

Aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie  
Klinik für Orthopädie  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Computertomographische 3D-Analyse des nativen  
Azetabulums im Erwachsenenalter zur Erfassung der  
geschlechterspezifischen Parameter Anteversion und  
Inklination sowie zur Bestimmung des anatomischen  
Hüftzentrums

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Danny-Roger Sassy

aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. G. Matziolis  
2. Prof. Dr. med. Chr. H. Lohmann  
3. Prof. Dr. med. T. Wallny

Datum der Promotion: 09. September 2011

## Zusammenfassung

*Hintergrund:* Luxationen nach totalendoprothetischer Versorgung der Hüfte mit einer Inzidenz von 1% bis 11% nach Primäroperationen stellen heute noch immer eine gefürchtete Komplikation in der Gelenkchirurgie dar. Die Positionierung der azetabulären Komponente im Rahmen eines endoprothetischen Gelenkersatzes beeinflusst dabei die Luxationsrate, das Impingement, den Abrieb und die Stabilität des Gelenks. Die operative Reorientierung der Pfannenkomponente erfolgt aktuell unter Berücksichtigung der durch Lewinnek et al. beschriebenen safe zone und gleichzeitig mit dem Ansatz der bestmöglichen Range of Motion, weniger nach bestehenden anatomischen Verhältnissen des männlichen und weiblichen Geschlechts.

In der aktuellen Literatur wird der luxationssichere Bereich für die Pfannenimplantationsparameter kontrovers diskutiert, ferner besteht eine große Streubreite für die dislokationssichere Inklination und Anteversion.

Ziel dieser Arbeit ist es, die geschlechterspezifischen Parameter Anteversion und Inklination sowie die Lage des anatomischen Hüftzentrums am nativen Azetabulum des Erwachsenen zu ermitteln und darzulegen, ob die Benutzung anatomischer Parameter in der Praxis für die Orientierung bei der totalendoprothetischen Hüftversorgung sinnvoll erscheint.

*Methoden:* An 168 CT-Datensätzen (72 Frauen, 96 Männer) wurden 336 native und nicht arthrotisch deformierte Hüftgelenke computertomographisch analysiert. Erhoben wurden Inklination, Anteversion der knöchernen Pfanne und die Lokalisation des Hüftzentrums sowie der COBB-Lordosewinkel der Lendenwirbelsäule. Als Referenz für die azetabuläre Orientierung erfolgte die Aufnahme der anterioren Beckenebene, zum Ausschluss bestehender Beckenasymmetrien die Bestimmung des Abstandes zur Sagittalen.

*Ergebnisse:* Bei den 144 weiblichen Hüftgelenken stellte sich im Mittel eine Inklination von  $53,0^\circ$  (SD  $\pm 6,1^\circ$ ) und eine Anteversion von  $24,6^\circ$  (SD  $\pm 6,6^\circ$ ) dar. Die 192 männlichen Hüftgelenke wiesen eine Inklination von  $53,6^\circ$  (SD  $\pm 6,7^\circ$ ) und Anteversion von  $21,3^\circ$  (SD  $\pm 6,2^\circ$ ) auf. Signifikante Unterschiede im Geschlechtervergleich bestanden in der Anteversion des nativen Azetabulums und der Lokalisation des Hüftzentrums. Ebenso bestand eine signifikante Korrelation zwischen der Lokalisation

des Hüftzentrums und dem Grad der Anteversion sowie zwischen der Lordose der Lendenwirbelsäule und der anterioren Beckenkipfung.

*Schlussfolgerungen:* Die anatomische Inklination kann aufgrund der zunehmenden Abriebrate des Prothesenmaterials in der Hüftendoprothetik nicht rekonstruiert werden. Umso mehr ist Einfluss auf die zu implantierende Anteversion der Pfannenkomponente zu nehmen. Hier sollten grundsätzlich geschlechterspezifische Merkmale in der Hüftendoprothetik Berücksichtigung finden, um sowohl die resultierende Range of Motion als auch die Stabilität des versorgten Hüftgelenks optimal zu gestalten.

## Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>I</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>III</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>V</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>VII</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>VIII</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1 Die Beckenmorphologie während der Individualentwicklung.....	1
1.1.1 Sagittale Ausrichtung des Beckens und der Wirbelsäule während des Wachstums.....	1
1.1.2 Entwicklung und Reifung des Azetabulum.....	3
1.1.3 Degenerative Hüftgelenkveränderungen .....	3
1.2 Dislokation nach Totalendoprothese der Hüfte .....	5
1.2.1 Pfannenposition .....	5
1.2.2 Position der femoralen Prothesenkomponente .....	6
1.2.3 Impingement.....	7
1.2.4 Einfluss des chirurgischen Zugangsweges.....	7
1.3 Hüftpfannennavigation .....	8
1.3.1 Einführung in die Navigation .....	8
1.3.2 Navigationstechnik.....	9
1.4 Aufgabenstellung.....	10
<b>2 Material und Methodik</b> .....	<b>12</b>
2.1 Methodik der Datenerfassung .....	12
2.2 Aufnahmetechnik der CT Bilder .....	13
2.3 Analyse der CT-Bilder .....	13
2.4 Überprüfung der Messergebnisse .....	17
2.5 Statistische Auswertung .....	17
<b>3 Ergebnisse</b> .....	<b>19</b>
3.1 Das Patientenkollektiv .....	19
3.1.1 Die Geschlechterverteilung des Kollektivs.....	19
3.1.2 Patientenalter bei der computertomographischen Aufnahme .....	19

3.1.3	Verteilung des Alters in den Geschlechtergruppen.....	21
3.2	Ergebnisse der computertomographischen Auswertung .....	22
3.2.1	Deskriptive Statistik .....	22
3.2.2	Korrelationen .....	26
3.2.3	Prüfung auf Normalverteilung .....	28
3.2.4	Geschlechterspezifischer Parametervergleich.....	29
3.2.4.1	Auswertung des t-Tests für unabhängige Stichproben.....	29
3.2.4.2	Auswertung des U-Tests nach Mann und Whitney.....	30
3.2.5	Regressionsanalyse .....	30
3.3	Validität der Messergebnisse .....	32
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>33</b>
4.1	Diskussion der Hauptergebnisse.....	33
4.1.1	Allgemeines .....	33
4.1.2	Ausrichtung des Azetabulums beim weiblichen Geschlecht.....	33
4.1.3	Ausrichtung des Azetabulums beim männlichen Geschlecht .....	33
4.1.4	Geschlechterspezifische Unterschiede.....	34
4.1.5	Lage des Hüftzentrums.....	34
4.1.6	Altersabhängige Korrelationen.....	35
4.2	Wertung der Hauptergebnisse .....	35
4.2.1	Wertung im Literaturvergleich .....	35
4.2.2	Klinische Bedeutung .....	36
4.3	Einfluss der Beckenkipfung auf die Pfannenausrichtung.....	40
4.4	Limitierung der eigenen Studie.....	41
4.5	Offene Fragen und weiterer Forschungsbedarf.....	41
4.6	Schlussfolgerungen.....	42
	<b>Quellenverzeichnis.....</b>	<b>44</b>
	<b>Danksagung .....</b>	<b>56</b>
	<b>Erklärung.....</b>	<b>57</b>
	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>58</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Sagittale Beckenparameter zur Charakterisierung stehender, seitlicher Röntgenaufnahmen des Beckens nach Mac-Thiong et al. (2) .....	1
Abbildung 2: Geschlechterspezifische Altersverteilung des Patientenkollektivs; 0 = weiblich; 1 = männlich.....	13
Abbildung 3: Markierung der ventralsten Punkte der beiden Spinae iliacae anteriores superiores .....	14
Abbildung 4: Markierung der ventralsten Punkte der beiden Tubercula pubica.....	14
Abbildung 5: Definition der frontalen Beckenebene und des Koordinatensystems des Beckens .....	15
Abbildung 6: 3D-Veranschaulichung der Markierung des Pfannenrandes an CT-Schnittbildern .....	16
Abbildung 7: Berechnung des COBB-Lordosewinkels $\alpha$ der LWS.....	16
Abbildung 8: Prozentuale Geschlechterverteilung des Patientenkollektivs.....	19
Abbildung 9: Altersverteilung der weiblichen Patienten mit Normalverteilungskurve ...	20
Abbildung 10: Altersverteilung der männlichen Patienten mit Normalverteilungskurve .	20
Abbildung 11: P-P-Normalverteilungsdiagramm für das weibliche Patientenkollektiv ...	21
Abbildung 12: P-P-Normalverteilungsplot für das männliche Patientenkollektiv .....	21
Abbildung 13: Streuung der Inklination beim weiblichen Geschlecht.....	23
Abbildung 14: Streuung der Inklination beim männlichen Geschlecht .....	23
Abbildung 15: Streuung der Anteversion beim weiblichen Geschlecht.....	24
Abbildung 16: Streuung der Anteversion beim männlichen Geschlecht .....	24
Abbildung 17: Streuung der Beckenkipfung (Verk. Frontal) gegenüber der Tischebene beim weiblichen = 0 und männlichen = 1 Geschlecht .....	26
Abbildung 18: Kurvenanpassung der Parameter Anteversion und Abstand_Frontal bei Frauen .....	31
Abbildung 19: Kurvenanpassung der Parameter Anteversion und Abstand_Frontal bei Männern.....	31
Abbildung 20: Anatomische Orientierung des Azetabulums im Vergleich zu der von Lewinnek et al. (43) definierten radiologischen safe zone .....	37

