

Aus dem Institut Centrum für Muskulosketale Chirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Computertomographische Untersuchungen an nativen Hüftgelenken
zeigen keinen Zusammenhang zwischen der Hüftgeometrie und
Verteilung der pelvitrochantären Muskulatur in der Horizontalebene

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Doruk Akgün

aus Istanbul

Datum der Promotion: 25.06.2017

Abstrakt	4
1 Einleitung	6
1.1 Knöcherne Anatomie des Hüftgelenks	7
1.1.1 Azetabuläre Anteversion	7
1.1.1.1 Definition und Messverfahren der azetabulären Anteversion	7
1.1.1.2 Azetabuläre Anteversion in nativen Gelenken	8
1.1.2 Femorale Antetorsion	8
1.1.2.1 Definition und Messverfahren der femoralen Antetorsion	8
1.1.2.2 Femorale Antetorsion in nativen Gelenken	11
1.2 Muskuläre Anatomie des Hüftgelenks	14
1.3 Zusammenhänge zwischen knöcherner und muskulärer Anatomie des Hüftgelenks	16
1.4 Die Bedeutung der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion und der kombinierten Anteversion beim künstlichen Hüftgelenksersatz	18
1.5 Zugangsspezifische Muskelschädigung	19
1.6 Hypothesen und Fragestellung	20
2 Material und Methoden	22
2.1 Methodik der Datenerfassung	22
2.2 CT-Daten	23
2.3 Bildverarbeitung	24
2.4 Erfassung der azetabulären Anteversion	24
2.5 Erfassung der femoralen Antetorsion	25
2.6 Analyse der Muskulatur	27
2.6.1 Visualisierung und Markierung der Muskelsegmente	27
2.6.2 Volumenberechnungen	28
2.6.3 Berechnung der Muskelkraftzugrichtung (Muscle force direction)	30
2.7 Statistische Auswertung	33
3 Ergebnisse	34
3.1 Demographie	34
3.2 Ergebnisse der computertomographischen Auswertung	34
3.2.1 Azetabuläre Anteversion, femorale Antetorsion, kombinierte	34

Anteversion	
3.2.2 Volumina der pelvitrochantären Muskulatur	36
3.2.3 Muskelkraftzugrichtung (α -Muscle Force Direction)	36
3.3 Korrelationen der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion, der kombinierten Anteversion und der Muskelkraftzugrichtung	37
4 Diskussion	38
4.1 Limitationen	38
4.2 Azetabuläre Anteversion	38
4.3 Femorale Antetorsion	39
4.4 Kombinierte Anteversion	40
4.5 Muskelvolumina	41
4.6 Korrelationen von azetabulärer Anteversion, femoraler Antetorsion und kombinierter Anteversion mit Muskelkraftzugrichtung	41
4.7 Klinische Relevanz	42
4.8 Schlussfolgerungen	44
5 Literaturverzeichnis	45
6 Abbildungsverzeichnis	56
7 Tabellenverzeichnis	57
8 Abkürzungsverzeichnis	57
Eidesstattliche Versicherung	59
Lebenslauf	60
Danksagung	62

Abstrakt

Einleitung: Dislokationen des künstlichen Hüftgelenkersatzes (H-TEP) sind multifaktoriell bedingt. Zuletzt konnte gezeigt werden, dass sowohl die Positionierung der Implantate wie auch die Wahl des Zuganges und damit der periartikulären Muskelschädigung entscheidend sind. Die gewählten Implantate und deren Positionierung bedingen und bestimmen den Bewegungsumfang und die Stabilität des Hüftgelenkes über diesen Bewegungsumfang. Zielwerte hierfür sind jedoch nicht klar zu definieren, denn weder durch die safe zone nach Lewinnek noch durch die weitgehende Rekonstruktion der nativen Hüftgelenkgeometrie konnten Dislokationen sicher vermieden werden. Ziel dieser Arbeit ist es, die Gelenkgeometrie und die Größe und Ausrichtung der hüftgelenkumgreifenden Muskulatur hinsichtlich eines Zusammenhanges zu analysieren.

Methodik: Die knöcherne Anatomie (femorale Anteversion (AT), azetabuläre Anteversion (AV) und kombinierte Anteversion) und die Muskelvolumina der Musculi glutei und des Musculus tensor fasciae latae wurden aus Computertomographie-Daten von 49 Patienten (23 Frauen und 26 Männern) bilateral erfasst. Nachfolgend wurden die Zusammenhänge zwischen der Muskelkraftzugrichtung und Verteilung der pelvitrochantären Muskulatur und der AV, AT und kombinierten Anteversion analysiert.

Ergebnisse: Die Messungen zeigten eine azetabuläre Anteversion von $21,9^\circ \pm 5,9^\circ$, eine femorale Anteversion von $7,22^\circ \pm 7,4^\circ$ und eine kombinierte Anteversion von $29,2^\circ \pm 9^\circ$. Das Muskelvolumen für jeden Muskel betrug: gluteus maximus: $780 \pm 227\text{ccm}$, gluteus medius: $322 \pm 82\text{ccm}$, gluteus minimus: $85 \pm 20\text{ccm}$, tensor fasciae latae: $68 \pm 22\text{ccm}$. Die daraus berechnete Muskelkraftzugrichtung betrug $18,92^\circ \pm 1,29^\circ$. Die analysierten Parameter ließen keinen Zusammenhang zwischen der Orientierung der Gelenkpartner (AV, AT und kombinierte Anteversion) und der Verteilung der gelenkumgreifenden Muskulatur erkennen.

Diskussion: Es hat sich in horizontaler Ebene keine Korrelation zwischen der Muskelverteilung und knöchernen Gelenkorientierung gezeigt. Das ist der theoretische Hintergrund dafür, dass es bei der H-TEP-Implantation in erster Linie der iatrogen gesetzte Schaden ist, der zu einer Neuausrichtung des muskulären Gleichgewichtes führt. Deshalb ist davon auszugehen, dass die postoperative Muskelinsuffizienz nach H-TEP Implantation eher der Grund der Hüftgelenkinstabilität in eine Richtung ist, als eine patienten-spezifische Muskelverteilung. Wichtiger jedoch noch, dass der durch den gewählten chirurgischen Zugang entstehende Muskelschaden diese Gleichverteilung ändert und somit zur Gewährleistung idealer Stabilität nach H-TEP safe zone zugangsspezifisch zu definieren ist. Deshalb müssen zukünftige

Normwerte für eine Rekonstruktion des Hüftgelenks iatrogene muskuläre Einflüsse mehr berücksichtigen und zugangsspezifischer sein.

Introduction: Dislocation after hip joint arthroplasty (THA) occurs approach oriented, in spite of an implantation of the joint components in accepted safe zones defined by Lewinnek. Every operative approach leads to a concrete muscle damage, which can lead to dislocation. As a result, the assumption is deduced, that an ideal positioning of joint components should be defined approach specific to minimize the rate of dislocation. Requirement for this assumption is an equally distributed periarticular musculature around the hip joint without any demography or joint associated differences in THR-population.

The aim of this study was to analyze the relationship between joint geometry and orientation of the hip musculature.

Methods: The bony anatomy of the hip (femoral antetorsion (AT), acetabular anteversion (AV) and combined anteversion) and the muscle volumes of the gluteal muscle group and the tensor fasciae latae were retrospectively analyzed bilaterally based on computer tomography data of 49 patients. Muscle force directions (MFD) were determined for each muscle using the measured volumes and were then summed as the MFD of the hip muscle group, which was then correlated with the bony anatomy.

Results: The measurements yielded a mean AV of $21.9^\circ \pm 5.9^\circ$, AT of $7.22^\circ \pm 7.4^\circ$, and combined anteversion of $29.2^\circ \pm 9^\circ$. The mean muscle volume for each muscle was: gluteus maximus: 780 ± 227 ccm, medius: 322 ± 82 ccm, minimus: 85 ± 20 ccm, tensor fasciae latae: 68 ± 22 ccm. The mean MFD was $18.92^\circ \pm 1.29^\circ$. The analysis showed a uniform distribution of the musculature without correlation with the bony anatomy.

Conclusion: The uniform distribution of the hip musculature can serve as an explanatory model for the observation that hip joint instability after THA due to muscular insufficiency has to be attributed most likely to the muscle damage during the surgical approach rather than to a patient-specific muscle distribution. Muscle damage arising from the chosen surgical approach alters this uniform distribution, and thus the safe zone providing ideal stability after THA should be defined specifically for each approach

1 Einleitung

Der künstliche Hüftgelenksersatz (H-TEP) gilt mittlerweile als Standardtherapie der ausgeprägten Arthrose des Hüftgelenks. Gleichzeitig stellt der H-TEP eine der erfolgreichsten Operationen in der orthopädischen Chirurgie dar (1).

Mit der H-TEP steht ein sehr erfolgreiches, standardisiertes Therapieverfahren arthrotisch veränderter Gelenke zur Verfügung, bei der die Gelenkflächen, das Acetabulum und der Femurkopf, durch künstliche Implantate ersetzt werden. Das Ziel dabei ist die Rekonstruktion der Gelenksgometrie im Sinne der weitgehenden Wiederherstellung der physiologischen Anatomie unter Schonung der pelvitrochantären Muskulatur. Eine schlechte Implantatpositionierung und verschiedene Schädigungsmuster der Weichteile stellen die wichtigsten Einflussfaktoren für die häufigen Komplikationen nach einer H-TEP Implantation, wie Prothesenlockerung und Dislokation, dar (2-6). H-TEP Dislokationen sind multifaktoriell bedingt. Zuletzt konnte gezeigt werden, dass sowohl die Positionierung der Implantate wie auch die Wahl des Zuganges und damit der periartikulären Muskelschädigung entscheidend sind (3-5). Durch den gewählten chirurgischen Zugang zum Hüftgelenk entsteht ein unumgänglicher Muskelschaden, welcher die muskuläre Zentrierung der Gelenkkomponenten zueinander in bestimmter Gelenkstellung herabsetzt und die Stabilität des Hüftgelenkes in Richtung des gewählten Zugangs erniedrigt (7-11). Trotz aller Versuche den Muskelschaden zu minimieren und die ideale Position der Implantate zu beschreiben, bleibt die Rate an Dislokationen konstant hoch (3). Um dieses multifaktorielle Geschehen besser zu verstehen, ist ein Wissen über die knöcherne Anatomie des nativen Hüftgelenks, sowie ein Wissen über die Weichteilverhältnisse um das native Hüftgelenk essenziell.

1.1 Knöcherne Anatomie des Hüftgelenks

1.1.1 Azetabuläre Anteversion

1.1.1.1 Definition und Messverfahren der azetabulären Anteversion

Die azetabuläre Anteversion (AV) ist definiert durch den Winkel zwischen der Pfanneneingangsebene (Tangente an den vorderen und hinteren Pfannenrand auf Computertomographie (CT)-Schnitten durch die Pfanne) und der sagittalen Körperachse (Parallele zu einer anterior-posterior (a.p.) gerichteten Linie genau in der Mitte zwischen beiden Beckenschaufeln) (12).

Schon das einfache Röntgenbild (Abb. 1) gibt gewisse Hinweise auf die Pfannenorientierung des Beckens. Der vordere und hintere Pfannenrand haben nach Erfahrungen von Tönnis et al. in der Pfannenmitte einen Abstand von etwa 1,5 cm (Abb. 1 links). Überdecken sich beide Ränder, ist die Anteversion aufgehoben (Abb. 1 rechts). Ist der Abstand wesentlich größer, weist die Pfanne wahrscheinlich eine stärkere Anteversion auf (12). Das Becken darf zur Beurteilung jedoch nicht seitengedreht oder stark nach ventral gekippt oder aufgerichtet sein. Als Hilfe dient die Orientierung an den Foramina obturatoria und der Beckenlichtung.

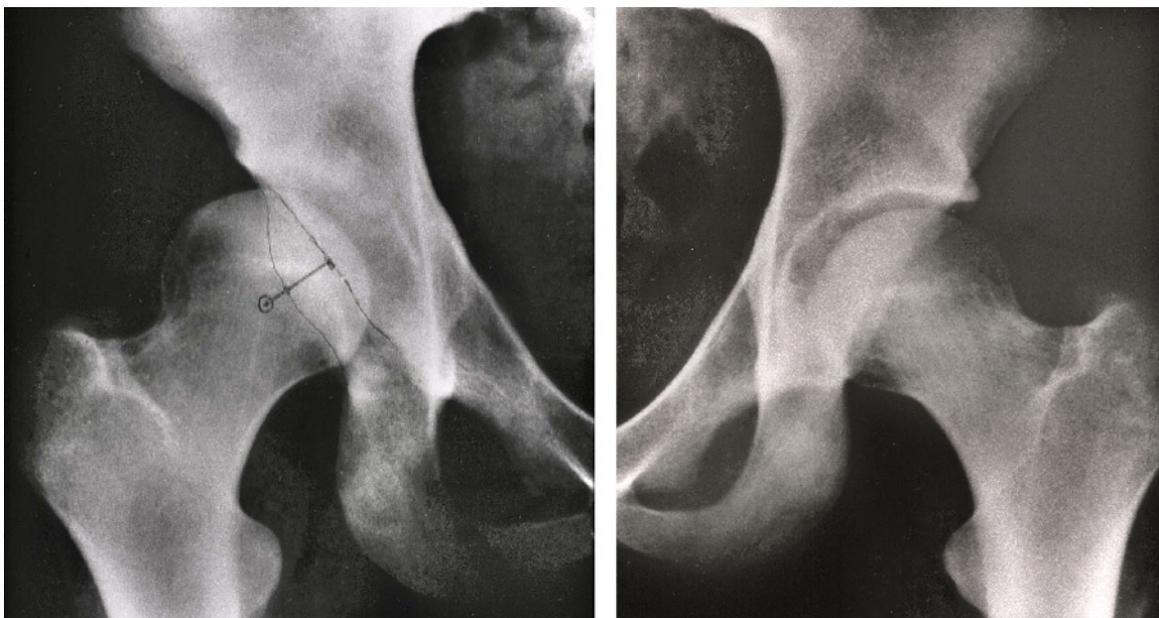


Abbildung 1: Links: Der vordere und hintere Pfannenrand haben in Pfannenmitte einen Abstand von etwa 1,5 cm. Rechts: Die Anteversion ist wahrscheinlich aufgehoben. (Quelle:<http://www.dr-toennis.de/pages/vortraege/femurtorsion-und-pfannenanteversion-als-pathogene-faktoren.php>)

Die genauere Messung der azetabulären Anteversion ist mittels Computertomografie (CT) möglich. Dabei ist aber eine Neutralposition des Beckens wichtig, was mit einer Bauchlage des Patienten und dem Kontakt der Symphysis pubica und Spina iliaca superior anterior mit dem CT-Tisch ermöglicht werden kann. In verschiedenen Studien wurde bei einer anterioren oder posterioren Beckenklippung eine Reduzierung bzw. Zunahme der azetabulären Anteversion festgestellt (13-16).

1.1.1.2 Azetabuläre Anteversion in nativen Gelenken

Mahesvari et al. untersuchten 2010 die Hüften von 187 gesunden Probanden der indischen Population und stellten eine azetabuläre Anteversion von $19,1^{\circ} \pm 5^{\circ}$ fest (17). In einer weiteren geschlechtsspezifischen Untersuchung von Gesunden fanden Tohtz et al. bei 144 Frauen und 192 Männern eine azetabuläre Anteversion von $24,63^{\circ} \pm 6,61^{\circ}$ bzw. $21,31^{\circ} \pm 6,17^{\circ}$ (18). Die azetabuläre Anteversion im gesunden Gelenk scheint sich jedoch von der im arthrotischen Gelenk zu unterscheiden. Zwar konnten Reikeras et al. bei 47 gesunden Probanden und 39 Arthrose-Patienten keinen Unterschied in der azetabulären Anteversion zwischen den beiden Patientengruppen feststellen (19), Tönnis et al. bewiesen aber mit ihrer Studie, dass der Einfluss der verringerten Anteversion von weniger als 15° auf Beweglichkeit, Schmerz und Arthroseentstehung nicht zu bezweifeln ist (12). Dafür verglichen sie die Daten von insgesamt 223 Patienten mit deformierten Hüftgelenken mit 133 gesunden Kontrollen. Weiterhin konnten Dorr et al. eine verminderte Anteversion von 12° in arthrotischen Gelenken feststellen (20).

1.1.2 Femorale Anteversion

1.1.2.1 Definition und Messverfahren der femoralen Anteversion

In der Medizin wird die Verdrehung eines Organs um seine eigene Längsachse als Torsion bezeichnet. Die Torsion des Femurs ist als der Winkel zwischen der Schenkelhalsachse und der Kniegelenksachse bei der Projizierung auf eine Transversalebene definiert. Sie umfasst also die Torsion des ganzen Femurs, nicht nur die des Schenkelhalses (12).

