frauen; 0 = Frauen; 1 = Männer

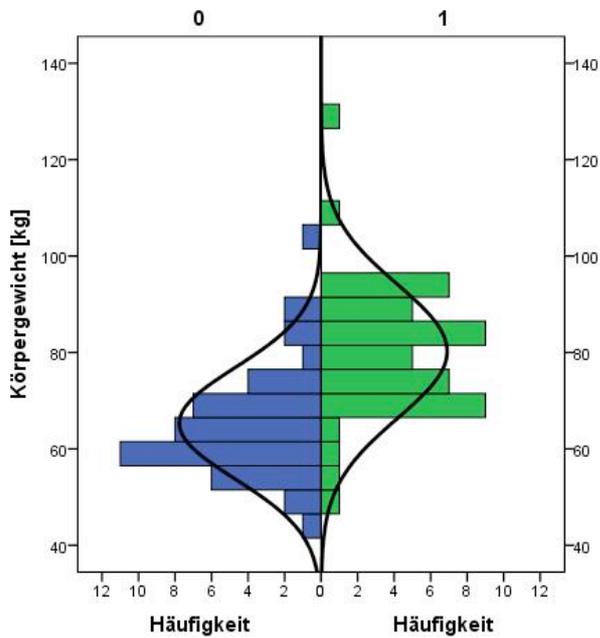


Abbildung 7b: Verteilung der Körpergewichte des untersuchten Kollektives (Kollektiv 1) für Männer und Frauen; 0 = Frauen; 1 = Männer

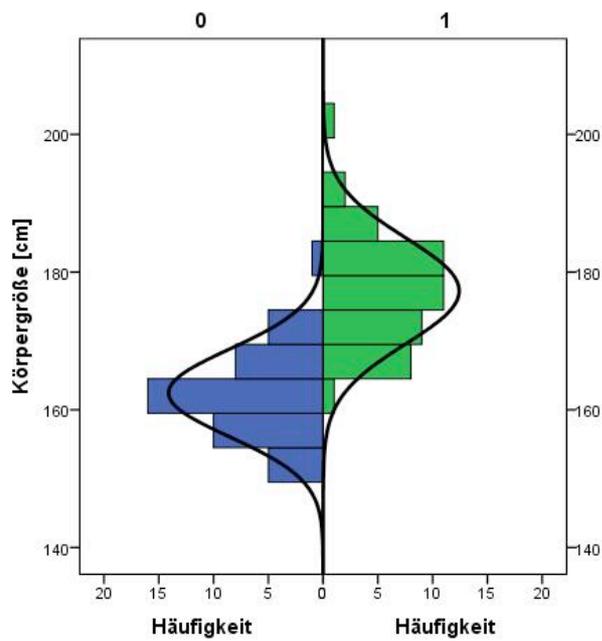


Abbildung 7c: Verteilung der Körpergrößen des untersuchten Kollektives (Kollektiv 1) für Männer und Frauen

Abbildung 7 a-c: Die Altersverteilung sowie die Verteilung von Körpergewicht und Körpergröße sind anhand der Histogramme mit den entsprechenden Normalverteilungskurven für die untersuchten Kollektive (Kollektiv 2) für Frauen und Männer dargestellt ($n= 100$); 0 = Frauen; 1 = Männer.

3.2 Ergebnisse der computertomographischen Auswertung

3.2.1 Femorales Offset

Die Messung des femorale Offsets ergab einen Mittelwert für Frauen von $39,5 \pm 3,5$ mm und für Männer von $43,6 \pm 5,6$ mm. Die Werte für Männer waren signifikant größer als die für Frauen ($p < 0,0001$). Weder bei Frauen noch bei Männern konnten Unterschiede zwischen der rechten und der linken Seite beobachtet werden. Aus diesem Grund wurde für weitere Analysen jeweils der Mittelwert von rechter und linker Seite verwendet.

3.2.2 Korrelationen des femoralen Offsets zu Größe und Gewicht

Korrelationsanalysen für die Körpergröße und das Körpergewicht mit dem femoralen Offset wurden jeweils getrennt für Frauen und Männer durchgeführt. Dabei zeigte sich bei Frauen kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Körpergröße und dem femoralen Offset während ein solcher signifikanter Zusammenhang bei Männern beobachtet wurde ($R^2=0,30$; $n=51$; $p<0,03$). Die Streudiagramme dieser Korrelationsanalysen sind in den Abbildungen 8a & 8b dargestellt. Die Korrelationskoeffizienten und deren p-Werte sind in Tabelle 3 aufgelistet.

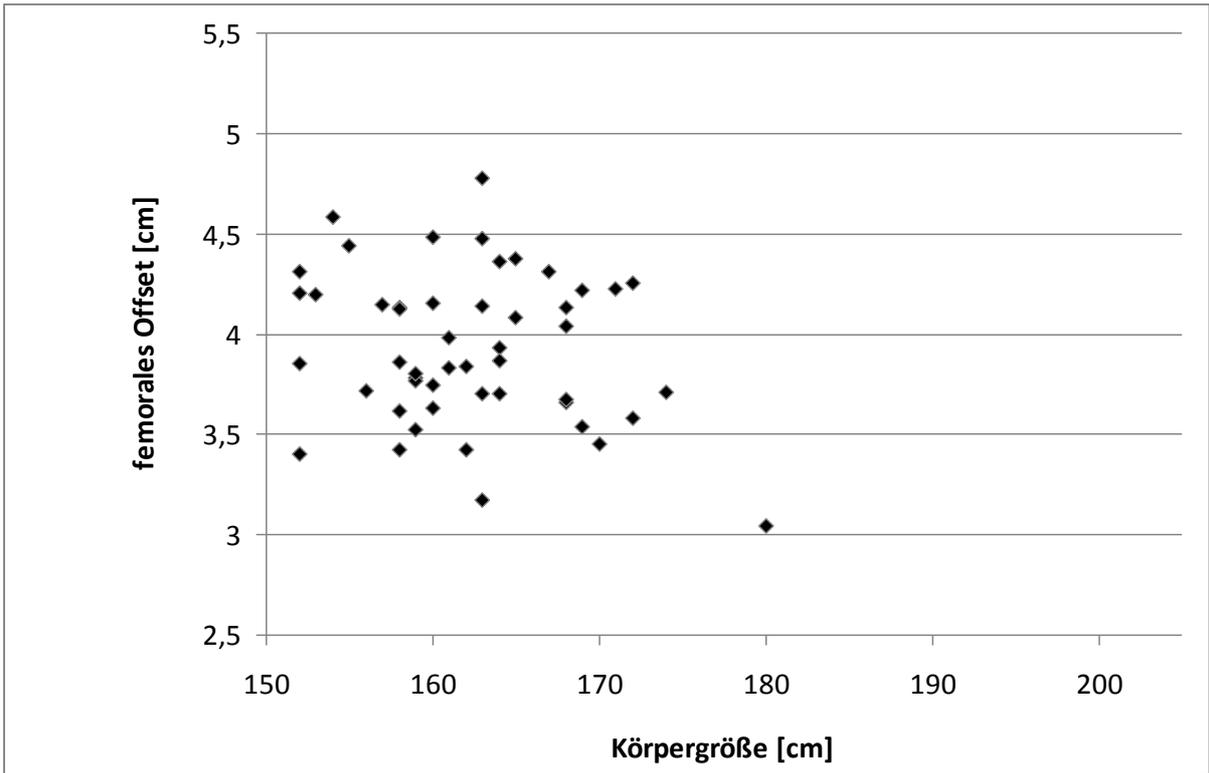


Abbildung 8a: Streudiagramm und Korrelation zwischen dem femoralen Offset und der Körpergröße für Frauen

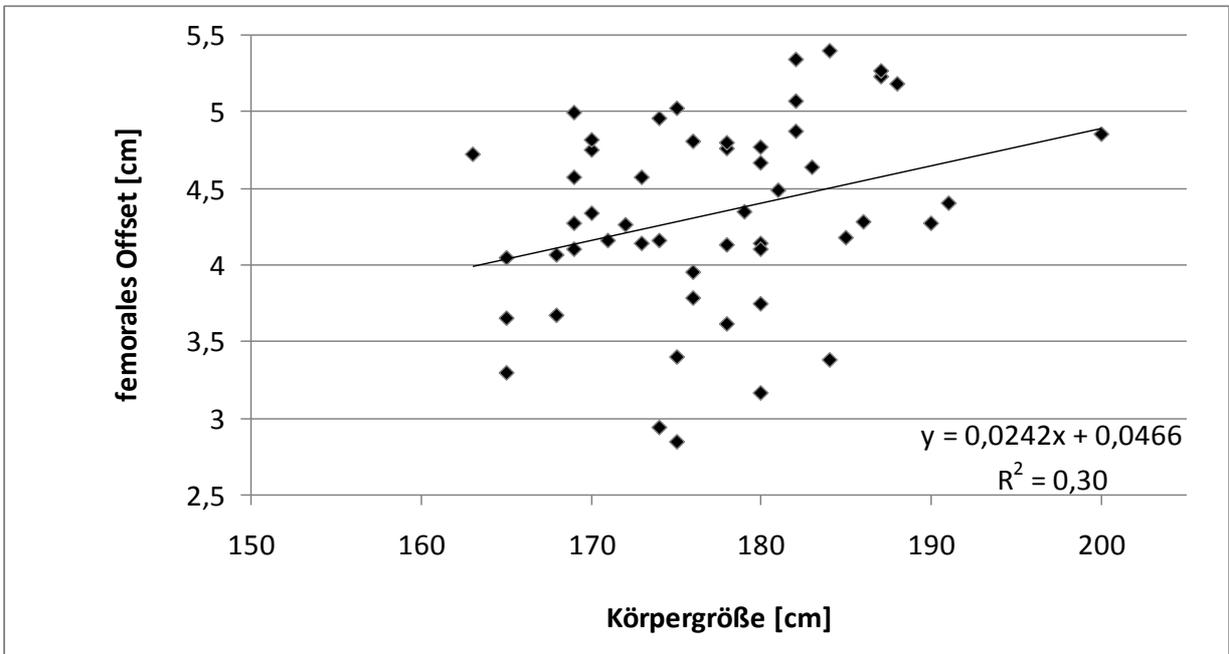


Abbildung 8b: Streudiagramm und Korrelation zwischen dem femoralen Offset und der Körpergröße für Männer

Abbildung 8a & 8b: Die Streudiagramme und Korrelationen zwischen dem femoralen Offset und der Körpergröße sind für Frauen und Männer getrennt dargestellt. Für Männer konnte eine signifikante Korrelation mit der Körpergröße gefunden werden, während eine solche signifikante Korrelation bei Frauen nicht beobachtet werden konnte. Eine Trendlinie und deren Funktion wurde in deshalb nur in das Streudiagramm für Männer eingefügt ($R^2=0,30$; $n=51$; $p<0,03$).