Abbildung 21: Resultierende Pfannenorientierung unter Beachtung der safe zone, der Range of Motion, des Abriebs und der Anatomie modifiziert nach Widmer et al. (109).....40

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Vergleich der Luxationsraten nach Zugangsweg zur Hüft-TEP .....	8
Tabelle 2:	Streubreite der Inklination und Anteversion nach Art der Pfannenpositionierung nach Kalteis et al. (80).....	9
Tabelle 3:	Streubreite für die Inklination und Anteversion in der Literatur .....	11
Tabelle 4:	Deskriptive Statistik über die gewonnenen Messwerte .....	22
Tabelle 5:	Korrelation ermittelter Parameter der linken Hüfte beim weiblichen Geschlecht.....	27
Tabelle 6:	Korrelation ermittelter Parameter der rechten Hüfte beim weiblichen Geschlecht.....	27
Tabelle 7:	Korrelation ermittelter Parameter der linken Hüfte beim männlichen Geschlecht.....	28
Tabelle 8:	Korrelation ermittelter Parameter der rechten Hüfte beim männlichen Geschlecht.....	28
Tabelle 9:	Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest für das weibliche Geschlecht .....	29
Tabelle 10:	Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest für das männliche Geschlecht.....	29
Tabelle 11:	Geschlechterspezifischer Parametervergleich mittels T-Test .....	30
Tabelle 12:	Validitätsprüfung mittels t-Test bei gepaarten Stichproben.....	32
Tabelle 13:	Studienübersicht: Einfluss der Pfannenorientierung auf die Luxationsrate .....	38

## Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
Bsp.	Beispiel
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
CCD	Centrum-Collum-Diaphyse
CI	Konfidenzintervall
CT	Computertomographie
d. h.	das heißt
k. A.	keine Angabe
kV	Kilovolt
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	Musculus
mA	Milliampere
min.	Minuten
MW	Mittelwert
OP	Operation
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
ROM	Range of Motion
SD	Standardabweichung
TEP	Totalendoprothese
u. a.	unter anderem
z. B.	zum Beispiel

# 1 Einleitung

## 1.1 Die Beckenmorphologie während der Individualentwicklung

### 1.1.1 Sagittale Ausrichtung des Beckens und der Wirbelsäule während des Wachstums

Verschiedene Parameter werden benutzt, um die Beckenmorphologie am Stehenden zu beschreiben. Diese morphologischen Parameter, wie z.B. externer und interner Durchmesser und pelvic tilt sind für jedes Individuum spezifisch und unabhängig von der dreidimensionalen Orientierung des Beckens.

During et al. (1) definierte den pelvisakralen Winkel, der dem Winkel zwischen einer Tangenten am Kreuzbeinplateau und einer Geraden zwischen dem Hüftgelenkzentrum und dem Mittelpunkt des Kreuzbeinplateaus entspricht (Abbildung 1).