Es gibt verschiedene bildgebende Verfahren, die bei der Bestimmung der femoralen Antetorsion (AT) benutzt werden können.

Bei konventionellen radiologischen Untersuchungen wird in der Regel das von Dunn und Rippstein entwickelte Verfahren angewendet (21, 22). Dieses Verfahren setzt eine exakt definierte Patientenlagerung voraus. Dabei ist die Anfertigung einer a.p.-Aufnahme des Beckens mit gestreckten Hüftgelenken zur Darstellung des projizierten Caput-Collum-Diaphylen-Winkels (CCD-Winkel) und eine zweite mit rechtwinklig gebeugten und um 20° abduzierten Hüftgelenken erforderlich, die auf einem speziellen Lagerungsgestell zur Einhaltung standardisierter Bedingungen gefertigt wird (Abb. 2).

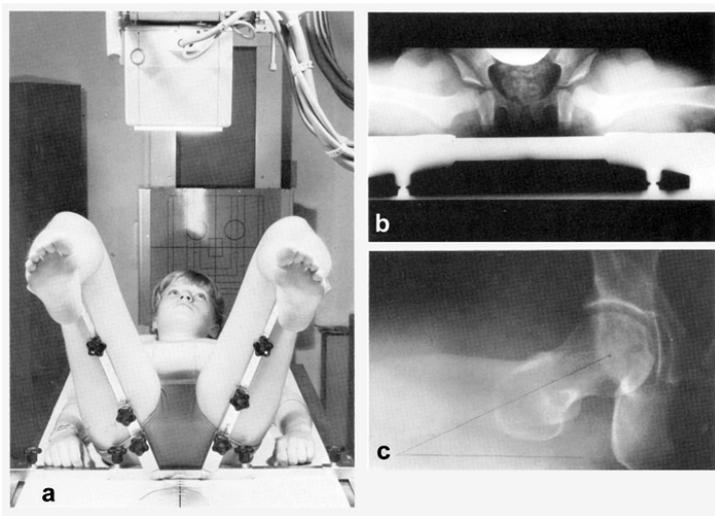


Abbildung 2: Die spezielle Lagerung bei der Dunn-Rippstein Methode und die daraus resultierenden Röntgenbilder. (Quelle: <http://www.dr-toennis.de/pages/vortraege/flexion-osteotomies-of-the-femoral-neck.php>)

Die unterschiedlichen CCD-Winkel verursachen bei dieser Darstellung Projektionsfehler, die zur Errechnung der reellen AT korrigiert werden müssen. Die wahren AT-Werte können aufgrund einer trigonometrischen Funktion aus beiden projizierten Winkeln errechnet und im klinischen Routinebetrieb aus entsprechen Tabellen abgelesen werden. Die Methode hat aber zwei Nachteile: Lagerungsfehler und Strahlenexposition. Mehrere Autoren haben darauf hingewiesen, dass selbst geringe Abweichungen von der vorgeschriebenen Lagerung bei dieser Messmethode Abweichungen von 5° - 10° des zu bestimmenden Winkels verursachen können (23-25).

Aufgrund dieser Nachteile einer AT-Messung nach Rippstein wird in der Literatur die Anwendung tomografischer Verfahren als Methode der Wahl empfohlen, wenn eine exakte

Bestimmung erwünscht ist (26). Deshalb wurden bildgebende Verfahren, wie die CT und Magnetresonanztomographie (MRT) im Hinblick auf ihre Messgenauigkeit und Verwendbarkeit zur Ermittlung von Rotationsfehlstellungen getestet und miteinander verglichen (13, 27-31). Viele Autoren waren der Meinung, dass ein CT das geeignetste Verfahren bei der AT-Messung ist (26, 32-35). Für Scheider et al., Schidlo et al. und Tomczack et al. galt MRT als Goldstandard für die Bestimmung der AT (36-38). Einige Autoren konnten keinen signifikanten Unterschied beider Verfahren feststellen (39, 40).

Es sind verschiedene Messmethoden zur Bestimmung der femoralen Antetorsion mit Hilfe einer CT-Untersuchung vorgestellt worden. Schon 1986 beschrieb Jend das einfachste, nur mit einem Scan durchführbare, computertomografische Verfahren (32). Bei Verwendung von nur einem Scan durch den Schenkelhals müssen jedoch Lagerungsvoraussetzungen erfüllt sein. Dies wurde so von anderen Autoren bestätigt (23, 24, 41). Müller et al. wiesen darauf hin, dass Längen- und Winkelbestimmungen aus Röntgenaufnahmen oder CT-Schichtaufnahmen nur unter der Voraussetzung definierter räumlicher Lagerung verwertbar sind (42). Lagerungsfehler sind am planaren Bild in der Regel nicht mehr feststellbar, können aber die Messungen beträchtlich verfälschen. Ideale Lagerung bedeutet: Die anatomische Femurachse zeigt in Richtung der Vorschubachse des CT-Gerätes, die hintere Kondylentangente ist parallel zur Tischebene und senkrecht zur Vorschubachse und der Scan wird durch einen möglichst großen Abschnitt des Schenkelhalses gelegt. Diese Lagerungsanforderung lässt sich im Allgemeinen weder bei Gesunden noch bei Patienten erfüllen. Zusätzlich gelingt es nur bei einem CCD-Winkel von 90° , die anatomische Schenkelhalsachse mit einem Scan zu bestimmen. Wird der CCD-Winkel größer, so wird durch den horizontalen CT-Scan ein kleinerer Abschnitt des Schenkelhalses getroffen. Die femorale Antetorsion schwankt dann je nach Höhe des Scans im Schenkelhals und je nach CCD-Winkel um bis zu 13° beim gleichen Femur (41, 43, 44).

Um dieses Problem zu lösen, wurden hoch komplexe mathematische Formeln entwickelt, die eine Lagerungskorrektur ermöglichen (45). Aufgrund der komplexen Berechnungen stellte sich diese Methode jedoch als klinisch impraktikabel heraus.

Ein weiteres Problem, neben der Lagerung, ist die Definition des Schenkelhalses. Je nach Definition unterscheiden sich die ermittelten Winkelwerte um durchschnittlich 5° (26). Lanz definierte die anatomische Schenkelhalsachse 1972 als die Gerade, die durch den Mittelpunkt und durch die Mitte des Isthmus des Schenkelhalses zieht (46). Die Ulmer Arbeitsgruppe versuchte die Bestimmung der femoralen Antetorsion mit 3 Scans. Diese Methode definierte die

Lage der Schenkelhalsachse jedoch anders, da der laterale Punkt der Achse hier nicht im Schenkelhals selbst, sondern bereits im Femurkanal in der Nähe der proximalen anatomischen Schaftachse lag. Die publizierten Mittelwerte in der gesunden erwachsenen Bevölkerung für diese Methode betragen $23,47^\circ$ mit einer hohen doppelten Standardabweichung von $17,16^\circ$ (47). Buddenbrock et. al. zogen bei ihrer Bestimmung mit Hilfe von 4 Scans die Femurlängsachse mit in die Messung ein. Die Berechnung erfolgte damit in einem dreidimensionalen Raum, definierte aber die femorale Antetorsion ebenfalls neu. Durch dieses Verfahren entstand als großer Vorteil die Lageunabhängigkeit des Beines bei der Vermessung (33).

Neuere Studien benutzen 3D-Software um die komplexen Berechnungen innerhalb 3D-Bildbearbeitungsverfahren in den klinischen Alltag einfließen zu lassen. Citak et al. haben die 3D AT-Messung mit der konventionellen Methode nach Jend verglichen und sind zu dem Ergebnis gekommen, dass man mit 3D-Rekonstruktion deutlich präzisere und vor allem lagerungsunabhängige Ergebnisse erzielen kann (34, 35). Nach Gegenüberstellung von verschiedenen Messmethoden betonten Sugano et al. die Notwendigkeit der 3D-Rekonstruktion für eine genaue AT-Bestimmung und deuteten an, welcher mathematischer und softwaretechnischer Aufwand für das automatische Auffinden von Femurkonturen, wie beispielsweise der Femurhalsachse, aus CT-Aufnahmen mittels 3D-Rekonstruktionen zu betreiben ist (48).

Ein anderes Problem bei der CT-Bestimmung stellt die erhöhte Strahlenbelastung dar. Obwohl Buddenbrock et al. eine im Vergleich zur konventionellen Dunn-Rippstein Methode eine um 20-40% verringerte Gonadendosis ermittelten, werden CT-Aufnahmen in der Routinediagnostik aufgrund der angenommenen erhöhten Strahlenbelastung nur in besonderen Fällen für die Quantifizierung von Femurfehlstellungen herangezogen (33). Die meisten Studien wurden deswegen an Leichenfemura oder an Leichen durchgeführt (26, 32, 34, 35, 40, 48).

1.1.2.2 Femorale Antetorsion in nativen Gelenken

Die Werte der femoralen Antetorsion sind damit abhängig davon, wie Kniegelenksachse und Schenkelhalsachse definiert werden. Zum einen kann der Winkel zwischen der Schenkelhalsachse und der hinteren Kondylentangente (eine Gerade, die beide Kondylenhinterkanten an der prominentesten Stelle miteinander verbindet) verwendet werden. Zum anderen kann anstelle der Kondylentangente die Kondylenachse, die als

Kondylenhalbierende gelegt wird, herangezogen werden (49). Eine dritte mögliche Definition der Kniegelenksachse ist die Epikondylenachse, die die beiden Epikondylen miteinander verbindet (32) (Abb. 3). Zusammenfassend ist eine Vergleichbarkeit von Studien über Torsionsfehlstellungen am Femur erschwert, da einerseits die femorale Antetorsion in der orthopädischen Literatur unterschiedlich definiert ist und andererseits in den Studien zum Thema verschiedene Methoden für die Bestimmung benutzt werden (26, 34).

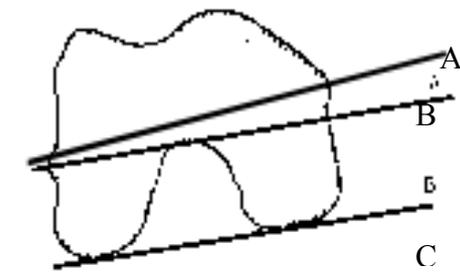


Abbildung 3: Verschiedene Möglichkeiten der Definition der Kniegelenksachse (A Epikondylenachse, B Kondylenachse, C Kondylentangente (Quelle: http://webdoc.sub.gwdg.de/ebook/diss/2003/fu-berlin/2001/226/kap1_1.pdf)

Meistens ist der Wert der femoralen Antetorsion positiv, was bedeutet, dass der Schenkelhals im Vergleich zu den Kondylen nach ventral gedreht ist. Der Winkel beträgt 0° , wenn die Schenkelhalsachse parallel zur Kondylentangente verläuft und ist negativ, wenn die Schenkelhalsachse nach posterior gedreht ist. In diesem Fall spricht man von einer Retrotorsion (49) (Abb. 4).

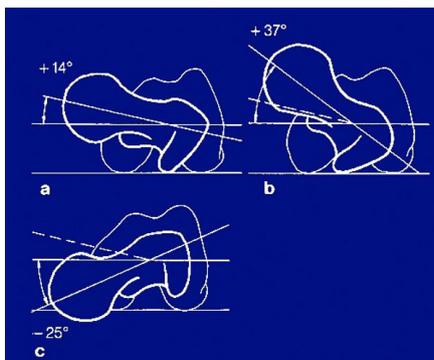


Abbildung 4: Femur in der Sicht von proximal. Femorale Antetorsion mit unterschiedlichen Antetorsionswerten. a) 14° Antetorsion, b) 37° Antetorsion, c) -25° Retrotorsion. (Quelle: ...)

<http://www.dr-toennis.de/pages/vortraege/femurtorsion-und-pfannenanteversion-als-pathogene-faktoren.php>

Es ist bekannt, dass Neugeborene eine erhöhte AT aufweisen, wobei diese im Laufe der ersten beiden Lebensdekaden kleiner wird (Abb. 5).

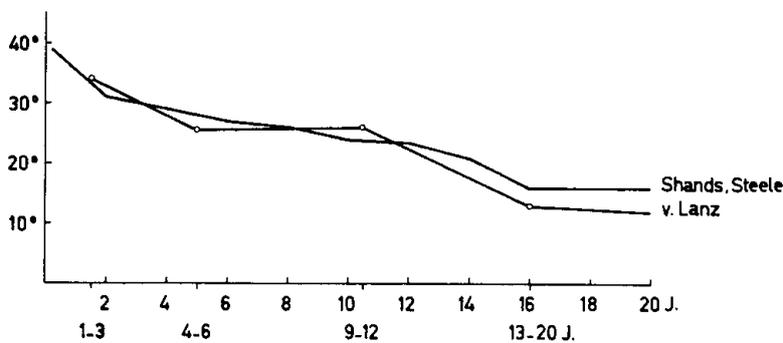


Abbildung 5: Rückgang der AT im Verlauf der kindlichen Entwicklung (19)

Die Normwerte für die femorale Antetorsion sind, wie schon beschrieben, von der Messmethodik abhängig. Starker et al. haben mit verschiedenen CT-Messmethoden die femorale Antetorsion gemessen und sind zum Ergebnis gekommen, dass alle CT-Methoden hochsignifikant unterschiedliche Winkel lieferten ($p < 0,001$) (26).

In einigen Studien war eine stark erniedrigte bzw. erhöhte femorale Antetorsion durch Risse des anterioren Labrumteils und durch Überbelastung des Gelenkknorpels ursächlich für die Entstehung einer Arthrose (19, 50, 51). Eine geringe femorale Antetorsion ist zudem eine der wichtigsten Ursachen einer Innen- oder Außenrotationsdeformität (gelegentlich mit Impingement-Syndrom oder Labrumriss) der unteren Extremität (52).

Als Ursache für eine spätere Arthrose kommen somit schon Abweichungen des kindlichen Hüftgelenks in Frage. Außenrotationskontrakturen (z.B. bei neuromuskulären Erkrankungen) gehen mit einer Coxa retortorta (Rückwärtstorsion des Schenkelhalses) einher. Häufiger ist die Coxa antetorta (Vorwärtstorsion des Schenkelhalses), die sich z.B. bei der Hüftgelenkdislokation oder nach langer Fixierung des Hüftgelenks in Innenrotationsstellung entwickeln kann (53).

Im klinischen Bild führt eine erhöhte bzw. erniedrigte Antetorsion zu einem Innen- bzw. Außenrotationsgang (Abb. 6). Als Kompensation einer vergrößerten Antetorsion kommt es zur

Innenrotation des Beines um den regelrechten Stand des Hüftkopfes in der Gelenkpfanne zu ermöglichen. Die betroffenen Patienten zeigen eine vermehrte Außenrotations- und eine verminderte Innenrotationsfähigkeit.

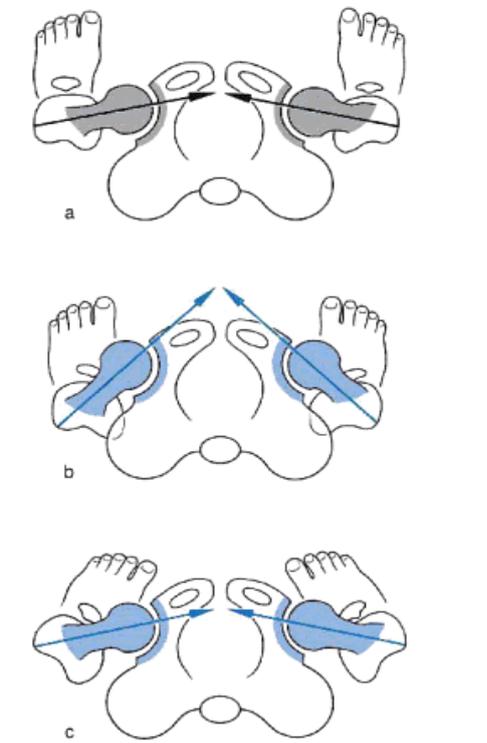


Abbildung 6: Innenrotationsgang bei Coxa antetorta

A Normalbefund

B Coxa antetorta mit pathologischer AT von über 40°. Bei regelrechtem Stand der Füße und der Kniescheiben, befindet sich der vordere Hüftkopfanteil nicht regelrecht in der Pfanne. Diese Position ermöglicht keinen physiologischen Gang.

C Ausgleich der Coxa antetorta durch Innenrotation.

(Quelle: Grifka Joachim, Krämer Jürgen. Orthopädie Unfallchirurgie. Springer-Lehrbuch 2013, pp 289-325)

1.2 Muskuläre Anatomie des Hüftgelenks

Die Muskeln des Hüftgelenks haben unterschiedliche biomechanische Funktionen, sie erzeugen aktive Bewegungen und können das Hüftgelenk stabilisieren (54).