	Frauen		Männer	
	Körpergröße	Körpergewicht	Körpergröße	Körpergewicht
corr. coeff. (FO)	-0,22	0,04	0,30	0,29
p	0,13	0,80	0,03	0,04

Tabelle 3: Die Korrelationskoeffizienten zwischen Körpergröße bzw. Körpergewicht und dem femoralen Offset sowie die p-Werte der Analysen sind für Männer und Frauen separat aufgelistet. (FO femorales Offset; corr coeff Korrelationskoeffizienten).

3.2.3 Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur

3.2.3.1 Absolute Muskelvolumina

Die gemessenen Muskelvolumina zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen der rechten und linken Seite. Folglich wurden die absoluten Muskelvolumina hier als Durchschnittswerte der rechten und linken Seite berechnet. Diese Durchschnittswerte wurden auch für weitere Analysen verwendet. Die Spannweite der Gesamtmuskelvolumina reichte bei Männern von 736 bis 2766 wohingegen sie bei Frauen zwischen 817 und 1994 variierte. Alle absoluten Muskelvolumina waren bei Männern signifikant größer als bei Frauen (Tabelle 4). Die Gesamtvolumina der pelvitrochantären Muskulatur von älteren und jüngeren Patienten (≥ 70 , < 70) unterschieden sich nicht voneinander. [54]

	Frauen				Männer				p
	min	max	avg	sd	min	max	avg	sd	
TFL	19,5	80,1	44,6	15,4	29,3	90,4	57,7	14,7	<0,001
GMV	150	332	250	40,9	139	473	333	68,6	<0,001
GXV	233	638	445	92,4	198	958	565	140	<0,001
TMV	817	1994	1479	275	736	2766	1913	404	<0,001

Tabelle 4 Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur für Männer und Frauen.

Tabelle 4: Dargestellt sind die durchschnittlichen Muskelvolumina der rechten und der linken Seite gemittelt jeweils für Männer und Frauen sowie der p-Wert (t-Test) für die Unterschiedlichkeit der Volumina zwischen Männern und Frauen. (GMV Volumen des Mm. Gluteus medius. GMX Volumen des Mm. Gluteus maximus, TFL Volumen des Mm. Tensor fasciae latae, TMV Gesamtvolumen aller erfassten Muskeln pro Patient).

3.2.3.2 relative Muskelvolumina

Muskelvolumina relativ zu Körpermaßen

Korrelationen zwischen TMV und den erhobenen Daten wurde für beide Geschlechter mit dem Körpergewicht und der Körpergröße beobachtet. (m: $R^2 = 0,36$; $p < 0,0001$; w:

$R^2 = 0,22$; $p < 0,001$). Aufgrund der Kollinearität dieser beiden Größen (Varianz-Inflationsfaktor 2,399 für Körpergröße bei 1,526 für Körpergewicht) wurde in weiterer Folge nur die Korrelation des TMV mit dem Körpergewicht analysiert. Bei Männern zeigte sich eine signifikant steilere Zunahme des gesamten Muskelvolumens bei zunehmendem Körpergewicht als bei Frauen (Männer: 17,4 ccm TMV/kg KG vs. Frauen: 11,2 ccm TMV/kg KG; $p < 0,001$); (siehe Anstieg auch der Trendlinien und die Formeln in den Abbildungen 9a & 9b).

Abbildung 9a & 9b: Dargestellt sind jeweils die Streudiagramme und Korrelationen zwischen Körpergewicht und den Gesamtvolumina der pelvitrochantären Muskulatur (TMV). Die eingefügten Trendlinien zeigen die körpergewichtsabhängige Zunahme des TMV, getrennt für Männer und für Frauen. Der Anstieg des TMV mit zunehmendem Körpergewicht ist bei Männern signifikant steiler als bei Frauen ($p < 0,001$).

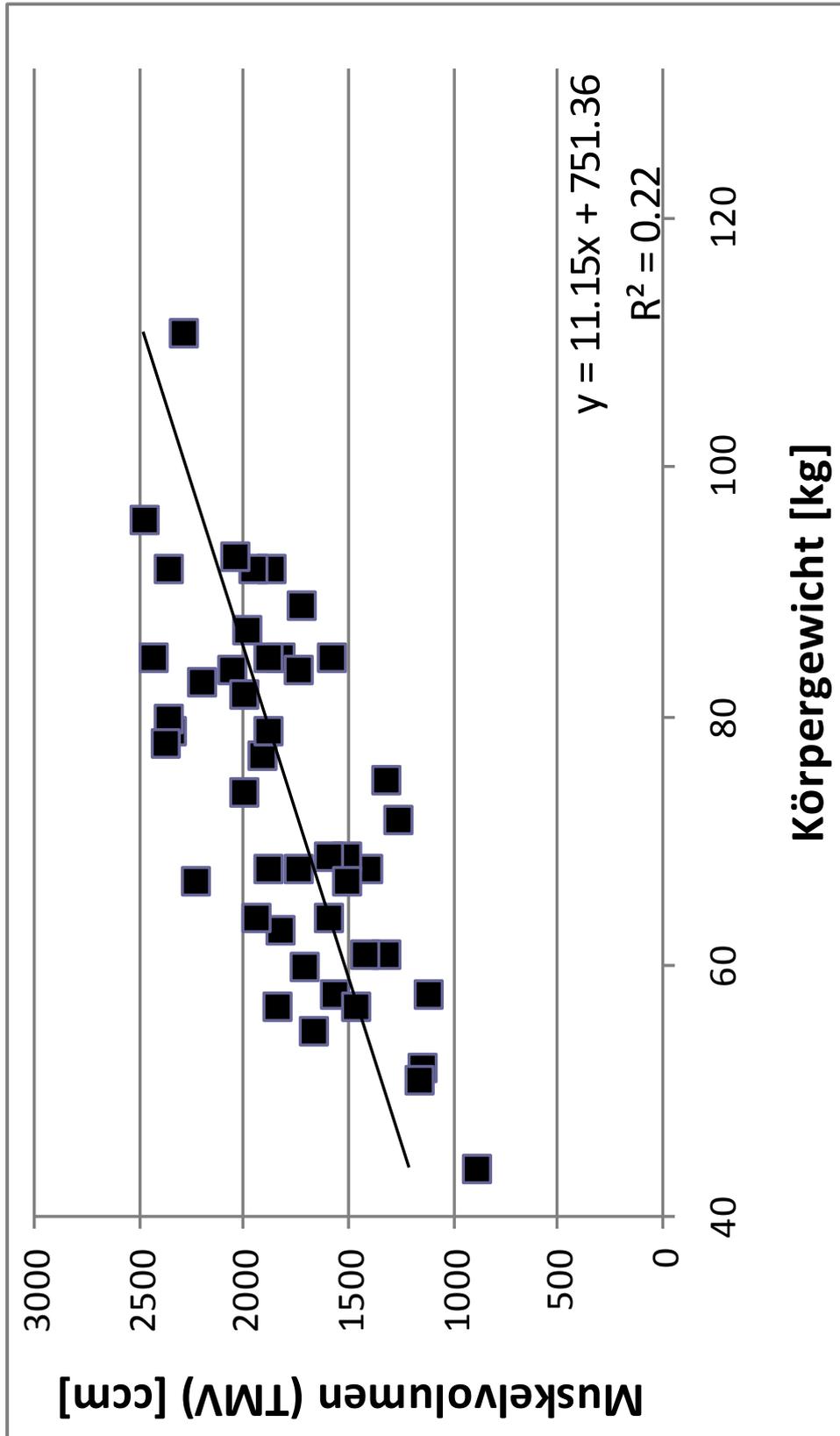


Abbildung 9a: Streudiagramm und Korrelation zwischen Körpergewicht und den Gesamtvolumina der pelvitrochantären Muskulatur für Frauen