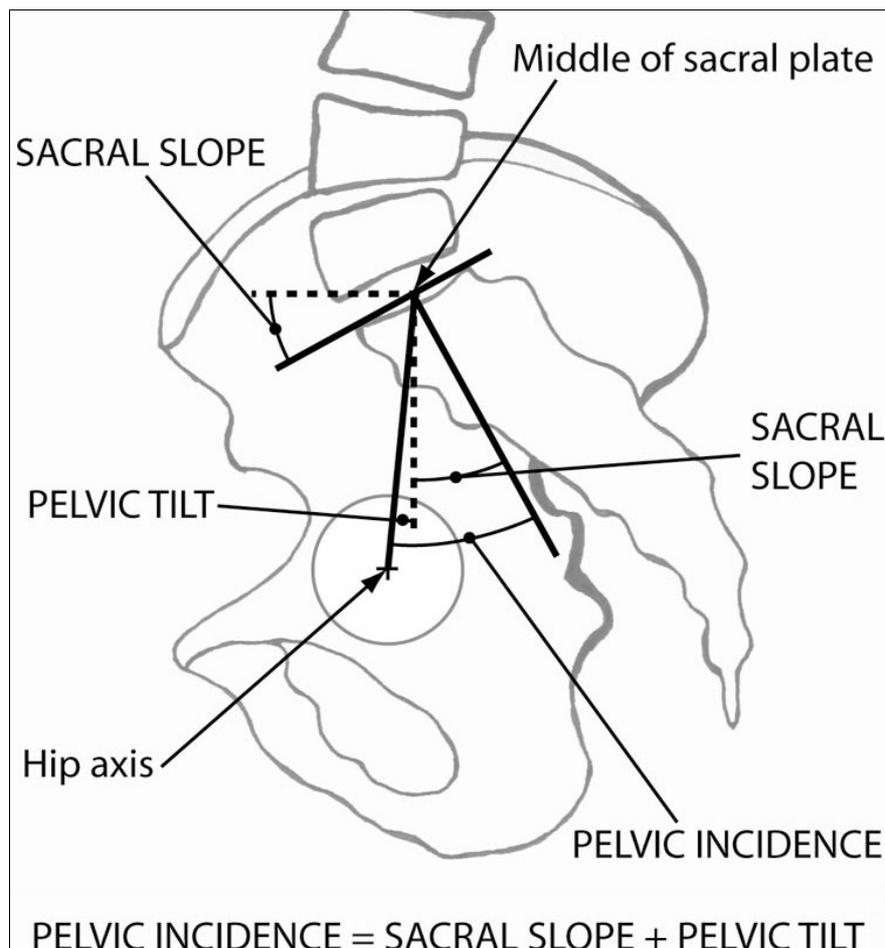


Abbildung 1: Sagittale Beckenparameter zur Charakterisierung stehender, seitlicher Röntgenaufnahmen des Beckens nach Mac-Thiong et al. (2)

Duval-Beaupère et al. (3) führte die „pelvic incidence“ ein, welche den komplementären Winkel des pelvisakralen Winkels darstellt.

Jackson et al. (4) beschrieb den pelvinen Lordosewinkel, um die Beckenmorphologie im Raum einzuschätzen. In einer Studie aus dem Jahr 2003 (5) fand er heraus, dass die Reliabilität für alle drei Messmethoden ähnlich war.

Die sagittale Ausrichtung des Beckens beeinflusst stark die Balance des Körperschwerpunktes in der a.p.-Ebene bei stehenden, gesunden Erwachsenen, insbesondere weil sie die lumbale Lordose reguliert (6-11). Dabei bleibt die pelvic incidence im Erwachsenenalter relativ konstant (9; 12). Allerdings ist die Änderung der sagittalen Beckenausrichtung nach Erlernen der Gehfähigkeit bisher wenig erforscht.

Desacamps et al. (13) postulierte, dass die pelvic incidence bei unter Zehnjährigen relativ stabil war, während der Adoleszenz signifikant anstieg und im Erwachsenenalter ihr Maximum erreicht. Auf der anderen Seite fand Mangione et al. (14) heraus, dass die pelvic incidence im Kindesalter stark zunimmt und im Alter von ungefähr zehn Jahren einen stabilen Wert annimmt. Beide Studien wurden allerdings nur mit einer geringen Stichprobe durchgeführt (Stichprobengröße 29 bzw. 30).

Die Studie nach Mac-Thiong et al. (2) ist die zurzeit größte (Stichprobengröße: 180) zu diesem Thema veröffentlichte Untersuchung. Er kommt zu dem Ergebnis, dass sich die pelvic incidence linear mit dem Alter von Kindern und Erwachsenen vergrößert und dass diese Kontinuität bei Kindern von einem Alter unter oder über 10 Jahren nicht unterbrochen wird. Des Weiteren liegt die mittlere pelvic incidence bei Kindern und Jugendlichen ( $48,4^\circ$  (2)) unter der von Erwachsenen ( $55,4^\circ$  (14)).