Die Abduktionsmuskulatur hat die größte Bedeutung für die Belastung der Hüfte und sorgt nicht nur für die Abduktionsbewegung der Extremität, sondern auch für die Stabilisierung des Beckens beim Einbeinstand (54). Um einen Einbeinstand ohne Beckenkipfung zur kontralateralen Seite zu ermöglichen, müssen sich die ipsilateralen Abduktoren kontrahieren und das Gleichgewicht ausbalancieren. Der Einbeinstand wiederum ermöglicht eine Schwungphase des kontralateralen Beines und bildet somit die Basis des aufrechten, zweibeinigen Ganges. Eine Abduktoreninsuffizienz führt zum bekannten Trendelenburgzeichen, bei dem das Becken nicht mehr im Gleichgewicht gehalten werden kann und zur kontralateralen Seite abkippt (Abb. 7). Außerdem ist die Hauptfunktion des M. gluteus minimus während des Gehens eher eine Zentrierung des Femurkopfes im Hüftgelenk als eine Hüftabduktion und Stabilisierung des Beckens (55).



Abbildung 7: A Die intakten Abduktoren wirken einem Abkippen des Beckens im Einbeinstand entgegen. B Durch Insuffizienz der Abduktoren kommt es zu einem Abkippen des Beckens im Einbeinstand (Trendelenburg-Zeichen).

(Quelle: <http://www.ptonthenet.com/blogpostprint.aspx?BlogPostID=260>)

1.3 Zusammenhänge zwischen knöcherner und muskulärer Anatomie des Hüftgelenks

Die Stabilität und Funktion des Hüftgelenks ist von vielen unterschiedlichen Faktoren abhängig. Damit Skelettelemente um die Drehachse eines Gelenks bewegt werden können, muss ein Muskel über einen Hebelarm angreifen können. Die Länge des Hebelarms ist als der Abstand zwischen Drehachse des Gelenks und Ansatz des Muskels definiert. Die Hebelarme der Abduktoren ändern sich mit der Stellung des Schenkelhalses drastisch. Bei einer Coxa valga mit vergrößertem CCD-Winkel muss aufgrund des daraus in der Horizontalen wirksamen, verkürzten Hebelarmes die Abduktionskraft am Trochanter major stark zunehmen um die Abduktion mit gleicher Kraft zu ermöglichen. Gleichzeitig kommt es zu einer vermehrten, einseitigen Druckbelastung im kranial-lateralen Pfannenerkerbereich mit der Gefahr der vorzeitigen Arthroseentwicklung (37). Andererseits führt eine Coxa vara mit einem verkleinerten CCD-Winkel zu einer vermehrten Biegebeanspruchung des proximalen Femurs mit verstärkter Druckbelastung der medialen Femurkortikalis und erhöhter Zugbelastung der lateralen Kortikalis. Für die Muskulatur bestehen zwar einerseits günstigere Hebelverhältnisse, andererseits ist zum Ausgleich der erhöhten Biegebeanspruchung eine verstärkte Zuggurtungskraft durch den Tractus iliotibialis erforderlich (37) (Abb. 8).

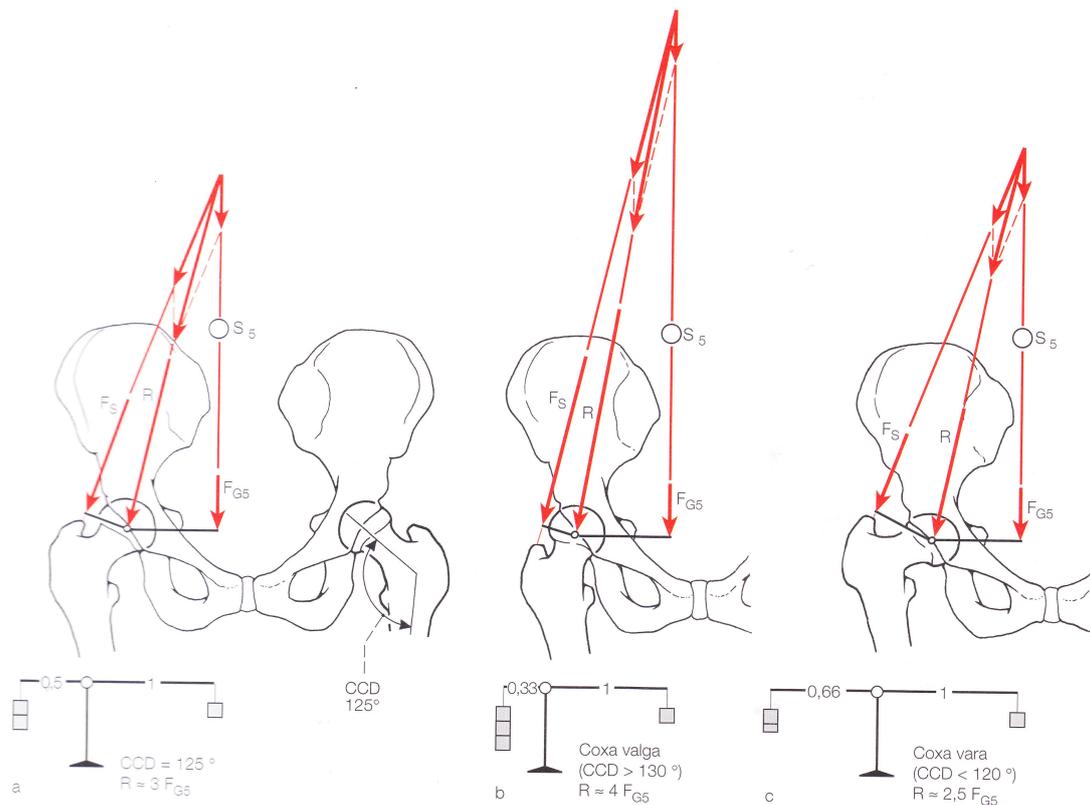


Abbildung 8: Belastung des Hüftgelenks beim einbeinigen Stand in Abhängigkeit von der Stellung des Schenkelhalses. Abbildung a zeigt die Situation bei einem physiologischen CCD-Winkel, Abbildung b zeigt die Hebelarmveränderungen in coxa valga und Abbildung c in coxa vara. (Quelle: Benninghoff, Dreckhahn. Anatomie Band 1. 16. Auflage 2003. 2003 Urban und Fischer Verlag München, Jena. ISBN 3-437-42340-1)

Die Veränderung der Geometrie führt zu Veränderungen der Hebelarme und dadurch zu vermehrter bzw. verminderter Muskelbeanspruchungen (12).

Die Veränderungen des Volumens und der Stärke der pelvitrochantären Muskulatur abhängig von der Entwicklung einer Arthrose wurden in den Studien von Grimaldi et al. und Arokoski et al. beschrieben (56-58). Generell wurde bei Patienten mit Arthrose eine verminderte Muskelstärke und verminderte Muskelvolumina der Abduktoren im Vergleich zu gesunden Probanden festgestellt. Interessanterweise fiel auf, dass der M. gluteus medius sich in den Anfangsphasen der Arthrose bei den Patienten hypertrophiert darstellte, wobei die anderen Muskelgruppen diese Neigung nicht zeigten. Mit Fortschreiten der Arthrose stellte sich jedoch auch hier eine Atrophie des M. gluteus medius ein. Damit ist es vorzustellen, dass die Veränderung der knöchernen Anatomie einen Effekt auf die Verteilung der pelvitrochantären Muskulatur hat, wenn man davon ausgeht, dass das arthrotische Patientenkollektiv von Grimaldi et al. auch eine von der physiologischen Norm abweichende knöcherne Gelenkorientierung aufweist. Somit ist festzustellen, dass eine Abweichung von der physiologischen knöchernen Orientierung die Hebelarme der Muskeln ändert. Das führt zumindest im Anfangsstadium der Arthrose zur Muskelhypertrophie durch Überbelastung und dadurch zu einer veränderten Muskelverteilung im Hüftgelenk. Eine andere Studie zeigte eine signifikante Verminderung der femoralen Antetorsion nach selektiver dorsalen Rhizotomie bei Kindern mit zerebraler Parese. Während bei gesunden Kindern eine Reduktion der femoralen Antetorsion jährlich um 4° stattfindet, erhöht sich die femorale Antetorsion bei zerebraler Parese jährlich um 2°. Floeter et al. konnten mit den Ergebnissen dieser Studie zeigen, dass durch das verbesserte muskuläre Gleichgewicht eine physiologische Entwicklung mit Reduktion der femoralen Antetorsion in diesem Patientenprofil erzielt werden konnte und eine signifikante Korrelation zwischen der muskulären Verteilung und der Gelenksgeometrie in der Horizontalebene existiert (59). Preininger et al. zeigte in seiner Studie diese Korrelation in der Frontalebene. Eine Formel von Regressionsanalysen erlaubte eine annähernde Bestimmung des M. gluteus medius Volumens

auf der Basis des femoralen Offset (FO) und somit eine enge funktionelle Beziehung beider Parameter (60).

1.4 Die Bedeutung der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion und der kombinierten Anteversion beim künstlichen Hüftgelenksersatz

Das Ziel während der H-TEP-Implantation ist die Rekonstruktion der Gelenksgeometrie im Sinne der weitgehenden Wiederherstellung der physiologischen Anatomie. Die richtige Positionierung der azetabulären und femoralen Komponente minimiert das Risiko für ein Impingement und andere Komplikationen einer H-TEP, wie erhöhte Abriebproduktion, eine frühzeitige Lockerung, Osteolyse und Dislokation (61-64).

Lewinnek definierte 1978 ein safe zone des Acetabulums mit einer acetabulären Inklination von $40^\circ \pm 10^\circ$ und einer azetabulären Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$. Außerhalb dieser safe zone platzierte Pfannen wiesen ein viermal größeres Dislokationsrisiko auf (61, 65). Auch Biedermann fand das geringste Dislokationsrisiko bei einer azetabulären Anteversion von 15° (61). Wixson definierte einen noch engeren Bereich zwischen $17-23^\circ$ für den azetabulären Anteversionseinbau (66). Eine übermäßige azetabuläre Anteversion verursacht eine anteriore und eine Pfannenretroversion eine posteriore Dislokation. Ali Khan et al. haben gezeigt, dass die meisten Fehler bei der Positionierung der Pfanne stattfinden (67). Der Erfolg einer Revision ist daher meistens von der richtigen Repositionierung der Pfanne abhängig. 86% der Patienten mit Dislokationen hatten nach Revisionen, bei denen man die Pfanne nicht repositioniert hat, postoperativ immer noch Instabilität (68).

Ein adäquates Schaftalignment stellt bei der Vermeidung von Dislokationen oder Impingement einen weiteren wichtigen Parameter dar (69). Die femorale Antetorsion spielt eine wichtige Rolle für die Kräfte am proximalen Femur und könnte somit das Ergebnis nach einer H-TEP ändern (70, 71). Intraoperativ wird eine Rekonstruktion der AT von 15° angestrebt (63-65, 70, 71). Nachuntersuchungen zeigen, dass eine schlechte operative Rekonstruktion der AT zu einer erhöhten Belastung des Hüftgelenks führt, die die Alltagsaktivitäten der Patienten beeinträchtigt und letztlich eine frühzeitige Lockerung des Implantats ermöglicht (72-74). Bergmann wies in einer in-vivo-Untersuchung auf die Bedeutung der AT und die häufig veränderte Biomechanik nach der H-TEP hin (75). Er stellte dabei fest, dass bei postoperativer Verringerung der AT der Schaftprothese im Vergleich zu präoperativ ein starker Anstieg des Torsionsmoments zu verzeichnen ist, was eine erhöhte mechanische Belastung für das Hüftgelenk darstellt. Müller et

al. wiesen einen Einfluss von sagittaler Schaftverkipfung auf die Lage des Hüftzentrums und damit auf die AT nach (69).

Die Effekte der femoralen Antetorsion und azetabulären Anteversion können sich gegenseitig verstärken oder reduzieren (50). Deshalb wurde eine kombinierte Anteversion (die Summe von AT und AV) beschrieben, um den möglichen Komplikationen, wie Dislokation vorzubeugen (76-78). In einer Studie an 200 Kadaverhüftgelenken war die kombinierte Anteversion bei Männern $29,6^\circ$ und bei Frauen $33,5^\circ$ (79). Eine andere Studie an Patienten mit H-TEP zeigte den optimalen Wert bei $37,3^\circ$ (76). In den aktuellsten Studien wird bei der H-TEP-Implantation eine kombinierte Anteversion von $50^\circ \pm 10^\circ$ oder zwischen 25° und 50° angestrebt, um die Dislokationsrate möglichst gering zu halten (62, 80, 81). Eine exakte intraoperative Bestimmung der femoralen Antetorsion und der azetabulären Anteversion sichert die perfekte Positionierung des Femurkopfes in der Pfanne ohne Impingement und Dislokationsgefahr in allen möglichen Bewegungsrichtungen.

Zuletzt wurde eine Implantatpositionierung nach safe zone kontrovers diskutiert. Abdel et al. konnten mit einer Untersuchung von 206 H-TEP Dislokationen zeigen, dass 58% der Dislokationen nach beschriebenen safe zone implantiert waren (3). Dementsprechend behauptete er, dass die Inzidenz von Hüftdislokationen sowohl zugangs- wie auch Implantatpositionierungsabhängig ist.

1.5 Zugangsspezifische Muskelschädigung

Die verschiedenen Zugangsmöglichkeiten zum Hüftgelenk unterscheiden sich vor allem in ihrem periartikulären Weichteilschädigungsmuster. Jeder Zugang weist somit unterschiedliche Inzidenzen der postoperativen Komplikationen, vor allem im Hinblick auf Dislokationsraten, auf (4,5, 7, 8, 10, 18, 82). Sehndefekte und Atrophie des M. gluteus minimus finden nach H-TEP Implantation unabhängig von dem gewählten Zugang sehr häufig statt (55). Der Zugang nach Smith-Petersen beschädigt hauptsächlich M. gluteus medius und Tensor fasciae latae (10). Bei dem posterioren Zugang werden die Außenrotatoren des Hüftgelenks abgelöst und die Abduktoren auch geschädigt (83). Da die postoperativen Dislokationen zu 75-90% in die posteriore Richtung erfolgen, ist es vor allem bei diesem Zugang wichtig, auf ein adäquates Weichteilmanagement zu achten. Eine Rekonstruktion der perioperativ durchtrennten Gelenkkapsel, sowie des M. piriformis und der kurzen Rotatoren verringern die Dislokationsrate

von 3.23% auf 2.03% (84). Nach einem modifiziert direkten lateralen Zugang zeigen die Abduktoren fettige Degeneration, vor allem aber die anterioren Anteile des M. gluteus medius. Der neueste Trend stellt die minimal invasiven Zugänge dar, bei denen die kleineren Inzisionen und die weniger umfangreichen Dissektionen zu einer schnelleren Genesung mit verminderten Schmerzen führen (11, 85, 86). Trotz allem findet eine postoperativ messbare Schädigung der Muskulatur statt, egal welcher Zugang benutzt wird (85).

Die Erhaltung der Abduktoren ist essentiell für ein postoperativ optimal funktionierendes Hüftgelenk, um postoperative Schmerzen und Hinken mit verminderter Patientenzufriedenstellung nach einer H-TEP zu verhindern. Eine weitere wichtige postoperative Komplikation stellt die Instabilität des Hüftgelenks dar. Die Assoziation zwischen der postoperativen Instabilität und der Abduktoreninsuffizienz wurde von vielen Autoren bestätigt, wobei die Dislokationsrate mit zunehmender Schwäche der Abduktoren ansteigt (87). Bei Revisionen stellt die Abduktorenschwäche sogar der wichtigste Grund einer möglichen Instabilität. Deshalb ist der Muskelerhalt bei jungen Patienten, die wahrscheinlich im Verlauf eine Revision bekommen werden, unverzichtbar (88). Durch die Minimierung von intraoperativen Schädigungen an diesen Muskeln können diese Komplikationen vorgebeugt werden. Dazu werden eher muskelschonende Zugänge zum Hüftgelenk gewählt, bei denen die Weichteile weniger geschädigt und somit die Abduktoren besser geschont werden (8, 55, 89, 90).

1.6 Hypothesen und Fragestellung

Die gewählten Implantate und deren Positionierung bestimmen den Bewegungsumfang und die Stabilität des Hüftgelenks über diesen Bewegungsumfang (6, 82). Zielwerte hierfür sind jedoch nicht klar zu definieren, denn weder durch safe zone nach Lewinnek noch durch die weitgehende Rekonstruktion der nativen Hüftgeometrie konnten Dislokationen sicher vermieden werden (3, 65). Durch den gewählten chirurgischen Zugang zum Hüftgelenk entsteht ein unumgänglicher Muskelschaden, welcher die muskuläre Zentrierung der Gelenkkomponente zueinander in bestimmten Gelenkstellung herabsetzt und die Stabilität des Hüftgelenks in die Richtung des gewählten Zugangs erniedrigt (7-11). Trotz aller Versuche den Muskelschaden zu minimieren und ideale Positionierung der Implantate zu beschreiben, bleibt die Rate an Dislokationen konstant hoch und die Wahrscheinlichkeit einer Dislokation scheint trotz adäquater Implantatpositionierung nach Lewinnek zugangsspezifisch zu sein (3). Daraus resultiert die

Annahme, dass es eine „ideale Position“ der Gelenkkomponenten für jeden Zugang geben muss, die eine positionierungs- und weichteilabhängige Dislokation verhindern kann.