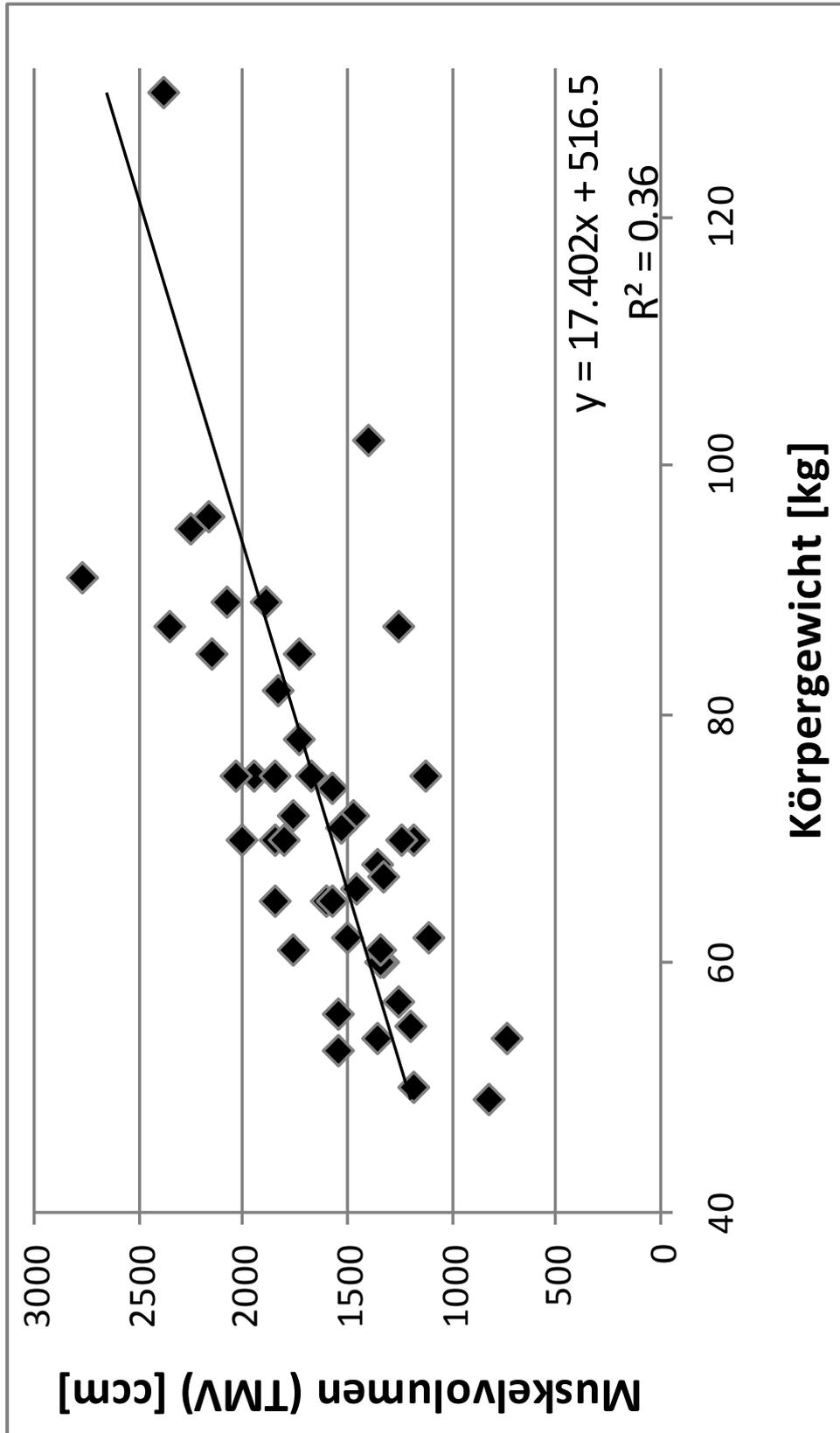


Abbildung 9a: Streudiagramm und Korrelation zwischen Körpergewicht und den Gesamtvolumina der pelvitrochantären Muskulatur für Männer

Die Berechnung des Quotienten aus dem Gesamtvolumen der pelvitrochantären Muskulatur und dem Körpergewicht ergab signifikant höhere Werte für Männer (Abbildung 10). D.h. bei Männern war im Durchschnitt mehr Muskelmasse pro Körpergewicht, welches wiederum über dem Hüftgelenk balanciert werden muss, vorhanden.

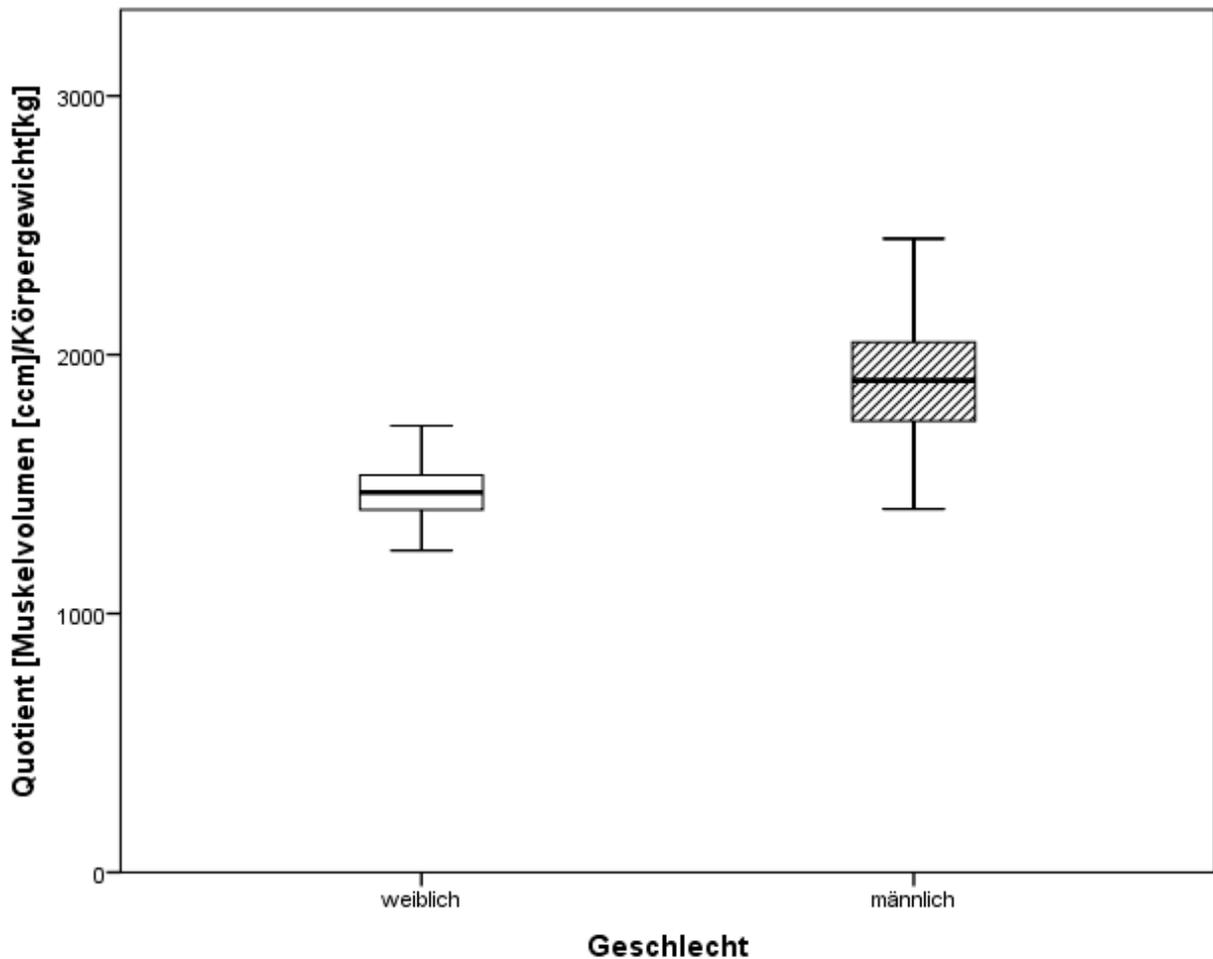


Abbildung 10: Quotienten aus dem gesamten Muskelvolumens der pelvitrochantären Muskulatur und des Körpergewichtes für Männer und für Frauen (TMV/KG). Dieser Quotient zeigte sich bei Männern signifikant höher als bei Frauen ($p < 0,001$).

Muskelvolumina relativ zu demographischen Daten

Um die Muskelverteilung um das Hüftgelenk relativ für beide Geschlechter zu analysieren, wurden die Anteile der gemessenen einzelnen Muskelvolumina in Prozent des Gesamtmuskelvolumens der pelvitrochantären Muskeln geschlechtsspezifisch entsprechen der Formel 1 berechnet und in Abbildung 11 dargestellt.

$$\mathit{avg}MV_{GM,GX,TFL} [\%] = \frac{MV_{GM,GX,TFL}}{TMV} \times 100$$

Formel 1: Formel zur Berechnung der relativen Verteilung der Muskelvolumina.

Die Muskelverteilung um das Hüftgelenk zeigte keine geschlechtsspezifischen Unterschiede (Abbildung 11) [54].