Um die bipedale Haltung und Fortbewegung zu erlernen, muss das wachsende Kind ständig die Beckenmorphologie und -ausrichtung anpassen, um eine adäquate sagittale Balance, skelettale Belastung und Effizienz der Rückenmuskulatur zu gewährleisten (3; 12-16).

Geometrisch gesehen, kann die pelvic incidence als Summe der sakralen Neigung (sacral slope) und der Beckenkipfung (pelvic tilt) angesehen werden (siehe Abbildung 1). Die Beckenkipfung dient dazu, den Körperschwerpunkt über den Hüften und den unteren Extremitäten optimal zu positionieren, indem das Kreuzbeinplateau hinter der Hüftachse gehalten wird (3; 6; 7).

Während des Erlernens der stehenden Position richtet sich das Kreuzbeinplateau in vertikaler Richtung aus, wodurch sich die sakrale Neigung erhöht. Nach Erlernen des Gehens stabilisiert sich die sakrale Neigung und wird durch weiteres Wachstum nicht mehr beeinflusst (2).

Die lumbale Lordose ist genauso wie die Beckenparameter pelvic tilt u.a. an der Ausbildung einer balancierten stehenden Position beteiligt (1; 3; 7; 11; 12; 14; 17). Eine entsprechende lumbale Lordose inhibiert eine Vorwärtsverlagerung des Körperschwerpunkts, wodurch das Gleichgewicht in der stehenden Haltung beeinträchtigt werden würde.

An der Vergrößerung der Lumballordose während des Wachstums sind der M. erector spinae (14) sowie das Wachstum der Wirbelsäule beteiligt.

### **1.1.2 Entwicklung und Reifung des Azetabulums**

Vor der schnellen Wachstumsphase wachsen das Os pubis und Os ischium gleich schnell. Während der abschließenden Wachstumsphase nimmt die Geschwindigkeit mit der das Os pubis wächst relativ zu, was zu einer Vergrößerung des ischiopuberalen Index (Verhältnis von Beckenlänge zur Sitzbeinlänge) bei beiden Geschlechtern führt (18).

Sowohl die Beckenanteile als auch die Schambein- und Sitzbeinanteile am Azetabulum wachsen im vertikalen Durchmesser schneller als im horizontalen. Insgesamt überwiegt jedoch das schnelle vertikale Wachstum des Sitzbeins (19).

Der abschließende Wachstumsschub wird beim weiblichen Geschlecht im Alter von 10 Jahren und beim männlichen Geschlecht im Alter von 14 Jahren erreicht, sodass die Reifung des Azetabulums bei Frauen früher (mittleres Alter 12 Jahre) als bei Männern (mittleres Alter 16 Jahre) abgeschlossen ist (20).

### **1.1.3 Degenerative Hüftgelenkveränderungen**

Degenerative Veränderungen des Hüftgelenks beeinflussen die Lebensqualität in der alternden Gesellschaft (21). Die Prävalenz reicht von 7-25% im Alter von über 55 Jahren (22). Zum Beschwerdebild der Arthrose gehören Gelenkschmerzen, Bewegungseinschränkung des Gelenks, Krepitationen, Veränderungen des Gangbildes und unterschiedliche Ausprägungsgrade von lokalen Inflammationen (23).

Arthrosen sind morphologisch und biochemisch destruierende Veränderungen am Gelenk, die den Knorpel, den subchondralen Knochen, die Synovialmembran und die Synovia einbeziehen (24). Des Weiteren können an der Ausbildung einer Arthrose Veränderungen am Femurkopf oder in der Fossa acetabuli beteiligt sein (25; 26).

Die Zunahme der Prävalenz bei Personen über 55 Jahren wird auf die laterale Instabilität zurückgeführt, die sich progredient während der dritten Lebensdekade entwickelt. Als Ursache für die laterale Instabilität wird die mit dem Alter assoziierte Muskelschwäche am Becken angenommen (27).

Zu Beginn der Degeneration steht die Schädigung des Knorpels durch eine präarthrotische Deformität mit unphysiologischer Verteilung der Belastung im Gelenk oder durch enzymatische Vorgänge, die zur Matrixzerstörung und zur Desintegration des Fibrillennetzes führen (24). Bei der Schädigung des Knorpels stehen die Abnahme der Dicke des kalzifizierten Gelenkknorpels, die Verminderung der subchondralen Mineralisationszone sowie eine Strukturveränderung im subchondralen Knochen im Vordergrund (28 - 30).