Die Grundlage für eine solche Annahme ist jedoch die Gleichverteilung der hüftumgreifenden Muskulatur aller H-TEP Patienten, ohne eine demographie- oder gelenkassoziierte Wichtung der Verteilung der hüftgelenkumgreifenden Muskulatur.

Somit war das primäre Ziel der vorliegenden Arbeit die Untersuchung der Muskelkraftzugrichtung der hüftgelenkumgreifenden Muskulatur (Musculus glutes maximus, Musculus gluteus medius, Musculus gluteus minimus und Musculus tensor fasciae latae) in Abhängigkeit der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion und der kombinierten Anteversion.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen dazu dienen, die ideale Implantatpositionierung bei H-TEP in Abhängigkeit des chirurgischen Zuganges rational abschätzen zu können.

2 Material und Methoden

2.1 Methodik der Datenerfassung

Die Erfassung der Patientendaten für diese retrospektive Untersuchung erfolgte primär konsekutiv im Zeitraum von 2010 bis 2012 aus der vorhandenen Datenbank der radiologischen Klinik der Charite – Universitätsmedizin Berlin. Es wurden 49 Patienten (26 Männern und 23 Frauen) in diese Studie eingeschlossen, die in diesem Zeitraum eine Polytraumaspirale erhalten haben. Einschlusskriterien waren: Vorhandensein der CT-Segmente zwischen der kranialen Begrenzung der Beckenschaufel und dem Tibiaplateau ohne Unterbrechung und mit vollständiger Abbildung der pelvitrochantären Muskulatur (Abb. 9). Die Ausschlusskriterien waren: Vorhandensein einer totalen Knie- oder Hüftprothese; Frakturen im Bereich Pelvis, Femur, Tibia oder Fibula; Metallimplantate in diesen Bereichen oder eine lokale neoplastische Erkrankung.

Geschlecht, Geburtsdatum und Untersuchungsdatum wurden erhoben.



Abbildung 9: Die Visualisierung der CT-Segmente eines Patienten zwischen der kranialen Begrenzung der Beckenschaufel und dem Tibiaplateau in sagittaler und frontaler Schicht mittels Amira (FEI Visualization Sciences Group, Bordeaux, France).

2.2 CT-Daten

Die Scans wurden mittels der CT-Geräte der Charite (Siemens Somatom Definition AS64) erstellt. Die Schichtdicken betragen zwischen 0.5 mm und 2.0 mm bei einer konstanten Gantry-Neigung von 0°. Die Patienten wurden in Rückenlage untersucht. Beide Seiten wurden analysiert.

2.3 Bildverarbeitung

Alle Visualisierungsprozesse, Volumenberechnungen und die Bestimmung der anatomischen Bezugspunkte zur 3D-Berechnung der femoralen Antetorsion wurden mit der Software Amira (FEI Visualization Sciences Group, Bordeaux, France) durchgeführt. Software Osirix® (v.5.8, Pixmeo, Geneva, Switzerland) wurde zur Bestimmung der azetabulären Anteversion verwendet.

2.4 Erfassung der azetabulären Anteversion

Die azetabuläre Anteversion wurde mit der oben beschriebenen Methode nach Tönnis bestimmt (12, 50). Die Schnittebene für die Messung lag soweit wie möglich in der Nähe des größten Durchmessers, wies jedoch eine noch weitgehend breite, kongruente und spitz ausgezogene Umfassung des Hüftkopfes am vorderen Pfannenrand auf. Dieser CT-Schnitt ist meist etwas oberhalb des größten Kopfdurchmessers.

Die Tangente an vorderem und hinterem Pfannenrand wurde als Pfanneneingangsebene betrachtet. Als sagittale Bodenachse wurde die Senkrechte zur Verbindungslinie der beiden Hüftkopfmittelpunkte angesehen.

Der Winkel zwischen den beiden Linien stellt die azetabuläre Anteversion dar (Abb. 10).

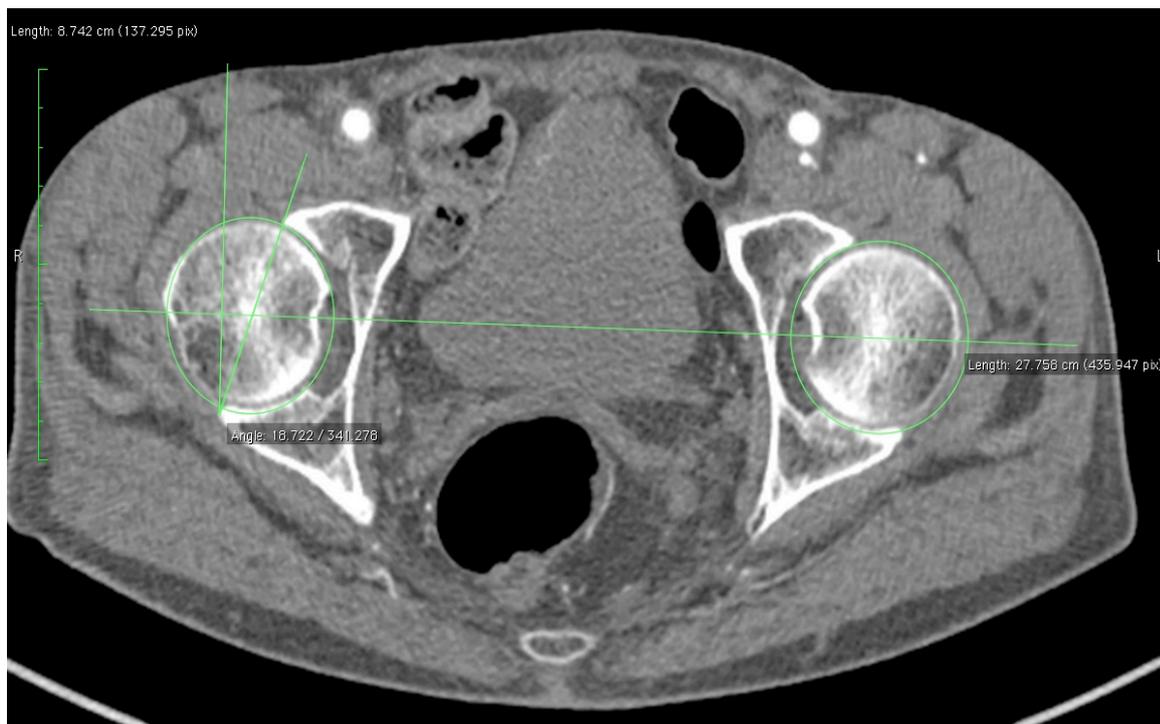


Abbildung 10: Azetabuläre Anteversionbestimmung. Die Senkrechte zur Verbindungslinie der Hüftkopfmittelpunkte stellt die sagittale Körperachse dar. Der Winkel zwischen dieser und der Pfanneneingangsebene entspricht der azetabulären Anteversion.

2.5 Erfassung der femoralen Antetorsion

Die AT-Messung erfolgte unter Berücksichtigung von drei Achsen. Schenkelhalsachse, Femurlängsachse und Kondylentangente. Die Kondylentangente ist die Gerade, die beide Kondylenhinterkanten an der prominentesten Stelle miteinander verbindet (49). Die Femurlängsachse wurde entsprechend der Essener Methode bestimmt. Dafür wurden im Scan auf Höhe der Kniekondylen in der Schaftmitte die distale Position und in einem Scan auf Höhe des Trochanter minor, wiederum in Schaftmitte, die proximale Position bestimmt (13). Die Verbindung dieser beiden Punkte sollte den Verlauf der geometrischen Femurlängsachse repräsentieren. Die anatomische Schenkelhalsachse wurde nach Lanz bestimmt (46). Danach ist die Schenkelhalsachse die Gerade, die durch den Kopfmittelpunkt und durch die Mitte des Isthmus des Schenkelhalses zieht.

Um die femorale Antetorsion möglichst exakt und lageunabhängig bestimmen zu können, wurden 3D-Berechnungen benutzt, die vom Julius Wolff Institut für Biomechanik und muskuloskeletale Regeneration bereitgestellt wurden. Diese Formeln waren in eine Excel-Tabelle integriert und verlangten die xyz-Koordinaten im CT-Koordinatensystem der schon erwähnten sechs anatomischen Bezugspunkte (Abb. 11).

- Lateral prominentester und medial prominentester Kondylenpunkt
- Distale und proximale Lage der Schaftlängsachse
- Hüftkopfmittelpunkt und die Mitte des Isthmus des Schenkelhalses

Die Koordinatenbestimmung erfolgte mit dem Landmarkeditor der Software Amira.

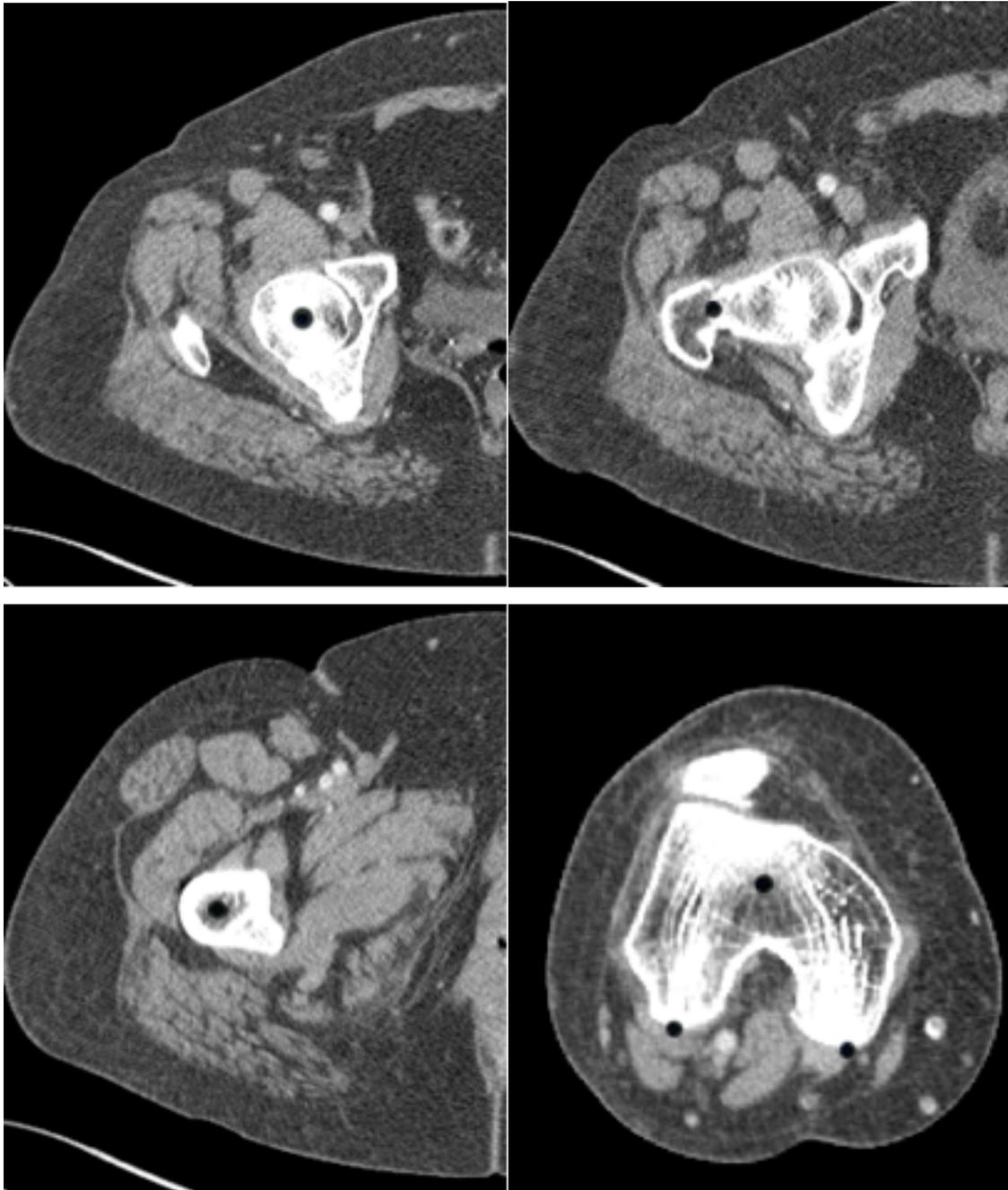


Abbildung 11: Die sechs anatomischen Bezugspunkte für die 3D-Berechnung der femoralen Antetorsion. Links oben: Hüftkopfmittelpunkt. Rechts oben: die Mitte des Isthmus des Schenkelhalses. Links unten: proximale Lage der femoralen Schaftachse. Rechts unten: Lateral und medial prominentester Kondylenpunkt und distale Lage der femoralen Schaftachse.

2.6 Analyse der Muskulatur

2.6.1 Visualisierung und Markierung der Muskelsegmente

Die Muskelvolumenberechnung wurde mit der Orthoslice-Funktion der Software Amira durchgeführt.

Dafür erfolgte die manuelle Markierung der äußeren Muskelgrenzen in jeder Schicht. Alle vier Muskel (Mm. glutei und M. tensor fasciae latae) wurden in der Transversalebene bilateral markiert (Abb. 12, Abb. 13).

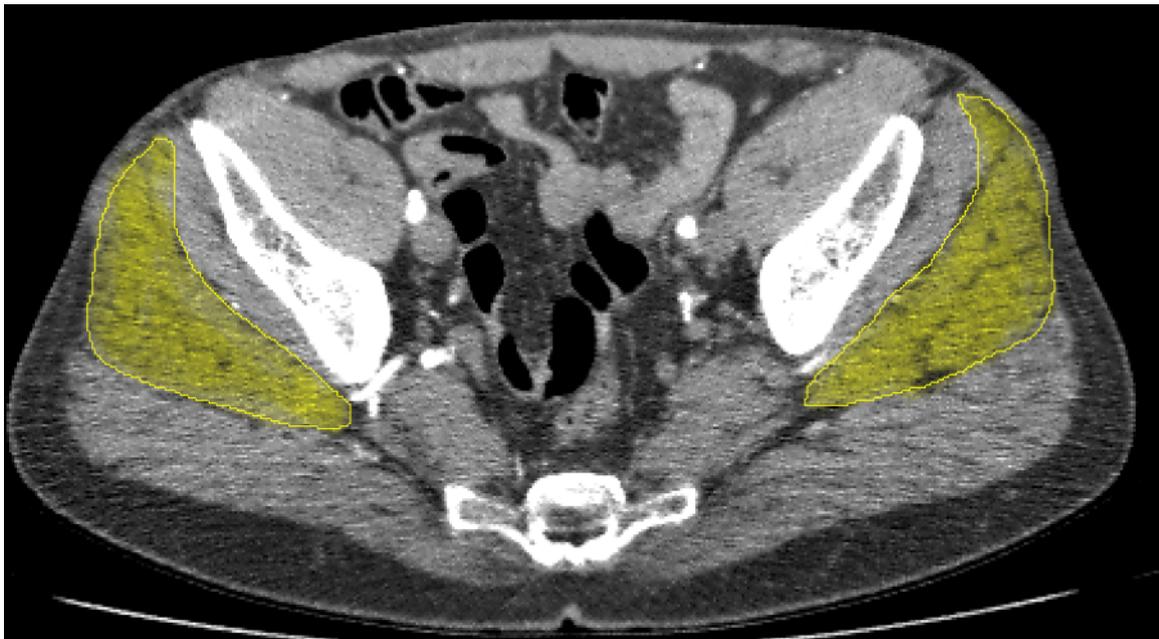


Abbildung 12: Die Markierung des M. gluteus medius (gelb) bilateral in der Transversalebene.



Abbildung 13: Die Markierung des M. gluteus maximus (grün), M. gluteus minimus (orange) und des M. tensor fasciae latae (rot) in der Transversalebene.

Das größte Problem bei der Markierung der Muskulatur war die Bestimmung der exakten Muskelgrenzen, was in manchen Schichten nahezu unmöglich war. Um die Fehlerquote möglichst gering zu halten, wurde auf ein Instrument zur Interpolierung von Markierungen zurückgegriffen. Hierzu wurden die Schichten kranial und kaudal der nicht markierbaren Schicht segmentiert. Dieses Verfahren wurde mehrfach durchgeführt, wenn die exakte Bestimmung der Muskelgrenzen nicht möglich war.

2.6.2 Volumenberechnungen

Zur Berechnung der Muskelvolumina wurde dann eine Scheibchensummation der vorher markierten Areale durchgeführt (Abb. 14, 15).