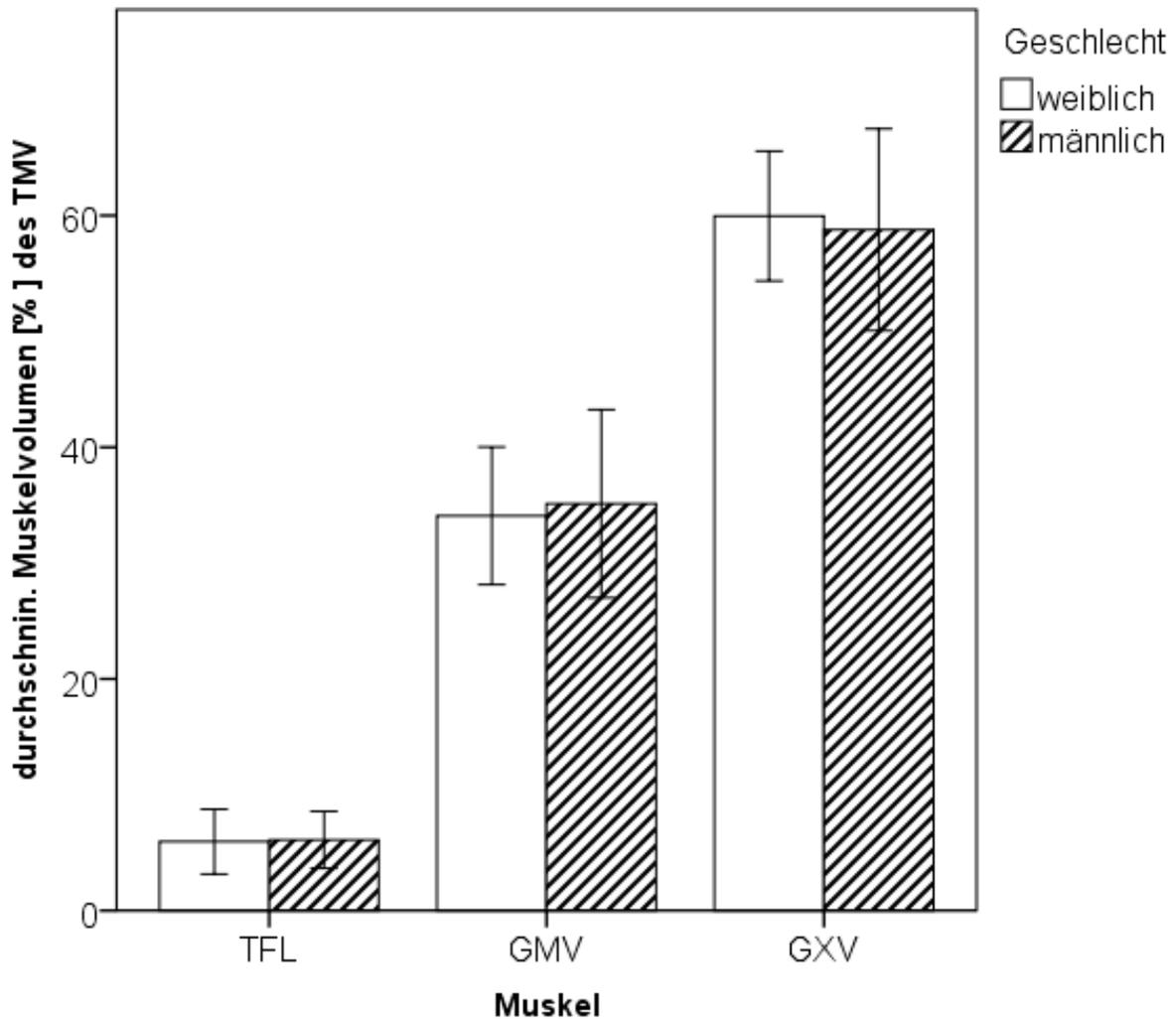


Abbildung 11: Relative Verteilung der pelvitrochantären Muskelvolumina für Männer und Frauen

Abbildung 11: Dargestellt ist die relative Verteilung der einzeln vermessenen Muskelvolumina getrennt für Männer und Frauen (TFL Mm. Tensor fasciae latae; GMV Mm. Gluteus medius; GMX Mm. Gluteus maximus). Es zeigen sich keine signifikanten geschlechtsabhängigen Unterschiede in der Muskelverteilung. Die Berechnung der Muskelvolumina folgte mittels der Formel 1.

Um den Einfluss von Alter und Geschlecht auf die Muskelverteilung um das Hüftgelenk zu untersuchen, wurden die gruppenspezifischen Anteile der einzelnen Muskelvolumina am Gesamtmuskelvolumen über die durchschnittlichen Volumina des jeweilig (Männer, Frauen; <70, ≥70) gesamten Kollektives normiert und für die jeweilige Gruppe gemittelt. Die Berechnungsart und die Ergebnisse sind anhand der unten stehenden Formel (Formel 2) und in den Abbildungen 12a & 12b dargestellt. Weder das Geschlecht noch das Patientenalter zeigen einen signifikanten Einfluss auf die Verteilung der untersuchten Muskelvolumina (Chi² Test: p 0,986 bzw. 0,996).

$$rel.MV_{GM,GX,TFL} = \frac{MV_{GM,GX,TFL}^{m,w;<70\geq}}{MV_{GM,GX,TFL}^{gesamt}}$$

Formel 2: Formel zur geschlechts- bzw. altersabhängigen Berechnung der relativen Verteilung der Muskelvolumina.

Abbildung 12a & 12b: Dargestellt sind die relativen geschlechts- bzw. altersabhängigen Muskelverteilung der untersuchten Muskelvolumina. Die relativen Muskelverteilungen zeigten keine geschlechts- oder altersabhängigen Unterschiede (Chi² - Test: p 0.986 bzw. 0.996).

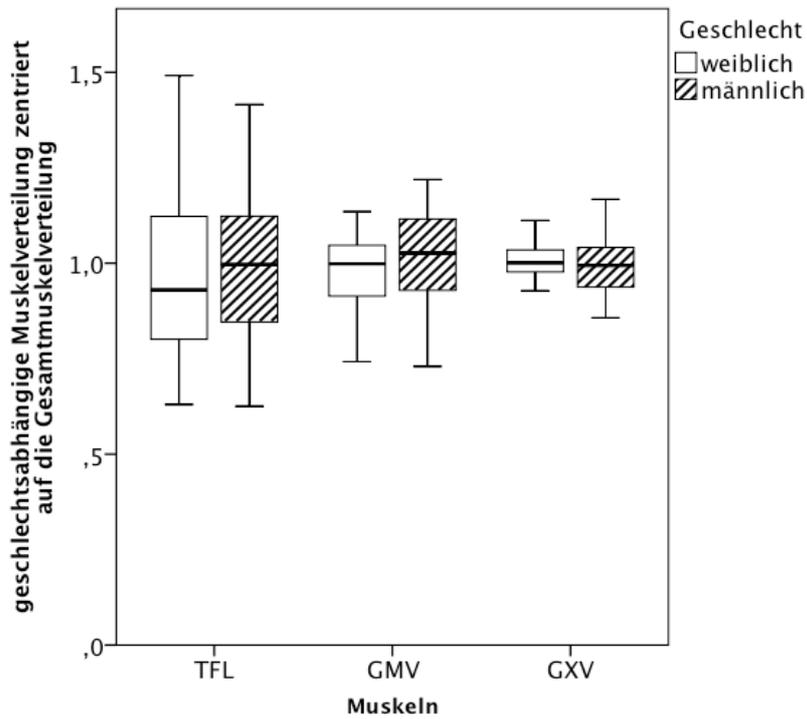


Abbildung 12a: Relative geschlechtsabhängige Verteilung pelvitrochantären Muskelvolumina

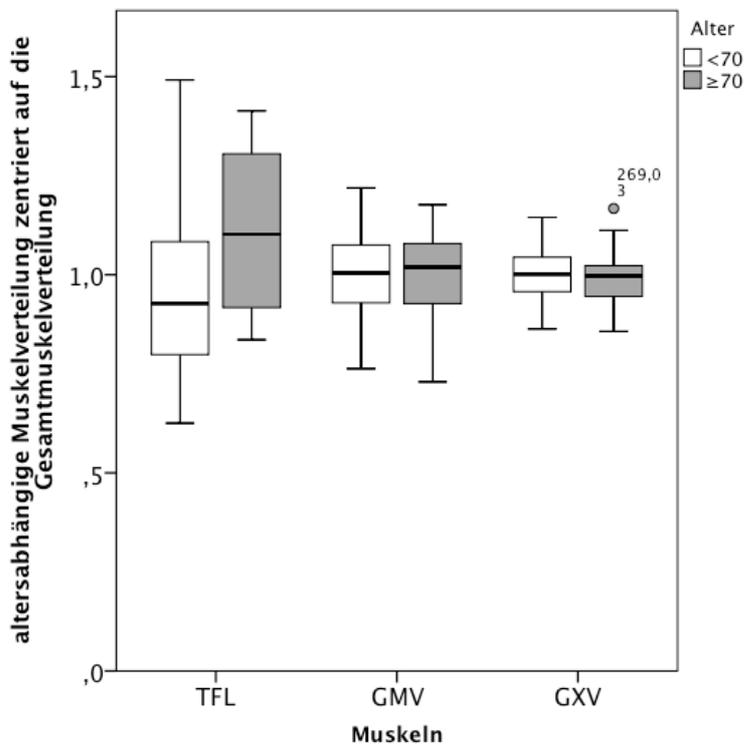


Abbildung 12b: Relative altersabhängige Verteilung pelvitrochantären Muskelvolumina. (<70; ≥ 70)

3.3 Zuverlässigkeit der Messergebnisse

Die computertomographische Auswertung wurde für 15 randomisiert ausgewählte Patienten wiederholt. Für die erste und die zweite Messung wurden jeweils die Intraclasskorrelationskoeffizienten (ICC) berechnet. Dies zeigt eine hohe Übereinstimmung der ersten und der zweiten Messung mit ICC zwischen 0,889 und 0,98 ($p < 0,0001$), und spricht für eine sehr gute Zuverlässigkeit der erhobenen Messwerte.

4 Diskussion

In dieser Arbeit wurden das femorale Offset und die Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur (Mm. glutei medius, Mm. glutei maximus, Mm. tensor fasciae latae) dreidimensional untersucht. Die Auswertung erfolgte unter besonderer Berücksichtigung von Geschlecht und Lebensalter der untersuchten Personen. Dies ist die erste in der Literatur beschriebene Untersuchung zu diesen Themenstellungen. Die Stärken dieser Studie liegen in der großen Fallzahl, der repräsentativen Alterszusammensetzung beider Geschlechter sowie in der Tatsache, dass keine Hüftpathologie vorlag. Die Zuverlässigkeitsprüfung der Messergebnisse zeigte eine hohe und für die Fragestellungen ausreichende Reproduzierbarkeit der Messungen.