Die Knorpelzellen produzieren unphysiologische Proteoglykane und vorwiegend Kollagen Typ-I und Typ-III. Die mechanisch minderwertigen Proteoglykane führen zu einer Herabsetzung der Hydratation und zur weiteren Demaskierung der Fibrillen. Damit sinkt die Viskosität und Festigkeit des Knorpels. Parallel zum Knorpelabbau kommt es zur Synovialitis mit Freisetzung von Interleukin 1 und Entzündungsmediatoren aus den Synoviozyten. Die Zerstörung des Knorpels wird dadurch gefördert. Durch die Bildung rezidivierender Gelenkergüsse wird die Arthrose klinisch auffällig (24).

Die Knorpeldegeneration geht auch mit Veränderungen in der Fossa acetabuli einher, zu denen die Anhäufung von dünnen Fibrillensträngen, Fettnekrosen, die Abnahme des natürlichen Fettgehalts und Kalzifikationen gezählt werden (25).

Ziele der verschiedenen Therapiemöglichkeiten der Coxarthrose sind die Verminderung der Schmerzen und damit verbunden die Verbesserung der Lebensqualität. Dazu zählt die Erhaltung bzw. Verbesserung der Beweglichkeit des Gelenks und der Gehleistung sowie die Verzögerung des Fortschreitens der Coxarthrose. Eine Behandlungsmöglichkeit im Rahmen der konservativen Therapie ist vor allem die Minderung der Gelenkbelastung. Die medikamentöse Therapie dient der Reduktion von Schmerzen und der Entzündungshemmung. Zu den physikalischen Maßnahmen zählen

Physiotherapie, Massagen, Mobilisierung, Muskelkräftigung, Muskeldehnung und Koordinationsschulung. Die Totalendoprothese der Hüfte mit dem Versuch der Rekonstruktion des natürlichen Bewegungsumfangs bleibt die effektivste Behandlungsmethode einer hochgradigen Hüftgelenkarthrose im Endstadium (31).

## **1.2 Dislokation nach Totalendoprothese der Hüfte**

### **1.2.1 Pfannenposition**

Luxationen nach Hüft-TEP werden in der Literatur mit einer Inzidenz von 1% bis 11% und nach Revisionsoperationen mit bis zu 25% beschrieben (32-35).

Dislokationen sind nach aseptischer Lockerung die zweithäufigste Komplikation in der Prothesenversorgung der Hüfte (36).

Annähernd 33% der Patienten mit sich wiederholender Luxation benötigen eine Revisionsoperation (36), wobei diese allerdings nur in bis zu 60% der Fälle erfolgreich verläuft (37).

Die Luxationsrate ist assoziiert mit zunehmendem Alter des Patienten, dem weiblichen Geschlecht, kognitiver Dysfunktion, dem chirurgischen Zugangsweg, der Orientierung und der Art der Prothese, Revisionsoperationen und der postoperativen Compliance des Patienten (38).

Von diesen Faktoren sind die Art der Prothese, ihre Orientierung und der Zugangsweg direkt durch den Operateur kontrollierbar.

Eine falsche Orientierung der Hüftpfanne ist dabei der häufigste Grund für eine Luxation (34; 35; 39; 40). Des Weiteren können die Größe des Hüftkopfes und die Länge des Beines eine wichtige Rolle spielen.

Eine ordnungsgemäße Ausrichtung der Hüftpfannenprothese kann dabei durch sorgfältige Auswahl des Inklinations- und Anteversionswinkels erreicht werden. Die meisten Hersteller empfehlen den Einbau der Hüftpfanne in einem sogenannten sicheren Bereich (41). Dieser Bereich beruht auf Studien, die gezeigt haben, dass der optimale Inklinationswinkel  $40^\circ \pm 10^\circ$  und der optimale Anteversionswinkel  $15^\circ \pm 10^\circ$  beträgt (40).

Lewinnek et al. (43) hat 1978 von einer Instabilitätsrate von 6% berichtet, wenn die Werte für die Inklination oder Anteversion außerhalb und von einer signifikant geringeren Luxationsrate von 1,5%, sofern sie innerhalb des sicheren Bereiches lägen.