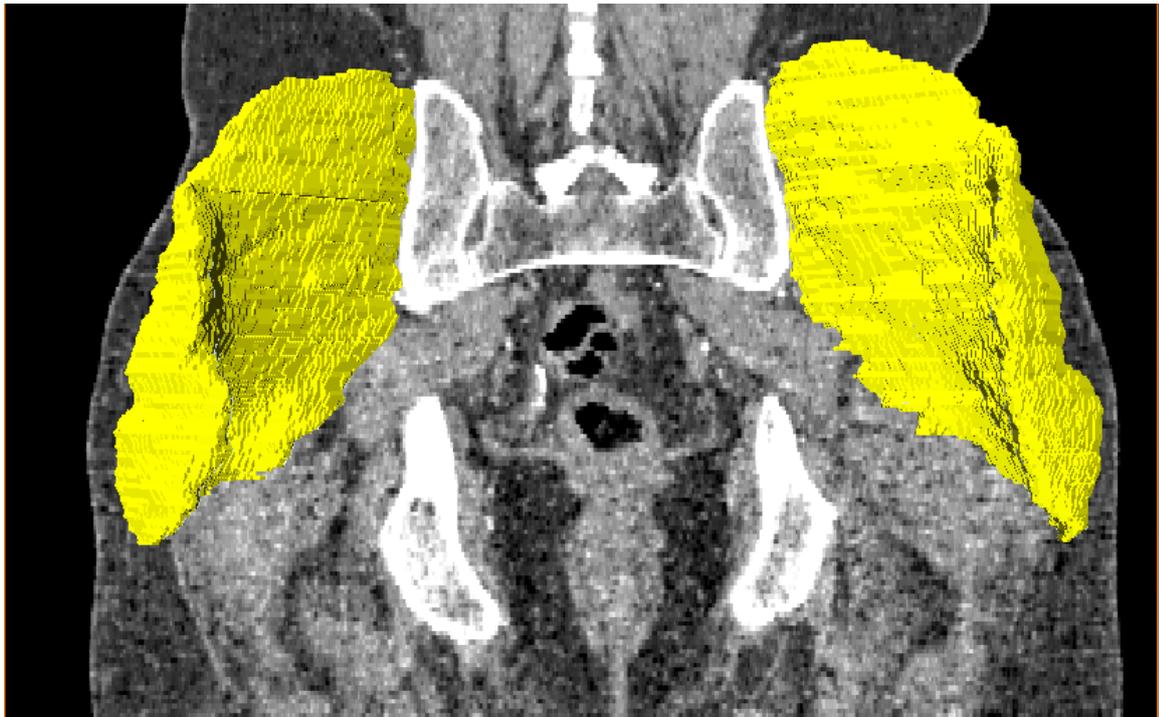


Abbildung 14: 3D-Visualisierung des *M. gluteus medius* (gelb).

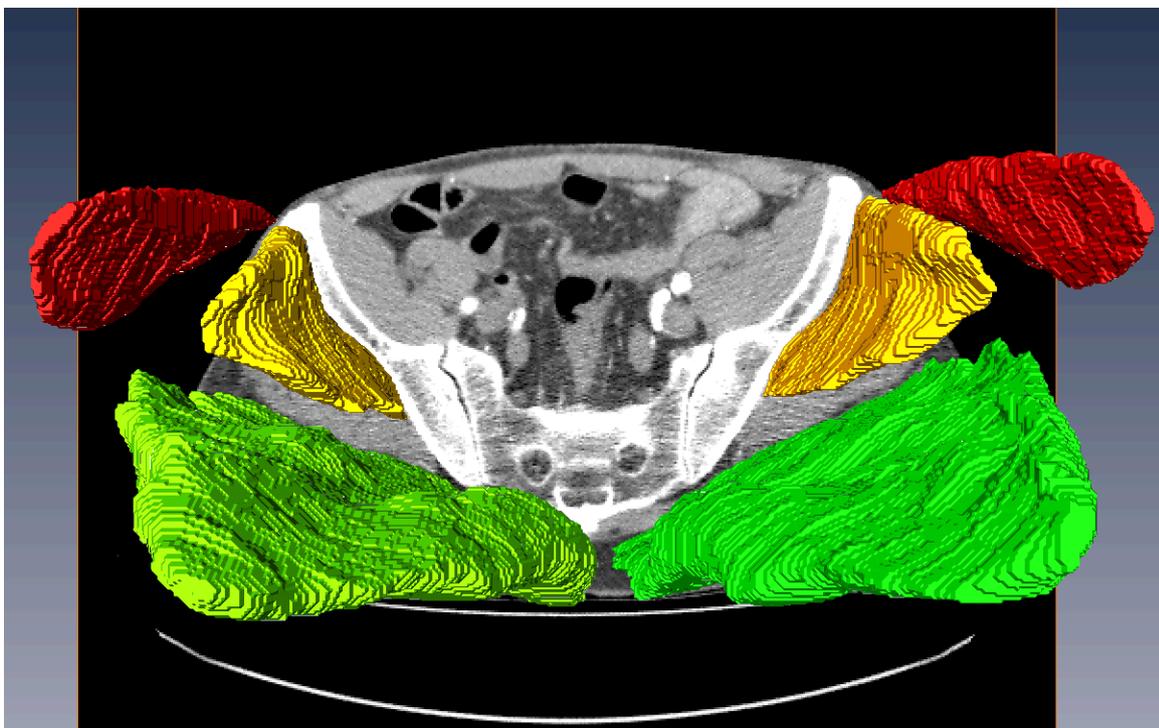


Abbildung 15: 3D-Visualisierung des *M. gluteus maximus* (grün), *M. gluteus minimus* (orange) und des *M. tensor fasciae latae* (rot).

2.6.3 Berechnung der Muskelkraftzugrichtung (Muscle force direction)

Die Muskelkraftzugrichtung (MFD) beschreibt die Richtung der Kraftausübung eines bestimmten Muskels oder einer bestimmten Muskelgruppe. In dieser Arbeit erfolgte die Berechnung der MFD der untersuchten Muskeln, welche dann als MFD der pelvitrochantären Muskelgruppe zusammengefasst und für weitere Berechnungen verwendet wurde.

Die räumliche Anordnung der einzelnen Muskeln wurde weiter in Bezug auf das Hüftgelenk berücksichtigt und zur Errechnung der jeweilig muskelspezifischen Hebelarme, sowie eines für alle vermessenen Muskeln resultierenden Hebelarmes genutzt. Hierzu diente das muskulosketale Modell von Horsman als Vorlage (91). In dieser Untersuchung wurden die MFDs der pelvitrochantären Muskulatur nur in horizontaler Ebene (X und Z-Achse, Abb. 16) bestimmt, um Zusammenhänge mit der Antetorsion des Schenkelhalses, der azetabulären Anteversion und der Kombination dieser Parameter zu untersuchen.

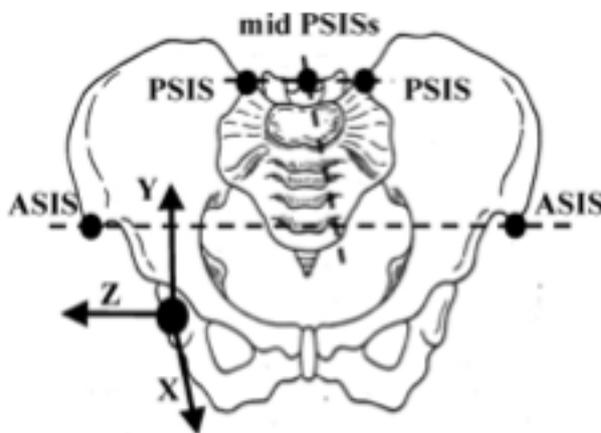


Abb.16: Das Koordinatensystem des Beckens (XYZ)

Die Grundlage für die Muskellänge stellte die Arbeit von Horsman et al. dar, bei der die Ansätze und Ursprünge aller Muskeln der unteren Extremität in einem Koordinatensystem beschrieben wurden.

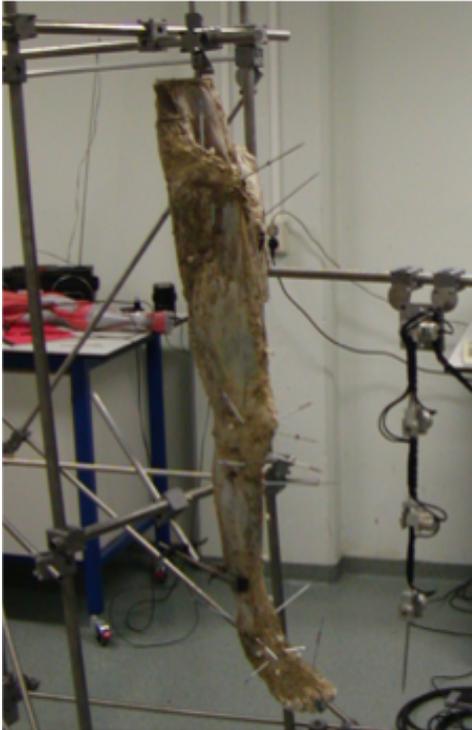


Abb. 17: Die untersuchte untere Extremität

Es erfolgte die Unterteilung einzelner Muskeln in kleine Muskelemente, um eine möglichst exakte Beschreibung des mechanischen Effekts beschreiben zu können. Die Zugrichtung der einzelnen Muskeln (Mm. glutei und M. tensor fasciae latae) wurde dann als Vektor in der Transversalebene bestimmt, indem der Ursprung vom Ansatz subtrahiert wurde und die Richtung des Einheitsvektors wurde bestimmt (Tabelle 1).

Der relative Anteil der einzelnen Muskeln am jeweiligen Gesamtmuskelvolumen eines jeden Probanden wurde berechnet. Die Zugrichtung des einzelnen Muskels (Einheitsvektor) wurde nun mit dem jeweiligen Anteil am Gesamtmuskelvolumen gewichtet um sowohl Richtung, wie mittel Volumen genäherte Kraft der Muskeln zu nähern (Einheitsvektor \times relativer Muskelmasse jedes Muskels). Durch Addition der so errechneten relativen Zugvektoren (Richtung und Anteil der relativen Muskelmasse) wurde die Muskelkraftzugrichtung der pelvitrochantären Muskulatur ermittelt (Abb. 18).

Muskel	Ursprung		Ansatz		Ansatz - Ursprung		Länge (cm)	Einheitsvektor	
	X(cm)	Z(cm)	X(cm)	Z(cm)	X(cm)	Z(cm)		X	Z
Glut. max.	-9,54	-4,91	-3,92	6,58	5,62	11,50	12,80	0,4394	0,8983
Glut. med.	-3,20	1,58	-3,54	5,06	-0,34	3,48	3,50	-0,0974	0,9952
Glut. min.	-1,92	1,87	-1,50	6,16	0,42	4,29	4,31	0,0971	0,9953
Ten. fasc. l.	2,6	4,95	4,68	5,4	2,08	0,46	2,13	0,9769	0,2137

Tabelle 1. X und Z Koordinaten des Ursprungs und Ansatzes, sowie des Einheitsvektors (Unit direction vector) mit der Länge 1 der glutealen Muskulatur und Tensor fasciae latae

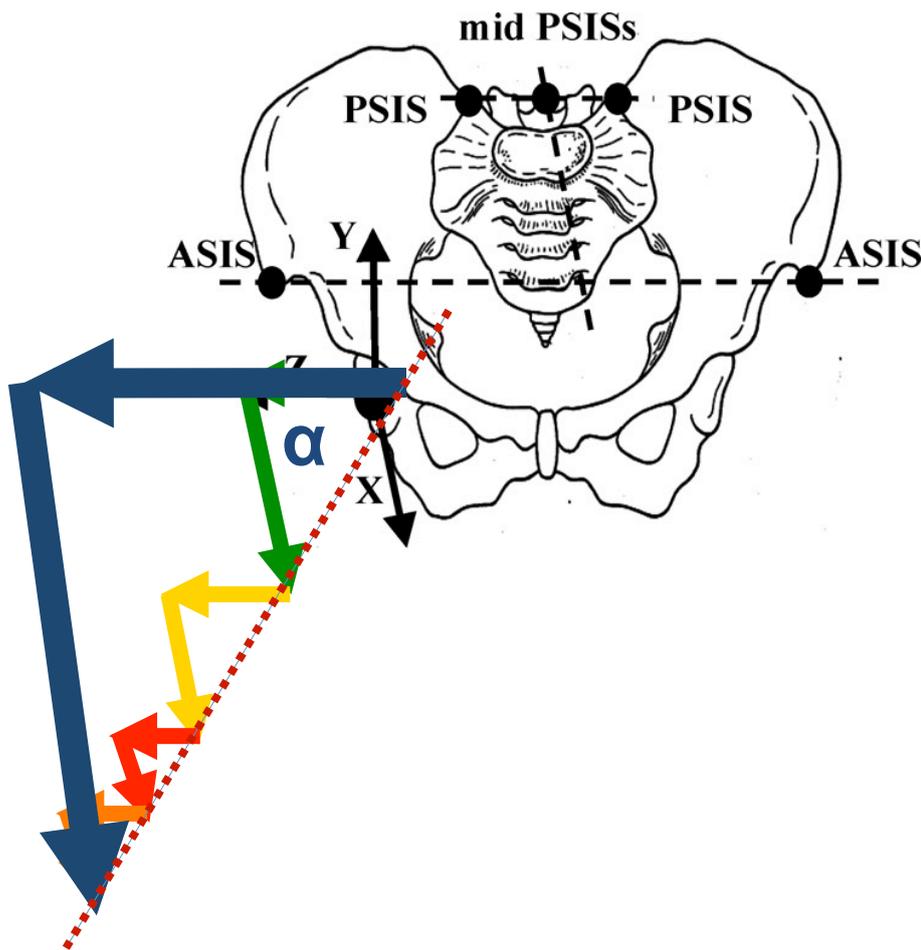


Abb. 18: Schematische Darstellung der Berechnung von MFD nach Addition der Muskelkraftzugrichtung der pelvitrochantären Muskulatur. Die gefärbten Strukturen stellen die pelvitrochantäre Muskulatur dar. Rot: M. tensor fasciae latae, gelb: M. gluteus medius, orange: M. gluteus minimus, grün: M. gluteus maximus. Blau: Gesamtvektor der pelvitrochantären Muskulatur

Dann erfolgte die Umwandlung des Gesamtvektors der pelvitrochantären Muskulatur in Muskelzugrichtung in Grad (°) mit der unteren Formel.

$$\text{MFD} = \text{Arctan}(x,z) \times 180/\text{Pi}$$

Die berechneten Muskelkraftzugrichtungen wurden verwendet, um Zusammenhänge zwischen der pelvitrochantären Muskulatur und der Hüftgelenkorientierung mittels Korrelationsanalysen zu untersuchen.

2.7 Statistische Auswertung

Demographische Parameter wurden mittels des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung überprüft und anschließend mit dem Levene-Test auf Homogenität der Varianzen. Unterschiede zwischen der rechten und der linken Seite wurden jeweils geschlechtsspezifisch mit dem t-Test für gepaarte Stichproben untersucht.

Korrelationsanalysen wurden bei einer Normalverteilung mit dem Korrelationskoeffizienten von Pearson durchgeführt. Der Korrelationskoeffizient von Spearman wurde benutzt, wenn es keine Normalverteilungsannahme vorlag und die Schiefe der Verteilung wurde dann berechnet. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde mit p bezeichnet und statistische Signifikanz bei $p < 0,05$ angenommen. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Software Paket SPSS 19[©] und R (Version 3.1.3.).

3 Ergebnisse

3.1 Demographie

Unter Anwendung der genannten Ein- und Ausschlusskriterien wurden 49 CT-Datensätze von 26 Männern und 23 Frauen für die Vermessung der knöchernen Anatomie und der Volumina der pelvitrochantären Muskulatur ausgewählt. Es wurden immer beide Gelenke der Patienten (insgesamt 98 Gelenke) untersucht. Die Altersverteilung des untersuchten Kollektivs umspannte einen Bereich von 32 bis 84 Jahren mit einem mittleren Alter von 65,9 Jahren.

3.2 Ergebnisse der computertomographischen Auswertung

3.2.1 Azetabuläre Anteversion, femorale Antetorsion und kombinierte Anteversion

Der Vergleich der gemessenen azetabulären Anteversion, femoralen Antetorsion sowie der kombinierten Anteversion der linken und rechten Seite zeigte keinen signifikanten Unterschied, sodass für die weiteren Analysen die Mittelwerte beider Seiten benutzt wurden ($p < 0,05$).