4.1 Femorales Offset

Die symmetrischen Werte für das femorale Offset der linken und der rechten Körperseite stimmen mit den Ergebnissen von Atkinson et al. und Unnanuntana et al. überein, in welchen ebenfalls keine Seitenunterschiede für das femorale Offset detektiert wurden [23, 26].

Die Messungen des femoralen Offsets in dem vorliegenden Kollektiv ergaben geringfügig kleinere Werte als sie in den Studien von Atkinson et al. und Maruyama et al. gefunden wurden [22, 23].

femorales Offset	gesamt	Männer	Frauen	p
Unnanuntana et al.	41,16 ± 6,02	42,66 ± 5,67	39,67 ± 6,02	<0,001
Atkinson et al.	k.A.	55 (42-68)	48 (37-57)	<0,001
Maruyama et al.	47,2 ± 6,1 (32,0–65,0)	50,1 ± 5,3 (36,0–65,0)	44,3 ± 5,4 (32,0–63,0)	8.0 x 10 ⁻¹³
diese Studie	42,0 ± 15 (28,7-58,9)	43,6 ± 5,6 (28,9-58,9)	39,5 ± 3,5 (28,7- 48,0)	<0,0001

Tabelle 5: Literaturübersicht femorales Offset. Werte in [mm]

Mögliche Ursachen für die unterschiedlichen Absolutwerte des femorale Offsets in den Studien können darin liegen, dass i.) diese Studien an arthrotischen Hüftgelenken durchgeführt wurden und ii.) in diesen Studien der diaphysäre Anteil des Femurs und

damit die diaphysäre Femurlängsachse als die bestimmende Achse verwendet wurde, während in unserer Untersuchung der metaphysäre Anteil, in dem auch H-TEPs verankert werden, als der Referenzbereich für die Femurachse gewählt wurde. Die diaphysären und metaphysären Achsen weichen reproduzierbar voneinander ab, wie dies bereits in den Untersuchungen von Maruyama et al. beschrieben wurde. Diese Abweichung der metaphysären Achse von der diaphysären in varischer Richtung kann die unterschiedlichen Messwerte als systemisch bedingte Variation erklären [22].

Vergleicht man die in dieser Studie gewonnenen Resultate mit denen der Untersuchung von Unnanuntana et al. so sind die Resultate annähernd identisch [26]. Obwohl das femorale Offset in der Studie von Unnanuntana et al. anhand von Photographien des Femurs vermessen wurde, unterschieden sich die erhobenen Absolutwerte nur unwesentlich von denen unserer Untersuchung. Eine Erklärung dafür kann sein, dass sich diese Untersuchung wie auch diese Studie auf das proximale Femur fokussierte, welches die Femurachse bestimmte.

Interessanterweise unterscheiden sich die Körpergrößen der von Unnanuntana et al. und uns untersuchten Kollektive nicht wesentlich. Dies erscheint primär unerwartet, da die durchschnittliche Körpergröße der Bevölkerung seit der Zeit aus der die Präparate, welche in der Studie von Unnanuntana et al. untersucht wurden, waren, deutlich zugenommen hat [27] und in dieser Studie eine deutliche Größenabhängigkeit des femoralen Offsets, zumindest bei Männern gezeigt werden konnte. Nachdem das Alterslimit in der Untersuchung von Unnanuntana et al. jedoch auf 40 Jahre limitiert war, kann davon ausgegangen werden, dass dadurch eine altersbedingte Abnahme der Körpergröße ausgeschlossen wurde. Daraus kann wiederum eine Angleichung der Kollektive in Bezug auf die Körpergröße stattgefunden haben. Weiters lebten die Menschen, deren Femura untersucht wurden, in einer Zeit, in der systemische Erkrankungen, welche das Auftreten knöcherner Deformitäten begünstigten, wesentlich häufiger waren, wodurch wiederum gehäufte Variationen des femoralen Offsets nicht ausgeschlossen werden können.

Dreidimensionale Untersuchungen basierend auf CT-Analysen des femoralen Offsets an Patientenkollektiven, welche wegen Koxarthrosebeschwerden mit Hüft - TEPs versorgt wurden, zeigten annähernd gleiche Resultate wie in dieser Studie [24, 25]. Die Tatsache, dass die Ergebnisse dieser Studien sich nur kaum von denen der vorliegenden Arbeit unterscheiden, ist bemerkenswert, bedenkt man den Einfluss, den das femorale Offset nominal auf die Gelenkskontaktkraft nimmt [7]. Aus

Untersuchungen um den Prothesenabrieb und die Tribologie ist bekannt, dass eine Reduktion des femoralen Offsets den Abrieb zwischen den Gelenkspartner durch eine Erhöhung der Gelenkskontaktkraft ansteigen lässt [14]. Analog dazu wurde in Studien der Einfluss des femoralen Offsets auf die Entstehung von Koxarthrose beschrieben [55, 56].

Entsprechend den in der Einleitung beschriebenen Zusammenhängen zwischen dem femoralen Offset und den Gelenkskontaktkräften würde man in dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv ohne radiologische Anzeichen von Koxarthrose das femorale Offset größer als in den Koxarthrose-Kollektiven erwarten [7]. Andere Parameter wie die Lage des Hüftgelenkszentrums referenziert auf ein Bezugssystem des Beckens als die lastaufnehmende Struktur des Körpergewichtes wurden in dieser Studie jedoch nicht erfasst. Somit kann ein direkter Vergleich des femoralen Offsets hinsichtlich der entsprechend resultierenden Gelenkskontaktkräfte zu den Werten aus den Koxarthrose-Kollektiven basierend auf dem vereinfachten Hebelarmmodell des Hüftgelenkes in der Frontalebene nicht getroffen werden, da das Verhältnis von Körpergewichthebelarm zu Abduktionsmuskulaturhebelarm aus den Daten dieser Untersuchung nicht berechnet und anhand des biomechanischen Modells nach Babisch et al.[4] bewertet werden kann. Aus diesen Gründen kann anhand der in dieser Untersuchung gewonnenen Ergebnisse auch nicht auf einen Einfluss des femoralen Offsets auf die Entstehung der Koxarthrose rückgeschlossen werden.

4.2 Muskelvolumina

Die absoluten Volumina welche in dieser Studie für die Mm. tensor fasciae latae und für die Mm. glutei maximus gemessen wurden, liegen unter den Volumina der Kollektive, welche von Grimaldi et al untersucht wurde [57]. Die Messungen für die Volumina der Mm. glutei medius ergaben ähnliche Volumina [58]. Eine mögliche Begründung für diese Unterschiede kann vor allem in unterschiedlich großen und möglicherweise auch unterschiedlich aktiven Patientenkollektiven liegen. (52a vs. 58a; n 12 vs. n 93). Die Tatsache, dass die Muskelmassen rechts und links symmetrisch verteilt sind, steht im Einklang mit den Ergebnissen von Grimaldi et al.[57,58].

4.3 Korrelationen von femoralem Offset und Muskelvolumina

Die in dieser Untersuchung beobachtete Geschlechtsabhängigkeit des femoralen Offsets steht in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen vorangegangener Studien. [22, 23, 26]. Die Größe der geschlechtsabhängigen Differenzen zwischen Frauen und Männern variierten jedoch in den Untersuchungen von Atkinson et al. und Maruyama et al. (beide 7mm, beide 14%), Unnanuntana et al. (2,9mm, 7%) und der vorliegenden Studie (4,1mm, 9%). Diese unterschiedlichen relativen geschlechtsspezifischen Abweichungen der ermittelten Werte können wiederum einerseits durch die Methodik der Untersuchungen und andererseits durch anatomische, geschlechtsspezifische Variationen des Femurs begründet sein. Während in dieser Untersuchung und der von Unnanuntana et al. die proximale femorale Achse zur Bestimmung des femoralen Offsets verwendet wurde, beziehen sich die Messwerte von Atkinson et al. und Maruyama et al. auf die diaphysäre femorale Achse. Bezug nehmend auf den Einfluss der anterolateralen Femurbiegung, welche bei Männern ausgeprägter ist als bei Frauen [22], kann diese Unterschiedlichkeit in der Geschlechtsabhängigkeit der Ergebnisse wiederum erklärt werden.

Weder das Geschlecht noch das Patientenalter zeigte einen signifikanten Einfluss auf die Verteilung der untersuchten Muskelvolumina der Muskeln Mm. Gluteus medius, Mm. Gluteus maximus, Mm. Tensor fasciae latae relativ zueinander.

Die signifikante Korrelation zwischen der Körpergröße und dem femoralen Offset bei Männern, nicht jedoch bei Frauen wurde nicht als geschlechtsabhängig angesehen. Vielmehr ist davon auszugehen, dass das untersuchte Kollektiv nicht eine ausreichende Zahl an Datensätzen beinhaltet um eine solche Korrelation auch für Frauen nachweisen zu können und dass eine solche Größenabhängigkeit bei entsprechen größeren Fallzahlen auch bei Frauen zu beobachten wäre. In Fällen, in denen die kontralaterale Seite nicht als Anhalt für die Rekonstruktion des femoralen Offsets dienen kann, können die in dieser Untersuchung bestimmten Werte und die Korrelation zwischen Größe und femoralem Offset jedoch als Grundlage für die Analyse postoperativ auftretender Symptome dienen, nachdem gezeigt werden konnte, dass eine Alteration des femoralen Offsets eng an das Auftreten von Symptomen wie vermehrter Gelenksabrieb, auftretenden Hüftluxationen und postoperativ veränderter Muskelkraft gebunden ist [3, 13, 15, 16].

Das absolute Gesamtmuskelvolumen der pelvitrochantären Muskulatur (TMV) ist bei Männern größer als bei Frauen. Zusammenhänge zwischen den Unterschieden des TMV konnten mit dem Körpergewicht und damit auch der Körpergröße gefunden werden. Dieser Zusammenhang zeigte sich als deutlich geschlechtsabhängig worauf im Weiteren noch näher eingegangen werden wird. Das Patientenalter hatte keinen Einfluss auf das TMV.

Bei Männern zeigte sich eine deutlichere Korrelation mit einem besseren prädiktiven Wert von TMV mit dem KG als bei Frauen (Abbildungen 9a & 9b). Männer zeigten bei gleichem Anstieg der Größe und damit des Gewichtes einen steileren Anstieg des Gesamtmuskelvolumens der pelvitrochantären Muskulatur (Frauen: 11.2 ccm TMV/kg KG vs. Männer: 17.4 ccm TMV /kg KG), was für eine bessere Adaptation des Muskelvolumens bei Männern spricht. Dies resultiert in einem höheren TMV normalisiert zum Körpergewicht und damit auch in einer größeren Muskelreserve bei gleichem Körpergewicht bei Männern, welche zur Balance im Hüftgelenk beim Stehen auf einem Bein und beim Gehen zur Verfügung steht (Abbildung 10).

Auf der Hand liegt nun, dass bei Frauen während chirurgischen Eingriffen am Hüftgelenk aufgrund der geschlechtsspezifischen, relevanten geringeren gewichtsnormalisierten Muskelmasse besonders großes Augenmerk auf muskelschonendes Operieren gelegt werden sollte (Abbildung 10). Bei gleichem Zugangsschaden ist also stets von einer größeren relativen Muskelschädigung und einer größeren gewichtsnormalisierten Muskelschädigung bei Frauen auszugehen. Die bei Männern größere Muskelreserve legt eine größere Kompensationskapazität des unumgänglichen intraoperativen Muskeltraumas bei H-TEP Implantation nahe.

Die in dieser Studie gewonnenen Untersuchungsergebnisse können auch als Erklärungsgrundlage dienen, warum Männer auf Änderungen der Hüftgeometrie bei THA verzeihender reagieren. So steht bei Männern um eine intraoperative Verringerung des femoralen Offsets und die damit verbundenen Reduktion der Abduktionskraft im Hüftgelenk mehr Muskelmasse zur Kompensation dieser Situation gegenüber [3]. Die theoretische Inzidenz eines Trendelenburgezichens ist somit bei Männern geringer [6]. Weiter kann, basierend auf der größeren gewichtsnormalisierten Muskelreserve, argumentiert werden, warum Männer postoperativ zufriedener und weniger komplikationsassoziiert nach Hüfteingriffen sind, als dies bei Frauen der Fall ist [60-63]. Aufgrund der Tatsache, dass die pro Muskel-Volumseinheit generierte Kraft nicht

geschlechtsabhängig ist, ist auch der Vergleich basierend auf Muskelvolumen = Kraft zwischen Männern und Frauen gültig [63],

4.4 Klinische Relevanz

Die in dieser Untersuchung gemessenen Werte für das femorale Offset und die beobachtete Korrelation des femoralen Offsets mit der Körpergröße können im klinischen Alltag in Situationen, in denen aufgrund einer beidseitig vorliegenden Hüftpathologie die Gegenseite nicht als Referenzgröße zur Verfügung steht, als Grundlage für die Planung bzw. für die Beurteilung der Rekonstruktion des femoralen Offsets verwendet werden. Die in dieser Studie gemessenen Werte für das femorale Offset lassen aus den oben angeführten Gründen keinen Rückschluss über das femorale Offset als an der Koxarthroseentstehung ursächlich beteiligten Parameter zu.

Die geschlechtsabhängige, signifikant geringer gewichtsadaptierte Muskelmasse der pelvitrochantären Muskulatur bei Frauen impliziert, dass besonders bei Frauen auf die Minimierung des intraoperativen Muskeltraumas in der Hüftendoprothetik besonders geachtet werden sollte (Abbildung 10). Der unvermeidliche intraoperativ auftretende Muskelschaden ist relativ zur gesamten Muskelmasse der pelvitrochantären Muskulatur bei Frauen immer größer als bei Männern. Die größeren Muskelreserven bei Männern legen eine größere Kompensationsmöglichkeit dieses perioperativ unvermeidlichen Muskelschadens bei Männern nahe. Die Tatsache, dass Männer über größere Muskelreserven verfügen, bietet auch eine Erklärungsmöglichkeit an, warum Männer toleranter gegenüber Änderungen der Gelenksgeometrie während einer Hüftgelenksrekonstruktion reagieren und warum die Inzidenz von Komplikationen und wenig zufriedenstellenden Ergebnissen bei Männer geringer als bei Frauen ist [48, 60-63].

Basierend auf den Ergebnissen dieser Untersuchung kann die Annahme begründet werden, dass Frauen durch die Verringerung des perioperativen Muskelschadens durch die Anwendung von minimal-invasiven Zugangswegen mehr profitieren als Männer. Zieht man in Betracht, dass jeder (weitere) operative Eingriff eine weitere Schädigung der pelvitrochantären Muskulatur mit sich bringt, muss bei Frauen mit schlechteren Ergebnissen nach Revisionseingriffen am Hüftgelenks gerechnet werden [54].

4.5 Limitationen

Eine Limitation der Studie ist das retrospektive Design, sodass unbekannte Einflüsse nicht ausgeschlossen werden können. Es entstand ein Gleichgewicht hinsichtlich Alter und BMI innerhalb der geschlechtsspezifisch untersuchten Kollektive. Aufgrund der nicht-signifikanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen in diesen Kategorien und der im Vergleich zu bisherigen Studien großen Fallzahl, kann davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse dieser Studie belastbare (Vergleichs-) Daten darstellen. Hinsichtlich der nur für Männer gefundenen signifikanten Korrelation zwischen Körpergröße und femoralen Offset gehe ich davon aus, dass die in dieser Untersuchung begrenzte Fallzahl ist zwar ausreichend ist, um klinisch relevante Unterschiede aufzuzeigen, subtile Effekte möglicherweise jedoch nicht aufgedeckt werden können.

4.6 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse dieser Studie weisen das femorale Offset als geschlechtsabhängige und symmetrische Größe aus. Das femorale Offset zeigte sich bei Männern, nicht aber bei Frauen als körpergrößenabhängiger Parameter. Obwohl die in dieser Untersuchung gemessenen Werte für das femorale Offset nur eingeschränkt mit denen anderer Studien verglichen werden können, scheinen die absoluten Werte sich nicht wesentlich von denen von Patienten mit Koxarthrose zu unterscheiden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung können als Referenzwerte für die Rekonstruktion der Hüftgelenksgeometrie dienen, besonders in Fällen in denen die kontralaterale Seite als Referenz nicht zur Verfügung steht. Bei Männern kann das femorale Offset anhand der Körpergröße approximiert werden. Die Ergebnisse dieser Studien bestätigen, dass die kontralaterale Seite geschlechtsunabhängig die beste Vorlage für die Rekonstruktion des femoralen Offsets darstellt.

Die gleiche relative Verteilung der Muskelvolumina der untersuchten Muskeln Mm. Gluteus medius, Mm. Gluteus maximus und Mm. Tensor fasciae latae um das Hüftgelenk bei Männern und Frauen bildet die geschlechtsspezifisch unterschiedlichen Ergebnisse nach Hüft - TEP und die geschlechtsabhängigen Unterschiede der knöchernen Anatomie nicht ab.

Männer haben jedoch absolut und im Verhältnis zum Körpergewicht signifikant mehr Muskelvolumen und damit mehr Muskelreserve. Das wiederum könnte die besseren Ergebnisse nach THA bei Männern erklären.

Eine Empfehlung zur geschlechtsspezifischen Wahl eines operativen Zuganges zum Hüftgelenk zur Implantation einer THA kann anhand der Ergebnisse dieser Studie nicht ausgesprochen werden. Die Ergebnisse stellen jedoch die Rationale für das Design und die Analyse zukünftiger Studien zu geschlechtsspezifischen Therapien am Hüftgelenk und allgemein die Muskulatur betreffend dar.

5 Zusammenfassung

Hintergrund: Der künstliche Hüftgelenkersatz stellt eine sehr erfolgreiche Therapie für Patienten, die an ausgeprägten Abnutzungserscheinungen des Hüftgelenkes leiden, dar. Die klinischen und funktionellen Ergebnisse nach Implantation von Hüftendoprothesen sind wesentlich von der Rekonstruktion der Gelenksgeometrie und hier im Speziellen des femoralen Offsets sowie der postoperativen Funktion der pelvitrochantären Muskulatur abhängig.

Anhand der bislang verfügbaren Literatur ist es jedoch nicht möglich patientenspezifische Ziele für die Rekonstruktion des femoralen Offsets zu formulieren bzw. postoperativ auftretende Symptome anhand stabiler Referenzwerte zu analysieren. Bekannt ist auch, dass bestimmte Patientengruppen (Frauen, Patientenalter > 70 Jahre, BMI > 25) von der Wahl eines bestimmten Hüftzuganges zur H-TEP-Implantation mehr profitieren als andere. Welcher Zugang für welchen Patienten jedoch hinsichtlich der postoperativen Funktion der beste ist, kann anhand der derzeitigen Datenlage nicht argumentiert werden.

Ziel dieser Arbeit ist eine geschlechtsspezifische, quantitative Analyse des femoralen Offsets und der pelvitrochantären Muskulatur an Patienten ohne beschriebene Hüftgelenkspathologie. Die Ergebnisse einer solchen Untersuchung können zukünftig als Referenzwerte für die Gelenksrekonstruktion sowie als rationale Basis für die patientenspezifischen Hüftzugangswahl dienen.