Die Datenanalysen zeigten eine Normalverteilung der Messwerte der Muskelvolumina, kombinierter Anteversion und femoraler Antetorsion, sowie Muskelkraftzugrichtung. Eine Normalverteilung konnte aber bei azetabulärer Anteversion anhand des Shapiro-Wilk-test nicht bestätigt werden (Abb. 19). Die Schiefe betrug 0,291.

n = 49	Minimum	Maximum	Durchschnitt	Standardabweichung
Azetabuläre Anteversion ,°	2,0	43,0	21,9	5,9
AT-Winkel ,°	-11,0	35,0	7,2	7,4
Kombinierte Anteversion ,°	7,2	50,6	29,2	9,0

Tabelle 2: Femorale Antetorsion, azetabuläre Anteversion und kombinierte Anteversion des untersuchten Kollektive

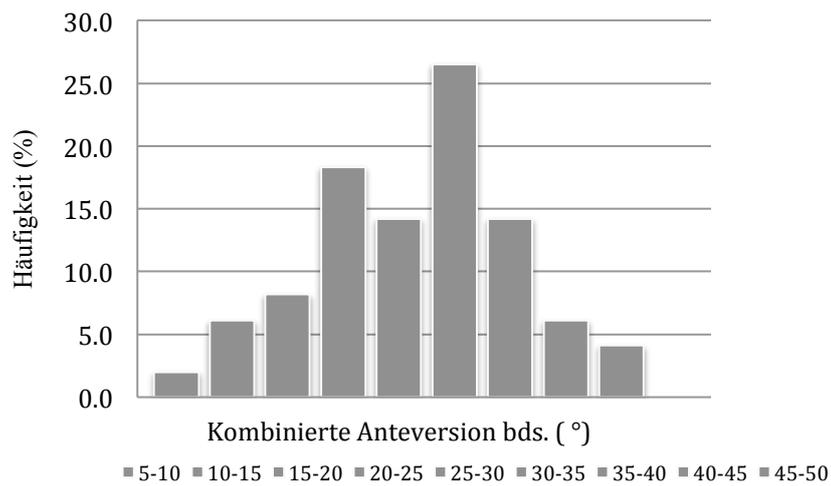
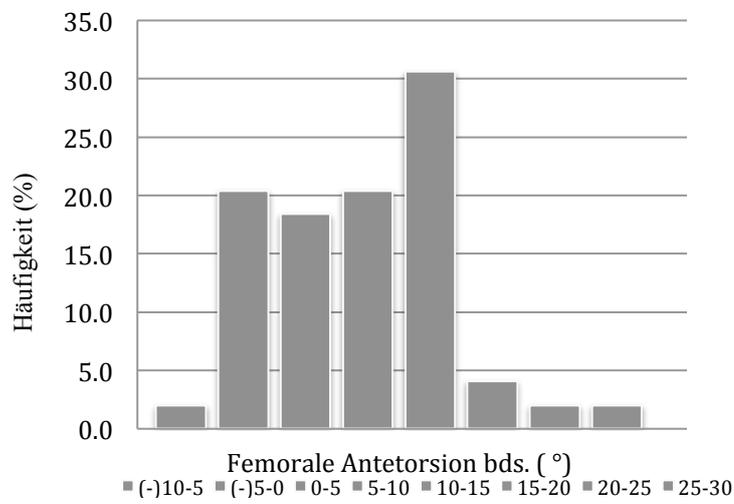
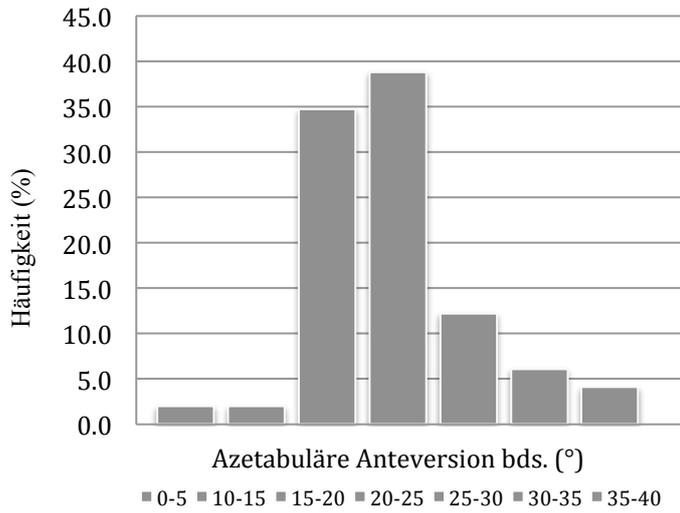


Abb. 19: Verteilungshäufigkeit der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion und der kombinierten Anteversion des untersuchten Kollektives.

3.2.2 Volumina der pelvitrochantären Muskulatur

n = 49	Minimum	Maximum	Durchschnitt	Standardabweichung
TFL, mm^3	33.005	121.615	68.516	21.986
G. max., mm^3	374.869	1.332.241	780.566	226.011
G. med. mm^3	171.581	505.786	323.302	80.069
G. min., mm^3	44.699	119.868	85.442	19.645

Tabelle 3: Werte der Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur des Kollektives

Der Vergleich der gemessenen Muskelvolumina der linken und rechten Seite zeigte keinen signifikanten Unterschied, sodass für die weiteren Analysen die Mittelwerte beider Seiten benutzt wurden ($p < 0,05$).

3.2.3 Muskelkraftzugrichtung (Muscle Force Direction)

n = 49	Minimum	Maximum	Durchschnitt	Standardabweichung
MFD, °	16,54	21,45	18,92	1,29

Tabelle 4: Muskelkraftzugrichtung des untersuchten Kollektives

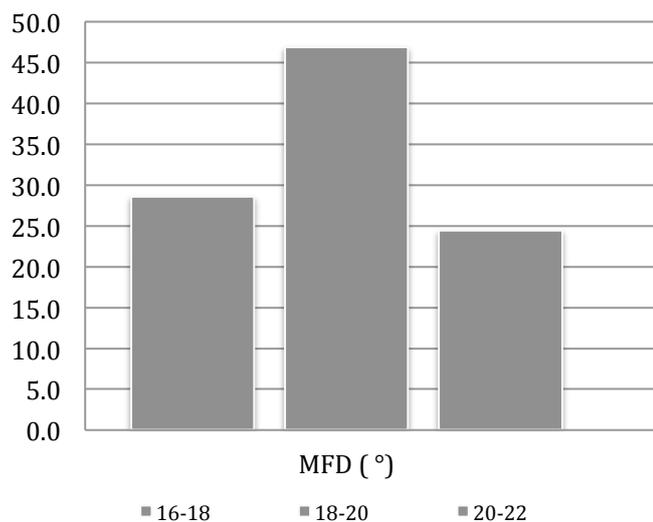


Abb. 20: Verteilungshäufigkeit der Muskelkraftzugrichtung des untersuchten Kollektives

3.3 Korrelationen der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion, der kombinierten Anteversion und der Muskelkraftzugrichtung

Femorale Antetorsion, kombinierte Anteversion und Muskelkraftzugrichtung erfüllten eine Normalverteilungsannahme, sodass der Pearson Korrelationskoeffizienten zur Berechnung einer Korrelation genommen wurde. Der Korrelationstest nach Spearman wurde bei azetabulärer Anteversion benutzt. Die analysierten Parameter konnten keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Orientierung der Gelenkpartner und der Muskelkraftzugrichtung nachweisen (Tabelle 5).

	MFD	
	Korrelationskoeffizient	p
Azetabuläre Anteversion	0,163	0,263
Antetorsion	0,069	0,637
Kombinierte Anteversion	0,116	0,428

Tabelle 5: Korrelation zwischen kombinierter Anteversion, femoraler Antetorsion, azetabulärer Anteversion und Muskelkraftzugrichtung

4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit untersuchten wir an 98 nativen Hüftgelenken die Gelenksgeometrie sowie die Größe und die Orientierung der hüftumgreifenden Muskulatur hinsichtlich eines bestehenden räumlichen Zusammenhanges. Die Korrelations- und Regressionsanalysen zeigten keinen Zusammenhang beim Nativgelenk, sodass davon ausgegangen werden kann, dass das Hüftgelenk von einer gleichverteilten Muskulatur umgeben ist. Weiter bedeutet das, dass der ideale Zugang nicht durch eine patientenspezifische, hüftgeometrieabhängige Muskelverteilung bestimmt werden kann. Wichtiger jedoch noch, dass der durch den gewählten chirurgischen Zugang entstehende Muskelschaden diese Gleichverteilung ändert und somit zur Gewährleistung idealer Stabilität nach H-TEP safe zone zugangsspezifisch zu definieren ist.

4.1 Limitationen

Eine Limitation dieser Studie ist das retrospektive Design, sodass mehrere unbekannte Einflüsse, wie z.B. Trainingszustand und Arthrosegrad der Patienten, die die Muskelverteilung und die Gelenkgeometrie verändert haben könnten, nicht berücksichtigt werden konnten. Aufgrund der unterschiedlichen Definition der femoralen Antetorsion in der Literatur ist es nur eingeschränkt möglich die hier vorgestellten Ergebnisse mit den Werten in der Literatur zu vergleichen. Zusätzliche Limitationen dieser Studie sind kleine Fallzahl, die möglichen Messungenauigkeiten sowohl bei der Erfassung der Muskelvolumina, als auch bei der Bestimmung der anatomischen Winkel. Eine weitere Limitation ist es, dass die Richtung der Muskelgesamtkraft von dem Leichenmodell von Horsman et al. benutzt wurde. Somit war eine fallspezifische Berechnung der reellen MFD nicht möglich.

4.2 Azetabuläre Anteversion

Die Messung der azetabulären Anteversion im vorliegenden Kollektiv ($21,9^\circ \pm 5,9^\circ$) ergab geringfügig höhere Mittelwerte als die Werte in den Studien von Mahesvari et al. ($19,1^\circ \pm 5^\circ$), Marayuma et al. ($19,9^\circ \pm 6,6^\circ$) und Reikeras et al. ($17^\circ \pm 6^\circ$) und kleinere Werte wie in der Studie von Tohtz et al., diese die azetabuläre Anteversion (bei Frauen $24,63^\circ$ bei Männern $21,31^\circ$) geschlechtsspezifisch untersucht haben (17-19, 79). Die Studien von Mahesvari et al., Marayuma et al. und Tohtz et al. wurden an gesunden Probanden durchgeführt, während Reikeras et al. 47 gesunde Probanden und 39 Arthrose-Patienten untersucht haben. Reikeras et

al. konnten dabei keinen Unterschied zwischen den beiden Gruppen feststellen. Im Gegensatz dazu konnten Tönnis et al. mit ihrer Studie einen Einfluss der verringerten azetabulären Anteversion von weniger als 15° auf Beweglichkeit, Schmerz und Arthroseentstehung zeigen (12). Dafür wurden insgesamt 223 pathologisch veränderte mit 133 gesunden Hüftgelenken verglichen, was aufgrund größerer Power, die signifikanten Ergebnisse von Tönnis et al. im Gegensatz zu den nicht signifikanten Ergebnissen von Reikeras et al. erklären könnte. Die Studie von Dorr et al. zeigte zudem eine verminderte azetabuläre Anteversion von 12° in arthrotischen Gelenken (20). Die Ursache für die unterschiedlichen Absolutwerte in den Studien ist vermutlich die Heterogenität der untersuchten Patientenkollektive. Mahesveri et al. führten Messungen in einer indischen Population durch und fanden $3-5^\circ$ geringere Werte im Vergleich zu Messwerten westlicher Kollektive.

Die Ausprägung arthrotischer Veränderungen in unserem Kollektiv differiert von anderen gemessenen Kollektiven. Bereits dadurch ergibt sich vermutlich eine Ungleichheit unserer Werte für die azetabuläre Anteversion im Vergleich mit den Werten in anderen Studien.

Untersuchungen basierend auf CT-Analysen der azetabulären Anteversion an Patientenkollektiven mit Zustand nach H-TEP Versorgung aufgrund von Koxarthrose zeigten annähernd gleiche Resultate wie in unserer Studie (80, 92, 93).

Außerdem befanden sich die Werte von 27 der von uns untersuchten 98 Hüften nicht innerhalb der von Lewinnek definierten safe zone.

4.3 Femorale Antetorsion

Die Werte der femoralen Antetorsion unserer Studie liegen niedriger als die von Strecker et al. ($23.47^\circ \pm 2SD 17.16^\circ$), Jend ($15.25^\circ \pm 11.88^\circ$) und Starker et al. (26, 32, 47). Starker et al. verglichen drei unterschiedliche CT-Messmethoden und eine Messung mittels 3D-Rekonstruktion an 45 Femura miteinander. Sie konnten zeigen, dass alle CT-Methoden im Vergleich mit der anatomischen Antetorsion aber auch untereinander hochsignifikante Abweichungen erbringen (Tabelle 6).

Antetorsion-Messmethode	Mittelwert	Standardabweichung
Ulmer Methode	24,89°	7,38°
Essener Methode	19,38°	7,46°
Prox. Schafttorsion	24,68°	7,25°
Anatomische Antetorsion nach Lanz	15,50°	6,83°

Tabelle 6: Mittelwerte für die femorale Antetorsion bestimmt mit unterschiedlichen Messmethoden (Starker et al.)

Die uneinheitlichen Absolutwerte in den verschiedenen Studien könnten folglich an der Verwendung unterschiedlicher Messverfahren liegen. Für unsere und alle anderen genannten Studien wurde dieselbe Definition der Kondylenachse verwendet. Die Definition der Schenkelhalsachse unterscheidet sich jedoch, bis auf die anatomische Antetorsion von Starker et al., von unserer Studie. Diese Unterschiede in der Methodik könnten möglicherweise die Unterschiede in den Ergebnissen erklären. Eine zusätzliche Ursache kann die Durchführung der Studien an unterschiedlich von Arthrose beeinflussten Femura sein. Von Reikeras et al., Ganz et al. und Tönnis et al. ist bekannt, dass stark erniedrigte bzw. erhöhte femorale Antetorsionswerte eine mögliche Ursache bei der Entstehung der Arthrose durch Risse des anterioren Labrumteils und durch Überbelastung des Gelenkknorpels darstellen kann (19, 50, 51). Daraus folgend kann eine mögliche Ursache für niedrige Ergebnisse ein Vorhandensein von Arthrose sein.

Der Vergleich unserer Ergebnisse mit 3D Untersuchungen basierend auf CT-Analysen der femoralen Antetorsion an Patientenkollektiven nach H-TEP-Versorgung, ist wegen den sehr unterschiedlichen postoperativen Ergebnissen nicht möglich. Von Studien ist bekannt, dass eine manuelle Implantation der Femurkomponente sehr variabel und mit Fehlern behaftet sein kann (80).

4.4 Kombinierte Anteversion

In dem von McKibbin eingeführten Konzept der kombinierten Anteversion liegt die Vermutung, dass die Effekte der femoralen Antetorsion und der acetabulären Anteversion sich gegenseitig verstärken oder reduzieren können. In anatomischen Studien konnte er eine physiologische kombinierte Anteversion von 30° bis 40° zeigen (78). Die Ergebnisse von Maruyama et al., die die Hüften von 200 gesunden Probanden analysiert haben, waren 29,6° bei den Männern und 33,5° bei den Frauen (79). Unsere Ergebnisse liegen nur gering unterhalb der Ergebnisse von Maruyama et al., jedoch außerhalb der physiologischen Werte von McKibbin. Dem kann zu

Grunde liegend, dass die von uns gemessene femorale Antetorsion geringer ist, als die von McKibbin, sodass der Gesamtwert für die kombinierte Anteversion kleiner ist. Tönnis et al. konnten eine gegenseitige Beeinflussung von femoraler Antetorsion und azetabulärer Anteversion nachweisen. Bei Patienten mit Hüftschmerzen und Rotationsfehler wurde eine vermehrte femorale Antetorsion meistens durch eine verminderte azetabuläre Anteversion kompensiert. Umgekehrte Fälle wurden ebenso beschrieben. Wir beobachten daher, dass die verringerten AT-Werte in unserem Kollektiv durch geringfügig erhöhte azetabuläre Anteversion kompensiert sind, sodass wir trotz der erniedrigten femoralen Antetorsion annähernd grenzwertige kombinierte Anteversion erfassen konnten. Die von uns höher als in den Studien von Mahesvari et al., Marayuma et al., und Reikeras et al. gemessene azetabuläre Anteversion kann auf diese Weise ebenfalls erklärt werden.

4.5 Muskelvolumina

Die absoluten Volumina, welche in dieser Studie für die Mm. glutei und den M. tensor fasciae latae, gemessen worden sind, liegen oberhalb der von Preininger et al. publizierten Volumina (94). Die Tatsache, dass die Muskelmassen rechts und links symmetrisch verteilt sind, steht im Einklang mit den Ergebnissen von Preininger et al. (94). Verglichen mit der Studie von Grimaldi et al., bei der die Abhängigkeit zwischen den Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur und der Grad der Arthrose untersucht wurde, zeigen unsere Werte ähnliche Ergebnisse wie die Kontrollgruppe (56, 57). Nur das Ergebnis der Tensor fasciae latae liegt deutlich unterhalb. Die Ursache für die verschiedenen Ergebnisse ist in unterschiedlich großen und möglicherweise auch unterschiedlich aktiven Patientenkollektiven zu sehen.