Methoden: Datensätze computertomographischer Untersuchungen des Beckens sowie des proximalen Oberschenkels von 100 bzw. 93 Patienten wurden hinsichtlich des femoralen Offsets bzw. der Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur (Mm. glutei medius, Mm. glutei maximus, Mm. tensor fasciae latae) analysiert. Weiter wurden mögliche Geschlechts- und/oder Altersabhängigkeiten sowie Korrelationen dieser erhobenen Größen mit der Körpergröße und dem Körpergewicht untersucht. Das Verhältnis der Muskelvolumina der Mm. Gluteus medius, Mm. Gluteus maximus und Mm. Tensor fasciae latae zueinander wurde weiter in Abhängigkeit des Geschlechts und des Alters untersucht.

Ergebnisse: Die Vermessung des femoralen Offsets ergab signifikant größere Werte für Männer ($43,6 \pm 5,6$ mm) als für Frauen ($39,5 \pm 3,5$ mm); in beiden Gruppen zeigte

sich kein Seitenunterschied. Für Männer konnte eine signifikante Korrelation des femoralen Offsets mit der Körpergröße gefunden werden.

Die gemessenen Muskelvolumina ergaben ebenfalls größere Werte für Männer als für Frauen für alle einzeln untersuchten Muskelvolumina sowie das Gesamtvolumen der pelvitrochantären Muskulatur. Sowohl bei Männern als auch bei Frauen konnten signifikante Korrelationen zwischen den Körpermaßen und den Muskelvolumina gefunden werden. Männer zeigten mit steigendem Körpergewicht einen signifikant steileren Anstieg der Muskelvolumina als dies bei Frauen beobachtet wurde. Die relative Verteilung der Muskelvolumina von Mm. Gluteus medius, Mm. Gluteus maximus und Mm. Tensor fasciae latae zueinander zeigte keine Unterschiede in Abhängigkeit des Geschlechts oder des Alters.

Schlussfolgerungen: Die für das femorale Offset gefundenen Referenzwerte können für eine geschlechtsspezifische Planung und Analyse der Hüftgelenksrekonstruktion verwendet werden. Für Männer kann das femorale Offset anhand der Größe genähert werden.

Die relative Verteilung der Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur kann geschlechts- und altersspezifische Unterschiede in den Ergebnissen nach Implantation einer Hüft- TEP nicht erklären. Die größere gewichtsnormalisierte Muskelmasse bei Männern könnte jedoch eine Erklärung für die besseren postoperativen Ergebnisse darstellen, da bei gleichem absoluten Muskelschaden durch einen exakt definierten chirurgischen Zugang Frauen relativ zum Gesamtmuskelvolumen und zum Körpergewicht einen größeren Muskelschaden erleiden. Weiter stellen die Ergebnisse dieser Untersuchung die rationale Grundlage zur geschlechtsspezifischen Planung und Durchführung klinischer Studien zu Therapieverfahren dar, bei denen die pelvitrochantäre Muskulatur eine wesentliche Rolle spielt.

6 Literaturverzeichnis:

1. Carls J, Wirth CJ, Borner C, Pape A: [Changes of biomechanical parameters in dysplasia of the hip by total hip replacement]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2002, 140:527-532.
2. Pauwels F (Ed.). Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 1973.
3. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME: Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995, 77:865-869.
4. Babisch J, Layher, F., Venbrocks, A., Rose, I.,: Biomechanisch fundierte Hüftoperationsplanung mit Hilfe des Softwaremoduls EndoMap. *Electromedica* 2003, 1:7.
5. Kumagai M, Shiba N, Higuchi F, Nishimura H, Inoue A: Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. *J Orthop Res* 1997, 15:888-893.
6. Inan M, Alkan A, Harma A, Ertem K: Evaluation of the gluteus medius muscle after a pelvic support osteotomy to treat congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2005, 87:2246-2252.
7. Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U, Taylor WR, Duda GN: THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res* 2003, 21:767-774.
8. Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH: How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop Relat Res* 1996:137-146.

9. Delp SL, Komattu AV, Wixson RL: Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. *J Orthop Res* 1994, 12:860-870.
10. Blacker GJ, Charnley J: Changes in the upper femur after low friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1978:15-23.
11. Russotti GM, Harris WH: Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1991, 73:587-592.
12. Blumentritt S: [Biomechanical construction principles of the human hip joint in frontal plane]. *Gegenbaurs Morphol Jahrb* 1988, 134:221-240.
13. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E: Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Rev Chir Orthop Traumatol* 2009, 95:210-219.
14. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH: Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001:125-134.
15. Padgett DE, Lipman J, Robie B, Nestor BJ: Influence of total hip design on dislocation: a computer model and clinical analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2006, 447:48-52.
16. Padgett DE, Warashina H: The unstable total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2004:72-79.

17. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB: Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin Orthop Relat Res* 2009, 467:2895-2900.
18. 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, 20:414-420.
19. 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, 12:164-167.
20. 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? *J Bone Joint Surg Am* 2009, 91 Suppl 6:121-128.
21. Noble PC, Box GG, Kamaric E, Fink MJ, Alexander JW, Tullos HS: The effect of aging on the shape of the proximal femur. *Clinical orthopaedics and related research* 1995:31-44.
22. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA: The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res* 2001:52-65.
23. Atkinson HD, Johal KS, Willis-Owen C, Zadow S, Oakeshott RD: Differences in hip morphology between the sexes in patients undergoing hip resurfacing. *J Orthop Surg Res* 2010, 5:76.
24. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E: Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset. *J Arthroplasty* 2009, 24:990-997.
25. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roguin B, Argenson JN: Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty* 1997, 12:444-450.

26. Unnanuntana A, Toogood P, Hart D, Cooperman D, Grant RE: Evaluation of proximal femoral geometry using digital photographs. *J Orthop Res* 2010, 28:1399-1404.
27. Rashad I: Height, health, and income in the US, 1984--2005. *Econ Hum Biol* 2008, 6:108-126.
28. Bender B, Nogler M, Hozack WJ: Direct anterior approach for total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2009, 40:321-328.
29. Graf R, Azizbaig-Mohajer M: Minimally invasive total hip replacement with the patient in the supine position and the contralateral leg elevated. *Oper Orthop Traumatol* 2006, 18:317-329.
30. Wohlrab D, Hagel A, Hein W: [Advantages of minimal invasive total hip replacement in the early phase of rehabilitation]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2004, 142:685-690.
31. Dorr LD, Maheshwari AV, Long WT, Wan Z, Sirianni LE: Early pain relief and function after posterior minimally invasive and conventional total hip arthroplasty. A prospective, randomized, blinded study. *J Bone Joint Surg Am* 2007, 89:1153-1160.
32. Berry DJ, Berger RA, Callaghan JJ, Dorr LD, Duwelius PJ, Hartzband MA, Lieberman JR, Mears DC: Minimally invasive total hip arthroplasty. Development, early results, and a critical analysis. Presented at the Annual Meeting of the American Orthopaedic Association, Charleston, South Carolina, USA, June 14, 2003. *J Bone Joint Surg Am* 2003, 85-A:2235-2246.
33. Meneghini RM, Pagnano MW, Trousdale RT, Hozack WJ: Muscle damage during MIS total hip arthroplasty: Smith-Petersen versus posterior approach. *Clin Orthop Relat Res* 2006, 453:293-298.

34. Muller 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. *Int Orthop* 2011, 35:165-171.
35. van Oldenrijk J, Hoogland PV, Tuijthof GJ, Corveleijn R, Noordenbos TW, Schafroth MU: Soft tissue damage after minimally invasive THA. *Acta Orthop* 2010, 81:696-702.
36. Muller 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* 2010.
37. Preininger B, Jesacher M, Fabsits E, Winkler T: [Earlier postoperative mobilization with minimally invasive hip hemiarthroplasty.]. *Unfallchirurg* 2010.
38. Murphy SB, Tannast M: [Conventional vs minimally invasive total hip arthroplasty. A prospective study of rehabilitation and complications]. *Orthopade* 2006, 35:761-764, 766-768.
39. Muller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C: Evidence of reduced muscle trauma through a minimally invasive anterolateral approach by means of MRI. *Clinical orthopaedics and related research* 2010, 468:3192-3200.
40. Palieri G, Vetrano M, Mangone M, Cereti M, Bemporad J, Roselli G, D'Arrigo C, Speranza A, Vulpiani MC, Ferretti A: Surgical access and damage extent after total hip arthroplasty influence early gait pattern and guide rehabilitation treatment. *Eur J Phys Rehabil Med* 2011, 47:9-17.
41. Muller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C: [Muscle trauma in primary total hip arthroplasty depending on age, BMI, and surgical approach: minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach]. *Der Orthopade* 2011, 40:217-223.

42. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W: The transgluteal approach to the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 1979, 95:47-49.
43. Kennedy DM, Hanna SE, Stratford PW, Wessel J, Gollish JD: Preoperative function and gender predict pattern of functional recovery after hip and knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2006, 21:559-566.
44. Cushnaghan J, Coggon D, Reading I, Croft P, Byng P, Cox K, Dieppe P, Cooper C: Long-term outcome following total hip arthroplasty: a controlled longitudinal study. *Arthritis and rheumatism* 2007, 57:1375-1380.
45. Busato A, Roder C, Herren S, Egli S: Influence of high BMI on functional outcome after total hip arthroplasty. *Obesity surgery* 2008, 18:595-600.
46. Santaguida PL, Hawker GA, Hudak PL, Glazier R, Mahomed NN, Kreder HJ, Coyte PC, Wright JG: Patient characteristics affecting the prognosis of total hip and knee joint arthroplasty: a systematic review. *Canadian journal of surgery Journal canadien de chirurgie* 2008, 51:428-436.
47. Lavernia CJ, Alcerro JC, Contreras JS, Rossi MD: Ethnic and racial factors influencing well-being, perceived pain, and physical function after primary total joint arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 2011, 469:1838-1845.
48. Ethgen O, Bruyere O, Richy F, Dardennes C, Reginster JY: Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2004, 86-A:963-974.
49. Nakahara I, Takao M, Sakai T, Nishii T, Yoshikawa H, Sugano N: Gender differences in 3D morphology and bony impingement of human hips. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 2011, 29:333-339.
50. Tamari K, Tinley P, Briffa K, Aoyagi K: Ethnic-, gender-, and age-related differences in femorotibial angle, femoral antetorsion, and tibiofibular torsion: cross-

sectional study among healthy Japanese and Australian Caucasians. *Clinical anatomy* 2006, 19:59-67.

51 Tohtz SW, Sassy D, Matziolis G, Preininger B, Perka C, Hasart O: CT evaluation of native acetabular orientation and localization: sex-specific data comparison on 336 hip joints. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine* 2010, 18:129-136.

52. Unnanuntana A, Toogood P, Hart D, Cooperman D, Grant RE: The evaluation of two references for restoring proximal femoral anatomy during total hip arthroplasty. *Clin Anat* 2010, 23:312-318.

53. Preininger B, Schmorl K, von Roth P et al.: A formula to predict patients' gluteus medius muscle volume from hip joint geometry. *Man Ther.* 2011 Oct;16(5):447-51.

54. Preininger B, Schmorl K, von Roth P et al.: The sex specificity of hip-joint muscles offers an explanation for better results in men after total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2011 Dec 3. [Epub ahead of print]

55. Peelle MW, Della Rocca GJ, Maloney WJ, Curry MC, Clohisy JC: Acetabular and femoral radiographic abnormalities associated with labral tears. *Clin Orthop Relat Res* 2005, 441:327-333.

56. Laforgia R, Specchiulli F, Solarino G, Nitti L: Radiographic variables in normal and osteoarthritic hips. *Bull Hosp Jt Dis* 1996, 54:215-221.

57. Grimaldi A, Richardson C, Durbridge G, Donnelly W, Darnell R, Hides J: The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus maximus and tensor fascia lata muscles. *Manual therapy* 2009, 14:611-617.

58. Grimaldi A, Richardson C, Stanton W, Durbridge G, Donnelly W, Hides J: The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus medius, gluteus minimus and piriformis muscles. *Manual therapy* 2009, 14:605-610.

59. Morrey BF: Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. *Clinical orthopaedics and related research* 1997:179-187.
60. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS: Dislocation following total hip replacement. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1981, 63-B:214-218.
61. Quintana JM, Escobar A, Aguirre U, Lafuente I, Arenaza JC: Predictors of health-related quality-of-life change after total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 2009, 467:2886-2894.
62. Singh JA, Sloan JA: Health-related quality of life in veterans with prevalent total knee arthroplasty and total hip arthroplasty. *Rheumatology* 2008, 47:1826-1831.
63. 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 ageing* 2009, 38:564-569.

7 Abbildungsverzeichnis:

- Abbildung 1: Hebelarmgleichgewicht über dem Hüftgelenk
- Abbildung 2: Diagrammskizze zur bestimmun der Gelenkskraft
- Abbildung 3: Schematische Darstellung der Bestimmung des femoralen Offsets.
- Abbildung 4a: dreidimensinale *M gluteus medius* Rekonstruktion anhand der konturierten Schichten
- Abbildung 4b: GMV Vermessung anhand der computertomographischen Datensätze
- Abbildung 4c: TFL und GMX Vermessung anhand der computertomographischen Datensätze
- Abbildung 5: P-P-Normalverteilungsdiagramm für das weibliche Patientenkollektiv
- Abbildung 6: P-P-Normalverteilungsdiagramm für das männliche Patientenkollektiv
- Abbildung 7a: Altersverteilung des untersuchten Kollektivs für Männer und Frauen
- Abbildung 7b: Verteilung der Körpergewichte des untersuchten Kollektivs für Männer und Frauen
- Abbildung 7c: Verteilung der Körpergrößen des untersuchten Kollektivs für Männer und Frauen
- Abbildung 8a: Streudiagramm und Korrelation zwischen dem femoralen Offset und der Körpergröße für Frauen
- Abbildung 8b: Streudiagramm und Korrelation zwischen dem femoralen Offset und der Körpergröße für Männer
- Abbildung 9a: Streudiagramm und Korrelation zwischen dem Körpergewicht und den Gesamtvolumina der pelvitrochantären Muskulatur für Frauen
- Abbildung 9b: Streudiagramm und Korrelation zwischen dem Körpergewicht und den Gesamtvolumina der pelvitrochantären Muskulatur für Männer
- Abbildung 10: Quotienten aus dem gesamten Muskelvolumens der pelvitrochantären Muskulatur und des Körpergewichtes für Männer und für Frauen
- Abbildung 11: Relative Verteilung der pelvitrochantären Muskelvolumina für Männer und Frauen

Abbildung 12a	Relative geschlechtsabhängige	Verteilung	pelvitrochantären
	Muskelvolumina		
Abbildung 12b	Relative altersabhängige	Verteilung	pelvitrochantären
	Muskelvolumina (<70; ≥ 70)		

8 Formelverzeichnis:

Formel 1: Formel zur Berechnung der relativen Verteilung der Muskelvolumina

Formel 2: Formel zur geschlechts- bzw. altersabhängigen Berechnung der relativen Verteilung der Muskelvolumina

9 Tabellenverzeichnis:

Tabelle 1: Demographische Daten der untersuchten Populationen; femorales Offset

Tabelle 2: Demographische Daten der untersuchten Populationen, pelvitrochantäre Muskulatur

Tabelle 3: Korrelationskoeffizienten des femoralen Offsets mit Körpergröße und Körpergewicht

Tabelle 4: Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur für Männer und Frauen

Tabelle 5: Literaturübersicht femorales Offset

10 Abkürzungsverzeichnis:

Avg.	Durchschnittswert
BMI	Body Mass Index
Bsp.	Beispiel
bzw.	beziehungsweise
cm ²	Quadratcentimeter
CT	Computertomographie
d. h.	das heißt
ggf.	gegebenenfalls
k. A.	keine Angabe
KG	Körpergewicht
max	Maximum
min	Minimum
Mm.	Musculi
MW	Mittelwert
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
R ²	Korrelationskoeffizient nach Pearson
SD	Standardabweichung
H-TEP	Hüft - Totalendoprothese
TMV	Gesamtmuskelvolumen der pelvitrochantären Muskulatur
u. a.	unter anderem
v. a.	vor allem
z. B.	zum Beispiel

11 Danksagung

Ich danke Herrn PD Dr. med. Georg Matziolis für die Überlassung des Themas und die geduldige sowie essentielle Unterstützung der Arbeit und die hilfreichen Gespräche über den gesamten Zeitraum hinweg.

Besonderer Dank gilt den Mitarbeitern des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie. Hierbei möchte ich mich allen voran bei Prof. Dr. Carsten Perka und PD Dr. Stephan Tohtz bedanken, die das Projekt über den gesamten Zeitraum hilfreich begleiteten. Zudem möchte ich mich meinen Dank Dr. Tobias Winkler ausdrücken, der geholfen hat die Voraussetzungen für diese Arbeit zu schaffen und für dessen Unterstützung und Hilfe in den letzten drei Jahren ich sehr dankbar bin.

Ferner danke ich Dr. med. Philipp v. Roth für die Einführung und Unterstützung bei der Benutzung des Programms Amira.

Mein Dank gilt auch PD Dr. Peter Schlattmann aus dem Institute für Biometrie und Klinische Epidemiologie der Charité für die Unterstützung bei der statistischen Aufarbeitung der Daten.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie und hier speziell meiner Frau Zuzana und unseren Kindern Zuzana, Izabella und David sowie meinen Eltern die allesamt mich stets geduldig unterstützt und immer wieder neu gekräftigt haben und ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

12 Erklärung

„Ich, Bernd Preininger, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Geschlechts- und Altersabhängigkeit von femoralem Offset und Volumen der pelvitrochantären Muskulatur – eine computertomographische Untersuchung“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, den

13 Lebenslauf

Bernd Preininger

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

14 Publikationsliste

1. 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. *Int Orthop*. 2011 Dec 3. [Epub ahead of print]
2. 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.
3. Preininger B, Checa S, Molnar FL, Fratzl P, Duda GN, Raum K.: Spatial-temporal mapping of bone structural and elastic properties in a sheep model following osteotomy. *Ultrasound Med Biol*. 2011 Mar;37(3):474-83.
4. Preininger B, Jesacher M, Fabsits E, Winkler T.: Earlier postoperative mobilization with minimally invasive hip hemiarthroplasty. *Unfallchirurg*. 2011 Apr;114(4):333-9.
5. von Roth P, Olivier M, Preininger B, Perka C, Hube R. BMI and gender do not influence surgical accuracy during minimally invasive total hip arthroplasty. *Hip Int*. 2011 Nov 29:0. doi: 10.5301/HIP.2011.8861. [Epub ahead of print]
6. Röhner E, Seeger JB, Hoff P, Pfitzner T, Preininger B, Andreas K, Buttgereit F, Perka C, Matziolis G.: Preferred use of polyhexanide in orthopedic surgery. *Orthopedics*. 2011 Oct 5;34(10)
7. Tohtz SW, Sassy D, Matziolis G, Preininger B, Perka C, Hasart O.: CT evaluation of native acetabular orientation and localization: sex-specific data comparison on 336 hip joints. *Technol Health Care*. 2010;18(2):129-36.