4.6 Korrelationen von azetabulärer Anteversion, femoraler Antetorsion und kombinierter Anteversion mit Muskelkraftzugrichtung

Interessanterweise konnten die zuvor in der Frontalebene gezeigten Zusammenhänge zwischen knöchernen Hüftgelenksanatomie und gelenkumgreifender Muskulatur und die während der Entwicklung des Hüftgelenkes beobachteten Zusammenhänge in der Horizontalebene nicht wiedergefunden werden. Es wurde in dieser Studie aus mehreren Muskeln eine Zugrichtung Anhang des einzigen verfügbaren Datensatzes zur dreidimensionalen Muskelorientierung genähert, sodass hierdurch Ungenauigkeiten entstehen können. Andererseits mag dies aber durch die hier kleine Fallzahl bedingt sein.

4.7 Klinische Relevanz

Wir konnten keine Korrelation zwischen der singulären und kombinierten Gelenkorientierung, der pelvitrochantären Muskelverteilung und der Muskelkraftzugrichtung zeigen. Aufgrund der Tatsache, dass jeder Zugang ein unterschiedliches Schädigungsmuster aufweist, liegt die Vermutung nahe, dass das postoperative muskuläre Gleichgewicht, und damit auch die Positionierung des Femurkopfes im Azetabulum, je nach Zugang unterschiedlich ist (Abb. 21). Das postoperative muskuläre Gleichgewicht ist hinsichtlich der Stabilität und der hebelarmgemäßen Hüftfunktion bei der Implantatpositionierung relevant. Deshalb ist davon auszugehen, dass die postoperative Muskelinsuffizienz nach H-TEP Implantation eher der Grund der Hüftgelenkinstabilität in eine Richtung ist, als eine patienten-spezifische Muskelverteilung. Wichtiger jedoch noch ist, dass der durch den gewählten chirurgischen Zugang entstehende Muskelschaden diese Gleichverteilung ändert und somit zur Gewährleistung idealer Stabilität nach H-TEP safe zone zugangsspezifisch zu definieren ist. Die Ergebnisse von Abdel et al. bestätigten auch diese Annahme (3). Er zeigte, dass der posteriore Zugang einen höheren Dislokationsgefahr als die anderen Zugangswege gezeigt hat, obwohl die Komponenten, die über einen posterioren Zugang platziert wurden zwei mal häufiger in den beschriebenen safe zone waren. Danoff et al. hat sogar eine spezifische safe zone nur für den posterioren Zugang empfohlen, in dem er safe zone von Lewinnek modifiziert hat (95). Dadurch erreichte er eine bessere Dislokationssicherheit. Weiterhin behauptete er auch dass safe zone zugangsspezifischer zu definieren ist. Eine weitere Studie von Timperley et al. deutete auch auf hohe Dislokationsrate in seinen Hüften, die in safe zone platziert waren (96). Er zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den luxierten und nicht luxierten Hüften in Bezug auf Anteversion ($p=0.661$) und behauptet, dass ein safe zone für alle H-TEP Patienten zur Vorbeugung einer Dislokation nicht definierbar ist. Es gibt noch weitere Studien in der Literatur, die die Gültigkeit von safe zone von Lewinnek in Frage gestellt haben, ohne die Dislokationen zugangsspezifischer zu analysieren (6, 62, 97, 98).

Wir behaupten daher, dass die iatrogene Schädigung der Muskulatur deshalb eher der Grund für eine postoperative Instabilität in eine Richtung ist als die präoperative patienten-spezifische Muskelverteilung. Die hier dargestellte Gleichverteilung der gelenkumgreifenden Muskulatur kann als Erklärungsmodell für die zuletzt gehäuft aufgetretenen Beobachtungen dienen, in denen die Stabilität nach H-TEP Implantation nicht allein durch die Implantatpositionierung oder den Zugang erklärt wird. Deshalb müssen zukünftige Normwerte für eine Rekonstruktion des Hüftgelenks iatrogene muskuläre Einflüsse mehr berücksichtigen und zugangsspezifischer sein.

Weiterhin bleibt aber die postoperative Dislokation ein multifaktorielles Geschehen und ist beeinflusst durch multiple Faktoren wie Beckenposition, operativen Zugang, Muskelstatus des Patienten und femorale Antetorsion (99).

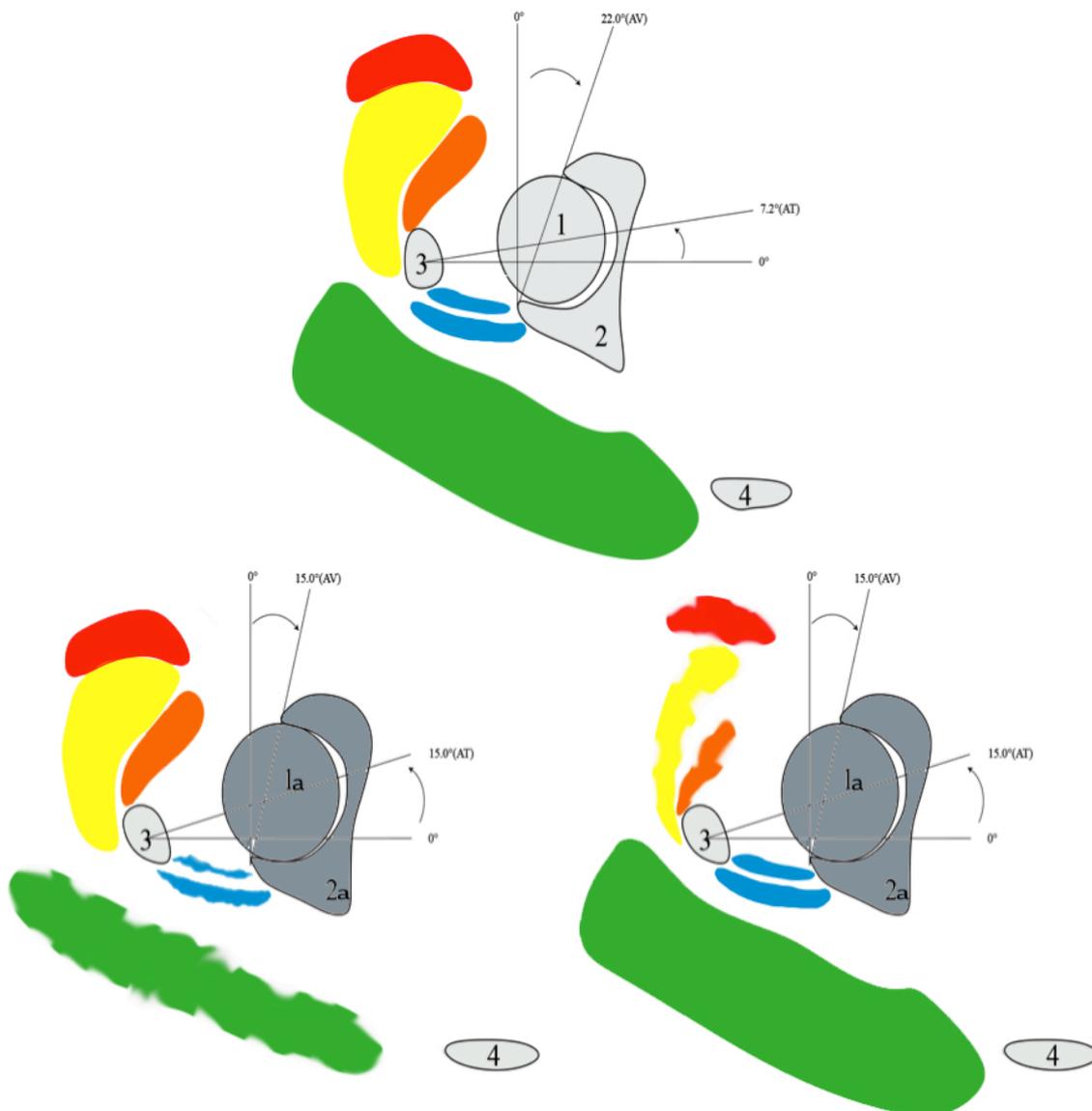


Abbildung 21:

Stark schematische Darstellung des Hüftgelenks im Horizontalschnitt. Oberes Bild mit nativem Hüftgelenk, unten links Hüftgelenk nach einer H-TEP-Implantation über posterioren Zugang und unten rechts Hüftgelenk nach einer H-TEP-Implantation über lateralen Zugang. Die hellgrau gefärbten Strukturen stellen die knöchernen Strukturen dar; 1: Femurkopf, 2: Acetabulum, 3: Trochanter major, 4: Os sacrum. Die dunkelgrau gefärbten Strukturen stellen die eingebauten Implantate dar; 1a: Femurkopfkomponente, 2a: Acetabulumkomponente Die gefärbten Strukturen stellen die pelvitrochantäre Muskulatur dar. Rot: M. tensor fasciae latae, gelb: M. gluteus medius, orange: M. gluteus minimus, grün: M. gluteus maximus. blau: Außenrotatoren.

Das obere Bild zeigt die Positionierung des Femurkopfes im Acetabulum im nativen Hüftgelenk. Die femorale Antetorsion und acetabuläre Anteversion entsprechen den von uns gemessenen Werten (AT:7.2° und AV:22.0 °). Die Bilder unten links und rechts dagegen zeigt das Hüftgelenk nach einer H-TEP-Implantation nach posteriorem und lateralem Zugang mit Atrophie der dabei zugangsspezifisch geschädigten pelvitrochantären Muskulatur. Die femorale Antetorsion und acetabuläre Anteversion sind verändert und entsprechen den Normwerten für eine H-TEP-Rekonstruktion (AT:15° und AV:15°).

4.8 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen keine Korrelationen zwischen der Ausrichtung der pelvitrochantären Muskulatur und der knöchernen Anatomie. Eine muskuläre Zentrierung am nativen Hüftgelenk entsprechend der singulären und kombinierten Gelenkpartnerorientierung kann anhand dieser Ergebnisse nicht angenommen werden. Das ist der theoretische Hintergrund dafür, dass es bei der H-TEP-Implantation in erster Linie der iatrogen gesetzte Schaden ist, der zu einer Neuausrichtung des muskulären Gleichgewichtes führt. Dieser ist hinsichtlich Stabilität und der hebelarmgemäßen Hüftfunktion bei der Implantatpositionierung relevant. Aufgrund dessen, dass jeder Zugangsweg ein unterschiedliches Schädigungsmuster aufweist, liegt die Vermutung nahe, dass jeder Zugangsweg das postoperative muskuläre Gleichgewicht und damit auch die Zentrierung des Femurkopfes im Acetabulum unterschiedlich beeinflusst. Die iatrogene Schädigung der Muskulatur ist deshalb eher der Grund für eine postoperative Instabilität in eine Richtung als die präoperative patienten-spezifische Muskelverteilung. Deshalb müssen zukünftige Normwerte für eine Rekonstruktion des Hüftgelenks iatrogene muskuläre Einflüsse mehr berücksichtigen und zugangsspezifischer sein.

5 Literaturverzeichnis

1. Learmonth, I.D., C. Young, and C. Rorabeck, The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*, 2007. 370(9597): p. 1508-19
2. Scharf P., Rüter A. Orthopädie und Unfallchirurgie, Facharztwissen nach der neuen Weiterbildungsordnung. 2. Auflage 2011. ISBN 978-3-437-24401-8
3. Abdel, M.P., von Roth, P., Jennings, M.T., Hanssen, A.D., Pagnano, M.W. What safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clinical orthopaedics and related research*, 2015-09-19
4. Hailer, N.P., Weiss, R.J., Stark, A., Kärrholm, J., The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex and primary diagnosis. An analysis of 78,098 operations in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta orthopaedica*, 2012. 83(5): p. 442-8
5. Patel, P.D., A. Potts and M.I. Froimson, The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment. *The journal of arthroplasty*, 2007. 22 (4 Suppl 1): p. 247-55
6. Esposito, C.I., Gladnick, B.P., Lee, Y.Y., Lyman, S., Wright, T.M., Mayman, D.J., Padgett, D.E. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *The journal of arthroplasty*, 2015. 30 (1): p. 109-13
7. von Roth, P., Abdel, M.P., Wauer, F., Winkler, T., Wassilew, G., Diederichs, G., Perka, C., Significant muscle damage after multiple revision total hip replacements through the direct lateral approach. *The bone and joint journal*, 2014. 96-B (12): p. 1618-22
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. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 2011. 131 (2): p. 179-89

9. Rahman, W., Richards, C.J., Duncan, C.P. Surgical nuances to minimize muscle damage during the anterolateral intermuscular approach in minimally invasive hip replacement. *Instructional course lectures*, 2008. 57: p. 243-7

10. 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 Dec;453:293-8.

11. Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. Evidence of reduced muscle trauma through a minimally invasive anterolateral approach by means of MRI. *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Dec;468(12):3192-200.

12. Prof. Dr. med. D. Tönnis, Dr. med. A. Heinecke. Femurtorsion und Pfannenanteversion als pathogene Faktoren

13. Abel MF, Sutherland DH, Wenger DR, Mubarak SJ. Evaluation of CT scans and 3-D reformatted images for quantitative assessment of the hip. *J Pediatr Orthop*. 1994 Jan-Feb;14(1):48-53.

14. Visser, J. D., and Jonker A.: A method for calculating acetabular anteversion, femur anteversion and the instability index of the hip joint. *Netherlands I. Surg.*,32:146-149,1980.

15. Visser, J. D.; Jonker A.; and Hillen, B.: Hip joint measurements with computerized tomography. *J- Pediatr. Orthop*, 2:743-146,1982.

16. Lnda, S.; Svenningsen, S.; Grontvedt, T.; and Benum, P.: Pelvic inclination and spatial orientation of the acetabulum. A radiographic, computed tomographic and clinical investigation. *Acta Radiol.*,31: 389-394,1990.

17. Maheshwari AV, Zlowodzki MP, Siram G, Jain AK. Femoral neck anteversion, acetabular anteversion and combined anteversion in the normal Indian adult population: A computed tomographic study. *Indian J Orthop*. 2010 Jul;44(3):277-82. doi: 10.4103/0019-5413.65156.

18. 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. doi: 10.3233/THC-2010-0575.

19. Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand*. 1983 Feb;54(1):18-23.
20. Duwelius PJ, Dorr LD. Minimally invasive total hip arthroplasty: an overview of the results. *Instr Course Lect*. 2008;57:215-22.
21. DUNN DM. Anteversion of the neck of the femur; a method of measurement. . *J Bone Joint Surg Br*. 1952 May;34-B(2):181-6.
22. RIPPSTEIN J. Determination of the antetorsion of the femur neck by means of two x-ray pictures. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1955;86(3):345-60.
23. König G, Schult W. Bücherei des Orthopäden: Der Antetorsions- und Schenkelhalsschaftwinkel des Femur. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1973; 10
24. Grunert S, Brückl R, Rosemeyer B. Die Röntgenologische Bestimmung des reellen CCD- und AT-Winkels nach Rippstein und Müller. *Radiologie* 1986;26: 293-304.
25. Wising H, Spira G. Die Bestimmung von Rotationsfehlern am Femur durch computertomographische Bestimmung des Antetorsionswinkels des Schenkelhalses. *Unfallchirurg* 1986; 12: 1-11
26. Starker M, Hanusek S, Rittmeister M, Thoma W Validation of computerized tomography antetorsion angle measurement of the femur. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1998 Sep-Oct;136(5):420-7.
27. Høiseth A, Reikerås O, Fønstelien E. Evaluation of three methods for measurement of femoral neck anteversion. Femoral neck anteversion, definition, measuring methods and errors. *Acta Radiol*. 1989 Jan-Feb;30(1):69-73.

28. Lee DY, Lee CK, Cho TJ. A new method for measurement of femoral anteversion. A comparative study with other radiographic methods. *Int Orthop*. 1992;16(3):277-81.
29. Miller F, Merlo M, Liang Y, Kupcha P, Jamison J, Harcke HT. Femoral version and neck shaft angle. *J Pediatr Orthop*. 1993 May-Jun;13(3):382-8.
30. Tomczak R, Günther K, Pfeifer T, Häberle HJ, Rieber A, Danz B, Rilinger N, Friedrich JM, Brambs HJ. The measurement of the femoral torsion angle in children by NMR tomography compared to CT and ultrasound. *Rofo*. 1995 Mar;162(3):224-8.
31. Aamodt A, Terjesen T, Eine J, Kvistad KA. Femoral anteversion measured by ultrasound and CT: a comparative study. *Skeletal Radiol*. 1995 Feb;24(2):105-9
32. Jend H.-H. : Die computertomographische Antetorsionswinkelbestimmung- Voraussetzungen und Möglichkeiten *Fortschr. Röntgenstr.* 144, 4 (1986), S. 447-452
33. Buddenbrock B, Wissing H, Müller RD, John V. Radiological determination of femoral rotation deformity--computerized tomography, optimized measurement accuracy and exposure dosage. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1997 Jan-Feb;135(1):9-16.
34. Citak M, Oszwald M, O'Loughlin PF, Citak M, Kendoff D, Hübner T, Krettek C. Three-dimensional measurement of femoral antetorsion: comparison to a conventional radiological method. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010 Apr;130(4):513-8. doi: 10.1007/s00402-009-0923-8. Epub 2009 Jul 1.
35. Tayton E. Femoral anteversion: a necessary angle or an evolutionary vestige? *J Bone Joint Surg Br*. 2007 Oct;89(10):1283-8.
36. Schneider B, Laubenberger J, Jemlich S, Groene K, Weber HM, Langer M. Br J Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *Radiol*. 1997 Jun;70(834):575-9.

37. Schidlo C, Becker C, Jansson V, Refior J. Change in the CCD angle and the femoral anteversion angle by hip prosthesis implantation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1999 May-Jun;137(3):259-64.
38. Tomczak RJ, Guenther KP, Rieber A, Mergo P, Ros PR, Brambs HJ. MR imaging measurement of the femoral antetorsional angle as a new technique: comparison with CT in children and adults. *AJR Am J Roentgenol.* 1997 Mar;168(3):791-4.
39. Schneider B, Laubenberger J, Jemlich S, Groene K, Weber HM, Langer M Br J. Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *Radiol.* 1997 Jun;70(834):575-9.
40. Nuss V, Küllmer K, Herber S, Kreitner KF, Thelen M. Measurement of the AT and the CCD angle of macerated cadaver femora: a comparative study between CT and MRI measurements. *Rofo.* 2003 Oct;175(10):1424-30.
41. Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT. Femoral anteversion. *J Bone Joint Surg Am.* 1987 Oct;69(8):1169-76.
42. Müller O, Martini F, Haller M, Schaich M, Sell S. Quantification of position-related errors in measurement of antetorsion of the femur with computerized tomography--introduction of a method for positional correction. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2001 Jul-Aug;139(4):317-25.
43. Bråten M, Terjesen T, Rossvoll I. Femoral anteversion in normal adults. Ultrasound measurements in 50 men and 50 women. *Acta Orthop Scand.* 1992 Feb;63(1):29-32.
44. Rössing von E.: Entwicklung einer Meßmethode zur Bestimmung der Antetorsion des Femurschenkelhalses auf Basis von 3D-Rekonstruktion. Diplomarbeit im Fachbereich Biomedizinische Technik der Fachhochschule Aache, Abteilung Jölich (1993)
45. Grote R, Elgeti H, Saure D. Determination of the antetorsional angle at the femur with axial computer tomography. *Rontgenblätter.* 1980 Jan;33(1):31-42.

46. Lanz, V. T., W. Wachsmuth: *Praktische Anatomie 1, IV, Bein und Statik*. Springer, Berlin-Heidelberg-New York(1972)
47. Strecker W, Franzreb M, Pfeiffer T, Pokar S, Wikström M, Kinzl L. Computerized tomography measurement of torsion angle of the lower extremities. *Unfallchirurg*. 1994 Nov;97(11):609-13.
48. Sugano N, Noble PC, Kamaric E. A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion. *J Comput Assist Tomogr*. 1998 Jul-Aug;22(4):610-4.
49. Rippstein, J. : Zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 86 (1955), S. 345-360
50. Tönnis, D., A. Heinecke (1999 c): Acetabular and femoral anteversion: Relationship with osteoarthritis of the hip. *Current Concepts Review*. *J Bone Joint Surg* 81-A: 1747-1770
51. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Ortop*. 2003;417:112–20.
52. Swanson, A. B.; Greene, P. W., Jr.; and Allis, H. D.: Rotational deformities of the lower extremity in children and their clinical significance. *Clin. Orthop.*, 27: 157-175, 1963.
53. Fritz U. Niethard, Joachim Pfeil, Peter Biberthaler. Georg Thieme Verlag, 2009 *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*
54. R. Putz, U. Simon, L. Claes, H. P. Nötzli und T. F. Wyss. *AE-Manual der Endoprothetik*
55. 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 Jul;130(7):927-35. doi: 10.1007/s00402-010-1085-4. Epub 2010 Mar 11.
56. 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. *Man Ther*. 2009 Dec;14(6):605-10. doi:

10.1016/j.math.2009.07.004. Epub 2009 Aug 20.

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. *Man Ther.* 2009 Dec;14(6):611-7. doi: 10.1016/j.math.2008.11.002. Epub 2009 Jan 3.
58. Arokoski MH, Arokoski JP, 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 Rheumatol.* 2002 Oct;29(10):2185-95.
59. Floeter N, Lebek S, Bakir MS, Sarpong A, Wagner C, Haberl EJ, Funk JF. Changes in hip geometry after selective dorsal rhizotomy in children with cerebral palsy. *Hip Int.* 2014 Dec 5;24(6):638-643
60. 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. *Manuel Therapy* 2011 (16): p. 447-451
61. Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stöckl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Jun;87(6):762-9.
62. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty.* 2002 Apr;17(3):282-8.
63. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty.* 1998 Aug;13(5):530-4.
64. Del Schutte H Jr, Lipman AJ, Bannar SM, Livermore JT, Ilstrup D, Morrey BF. Effects of acetabular abduction on cup wear rates in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1998 Sep;13(6):621-6.
65. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Mar;60(2):217-20.

66. Wixson RL, MacDonald MA. Total hip arthroplasty through a minimal posterior approach using imageless computer-assisted hip navigation. *J Arthroplasty*. 2005 Oct;20(7 Suppl 3):51-6.
67. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislokation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1981; 63-B: 214-218
68. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 1334-1343
69. Muller M, Heller M, Perka C, Tohtz S. Das sagittale Schaftaligment in der Hüftendoprothetik- Einfluss auf die Antetorsion und den Bewegungsumfang. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2012. Berlin 23-26.10.2012. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House, 2012. Doc WI21-591
70. Halpern, A. A., J. Tanner und L. Rinsky (1979). "Does persistent fetal femoral anteversion contribute to osteoarthritis?: a preliminary report." *Clin Orthop*(145): 213-6.
71. Reikeras, O. und I. Bjerkreim (1982). "Idiopathic increased anteversion of the femoral neck. Radiological and clinical study in non-operated and operated patients." *Acta Orthop Scand* 53(6): 839-45.
72. Kleemann, R. U., M. O. Heller, U. Stoeckle, W. R. Taylor und G. N. Duda (2003). "THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses." *J Orthop Res* 21(5): 767-774
73. Morlock, M., E. Schneider, A. Bluhm, M. Vollmer, G. Bergmann, V. Müller und M. Honl (2001). "Duration and frequency of every day activities in total hip patients." *J Biomech* 34(7): 873-81.
74. Bergmann, G., F. Graichen und A. Rohlmann (1995a). "Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants?" *J Biomech* 28(5): 535-53.

75. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.* 1993 Aug;26(8):969-90.
76. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jan;467(1):119-27
77. D'Lima DD, Urquhart AG, Buehler KO, Walker RH, Colwell CW Jr. The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am.* 2000 Mar;82(3):315-21.
78. McKibbin B. Anatomic factors in the stability of the hip joint in the newborn. *J Bone Joint Surg Br.* 1970; 52(1):148-159
79. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA. The Frank Stinchfield Award: morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and im- plant positioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2001; (393):52-65
80. Wassilew GI, Perka C, Koenig C, Janz V, Asbach P, Hasart O. 3D CT analysis of combined cup and stem anteversion in cases of cup navigation in hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2010 Oct;33(10 Suppl):48-51.
81. Nakashima Y, Hirata M, Akiyama M, Itokawa T, Yamamoto T, Motomura G, Ohishi M, Hamai S, Iwamoto Y. Combined anteversion technique reduced the dislocation in cementless total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2013 Sep 13.
82. Higgins, B.T., et al., Anterior vs. Posterior approach for total hip arthroplasty, a systematic review and meta-analysis. *The Journal of arthroplasty*, 2015. 30 (3): p. 419-34
83. Mardones R, Pagnano MW, Nemanich JP, Trousdale RT. The Frank Stinchfield Award: muscle damage after total hip arthroplasty done with the two-incision and mini-posterior techniques. *Clin Orthop Relat Res.* 2005 Dec;441:63-7.
84. Brian C Werner and Thomas E Brown Instability after total hip arthroplasty. *World J Orthop.* Aug 18, 2012; 3(8): 122–130. Published online Aug 18, 2012.

85. Parratte S, Pagnano MW. Muscle damage during minimally invasive total hip arthroplasty: cadaver-based evidence that it is significant. *Instr Course Lect* 2008;57:231-4.
86. Lüdemann M, Kreutner J, Haddad D, Kenn W, Rudert M, Nöth U. MRI-based measurement of muscle damage after minimally invasive hip arthroplasty. *Orthopade*. 2012 May;41(5):346-53
87. Michael G. Zywiol,¹ Loi'y H. Mustafa,² Peter M. Bonutti,³ and Michael A. Mont¹ *Int Orthop*. Jun 2011; 35(6): 797–802
88. Nathan G. Wetters, BS,¹ Trevor G. Murray, MD, Mario Moric, MS, Scott M. Sporer, MD, Wayne G. Paprosky, MD, and Craig J. Della Valle, MD. Risk Factors for Dislocation after revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Feb 2013; 471(2): 410–416. Published online Sep 7, 2012
89. Odak S¹, Ivory J. Management of abductor mechanism deficiency following total hip replacement. *Bone Joint J*. 2013 Mar;95-B(3):343-7
90. Meneghini RM¹, Smits SA, Swinford RR, Bahamonde RE. A randomized, prospective study of 3 minimally invasive surgical approaches in total hip arthroplasty: comprehensive gait analysis. *J Arthroplasty*. 2008 Sep;23(6 Suppl 1):68-73
91. Klein Horsman MD, Koopman HF, van der Helm FC, Prose LP, Veeger HE. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clin Biomech* 2007 Feb; 22(2):239-47. Epub 2006 Nov 28
92. E. Sendtner¹, M. Müller², R. Winkler¹, M. Wörner¹, J. Grifka¹, T. Renkawitz. Femur first beim Hüftgelenksersatz – Das Konzept der kombinierten Anteversion. *Orthop Unfall* 2010; 148(2): 185-190
93. Fukunishi S, Fukui T, Nishio S, Fujihara Y, Okahisa S, Yoshiya S. Combined anteversion of the total hip arthroplasty implanted with image-free cup navigation and without stem navigation. *Orthop Rev (Pavia)*. 2012 Nov 28;4(4):e33

94. 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*. 2012 Jun;36(6):1143-8
95. Danoff, J.R., Bobman, J.T., Cunn, G., Murtaugh, T., Gorroochum, P., Geller, J.A., Macaulay, W. Redefining the Acetabular Component Safe Zone for Posterior Approach Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2016. **31**(2): p. 506-11.
96. Timperley, A.J., Biau, D., Chew, D., Whitehouse, S.L. Dislocation after total hip replacement - there is no such thing as a safe zone for socket placement with the posterior approach. *Hip Int*, 2016. **26**(2): p. 121-7.
97. Robinson, B.S., Williamson, E.M., Cook, J.L., Harrison, K.S., Lord, E.M. Examination of the use of a dual-channel functional electrical stimulation system on gait, balance and balance confidence of an adult with spastic diplegic cerebral palsy. *Physiother Theory Pract*, 2015. **31**(3): p. 214-20.
98. Paterno, S.A., P.F. Lachiewicz, and S.S. Kelley, The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 1997. **79**(8): p. 1202-10.
99. Daines, B.K. and D.A. Dennis, The importance of acetabular component position in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 2012. **43**(5): p. e23-34.

6 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Vermutung der azetabulären Anteversion bei einem Röntgenbild
- Abbildung 2: Die spezielle Lagerung bei der Dunn-Rippstein Methode
- Abbildung 3: Kodylenachse, Kondylentangente, Epicondylenachse
- Abbildung 4: Femorale Antetorsion mit unterschiedlichen Antetorsionswerten
- Abbildung 5: Rückgang der AT mit dem Wachstum
- Abbildung 6: Innenrotationsgang bei Coxa antetorta
- Abbildung 7: Gesundes Becken im Vergleich zum Trendelenburgzeichen
- Abbildung 8: Belastung des Hüftgelenks beim einbeinigen Stand in Abhängigkeit von der Stellung des Schenkelhalses
- Abbildung 9: Die Visualisierung der CT-Segmente zwischen der kranialen Begrenzung der Beckenschaufel und dem Tibia Plateau in sagittaler und frontaler Schicht
- Abbildung 10: Azetabuläre Anteversionbestimmung mittels Osirix
- Abbildung 11: Die sechs anatomischen Bezugspunkte für die 3D-Berechnung der AT
- Abbildung 12: Markierung des M. gluteus medius
- Abbildung 13: Markierung des M. gluteus maximus, M. gluteus minimus und M. tensor fascia latae
- Abbildung 14: 3D-Visualisierung des M. gluteus medius
- Abbildung 15: 3D-Visualisierung des M. gluteus maximus, M. gluteus minimus und M. tensor fascia latae
- Abbildung 16: Das Koordinatensystem von Pelvis (XYZ)
- Abbildung 17: Die untersuchte untere Extremität (Horman et al.)
- Abbildung 18: Schematische Darstellung der Berechnung der MFD
- Abbildung 19: Verteilungshäufigkeit der azetabulären Anteversion, der femoralen Antetorsion und der kombinierten Anteversion des untersuchten Kollektives.
- Abbildung 20: Verteilungshäufigkeit der Muskelkraftzugrichtung des untersuchten Kollektives
- Abbildung 21: Schematische Darstellung des präoperativen und postoperativen Zustandes des Hüftgelenks

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.	X und Z Koordinaten des Ursprungs und Ansatzes, sowie des Muskelvektors (Unit direction vector) mit der Länge 1
Tabelle 2:	AT, AV und kombinierte Anteversion des untersuchten Kollektives
Tabelle 3:	Muskelvolumina der pelvitrochantären Muskulatur des Kollektives
Tabelle 4:	Muskelkraftzugrichtung des untersuchten Kollektives
Tabelle 5:	Korrelation zwischen kombinierter Anteversion, Antetorsion, azetabulärer Anteversion und Muskelkraftzugrichtung
Tabelle 6:	Unterschiedliche AT von Starker et al. mit verschiedenen Messmethoden

8 Abkürzungsverzeichnis

Avg.	Durchschnittswert
AT	Antetorsion
AV	azetabuläre Anteversion
bzw.	beziehungsweise
corr. coeff	Korrelationskoeffizient
CT	Computertomographie
G. min.	Musculus gluteus minimus
G. med.	Musculus gluteus medius
G. max.	Musculus gluteus maximus
komb.	kombiniert
M.	Musculus
max.	Maximum
MFD	Muscle force direction
min	Minimum
Mm.	Musculi
MRT	Magnetresonanztomographie

p	Irrtumswahrscheinlichkeit
SD	Standardabweichung
TFL	Tensor fascia latae
H-TEP	Hüft Totalendoprothese
z.B.	zum Beispiel

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, [Doruk Akgün], versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: [Computertomographische Untersuchungen an nativen Hüftgelenken zeigen keinen Zusammenhang zwischen der Hüftgeometrie und Verteilung der pelvitrochantären Muskulatur in der Horizontalebene] 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) 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.

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

6.12.2016

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

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

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen besonderen Dank nachstehenden Personen entgegen bringen, ohne deren Mithilfe die Anfertigung dieser Promotionsschrift niemals zustande gekommen wäre:

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. Perka, meinem Doktorvater, für die Betreuung dieser Arbeit, der freundlichen Hilfe.

Ich danke Herrn PD. Dr. Hube für die hilfsbereite und wissenschaftliche Betreuung als Zweitgutachter.

Ferner danke ich Herr PD. Dr. Preininger für die Betreuung dieser Arbeit. Die zahlreichen Gespräche auf intellektueller und persönlicher Ebene werden mir immer als bereichernder und konstruktiver Austausch in Erinnerung bleiben. Ich habe unsere Dialoge stets als Motivation empfunden.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn PD. Dr. Tobias Winkler und PD. Dr. Philipp von Roth für mehrfachen Korrekturen und Bereitstellung technischer Quellen bedanken.

Tief verbunden und dankbar bin ich meiner Freundin, Dila Ünlü, für ihre unglaublich hilfreiche Unterstützung und ihr Verständnis bei der Anfertigung dieser Doktorarbeit.

Mein ganz besonderer Dank aber gilt meinen Großeltern, Nesrin und Mehmet Akgün, und meinen Eltern, Billur und Isik Akgün, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglichten und denen ich diese Arbeit widme.