Maßnahmen zur Prävention von Luxationen können in drei Bereiche eingeteilt werden:

- Präoperativ gehören eine vollständige Anamnese, eine körperliche Untersuchung, sowie eine radiologische Begutachtung des Hüftgelenks dazu.
- Intraoperativ kann man über den chirurgischen Zugangsweg, die Orientierung der Hüftpfanne und durch Auswahl muskelschonender OP-Verfahren die Luxationsrate positiv beeinflussen (34; 35).
- Postoperativ können eine Patientenschulung, sowie eine kontrollierte Hüftbewegung eine Dislokation verhindern (38).

Publikationen, die sich mit dem Thema Luxation beschäftigen, lassen sich bis ins Jahr 1973 in die Zeit von Charnley und Cupic (44) zurückverfolgen. Trotz zahlreicher erfolgreicher Maßnahmen im Bereich der Prävention (37; 45), stellt die Dislokation heute immer noch eine gefürchtete Komplikation dar.

## **1.2.2 Position der femoralen Prothesenkomponente**

Neben der Pfannenposition spielt auch die Orientierung der femoralen Prothesenkomponente eine wichtige Rolle für die Stabilität einer Hüft-Totalendoprothese. Die femorale Anteversion kann als Winkel zwischen der verlängerten Schenkelhals- und der Kniegelenksachse definiert werden (46). Visser und Konnings (47) beschrieben die femorale Anteversion als Winkel zwischen der transkondylären Ebene und einer Ebene, die den Femurschaft und den Schenkelhals beinhaltet. Harkess (46) formulierte einen luxationssicheren Bereich für die femorale Anteversion von 5° bis 15°, oberhalb dieses Bereichs nähme das Risiko für anteriore Dislokationen zu und femorale Retroversionen führten zu posterioren Luxationen.

Der Valguswinkel der Hüfte liegt zwischen der Schenkelhalsachse des Femurs und der Transversalebene und sollte zwischen 35° und 50° betragen (47).

Des Weiteren geht ein kleiner Femurkopfdurchmesser (22 mm), kombiniert mit einem azetabulären Außendurchmesser von über 56 mm mit einer erhöhten Luxationsrate einher (48).

### **1.2.3 Impingement**

Als mechanische Ursache für die Dislokation wird gemeinhin der Berührungspunkt des Impingements (Stoßen) angenommen. Dieser wirkt als Drehpunkt, wodurch der Hüftkopf ins Rotieren gerät und relativ zur Hüftpfanne subluxiert (49-51).

Es werden drei potentielle Varianten des Impingements unterschieden, von denen das Impingement zwischen beiden Prothesenkomponenten am häufigsten beobachtet wird. Dies ereignet sich, wenn der Schenkelhals der Prothese in Kontakt mit der Lippe der Gelenkpfannenprothese kommt. Als zweites unterscheidet man davon das Impingement zwischen Knochen und Knochen, wobei meist der Trochanter major das knöcherne Becken berührt. Als dritte Möglichkeit stößt beim Hybrid-Impingement jeweils ein Knochenteil des Beckens gegen ein Prothesenteil des Femurs oder umgekehrt (52).

### **1.2.4 Einfluss des chirurgischen Zugangsweges**

Dem chirurgischen Zugangsweg zur Hüft-TEP wird bei der Beeinflussung der Dislokationsraten ebenfalls eine hohe Bedeutung beigemessen (53; 54). Zu den häufigsten in der Klinik eingesetzten Varianten gehören der anterolaterale, der direkt laterale und der posteriore Zugangsweg. Der posteriore Zugang schließt die Spaltung der Muskelfasern des M. gluteus maximus sowie die Desinsertion der kurzen externen Rotatoren mit Darstellung des N. ischiadicus mit ein (55), sodass schließlich der hintere Teil der Gelenkkapsel inzidiert werden kann.

Ein Vergleich der in der Literatur beschriebenen Zugangswege zur Totalendoprothese der Hüfte zeigt eine deutlich höhere Inzidenz von Luxationen bei posteriorem Zugang. Einen Überblick über die möglichen Varianten des Zugangs und der Rate von Luxationen zeigt Tabelle 1.

Tabelle 1: Vergleich der Luxationsraten nach Zugangsweg zur Hüft-TEP

Studie	Anzahl von Hüft-TEP	Luxationsrate
<b>anterolateral</b>		
Mallory et al. (56)	1.518	0,8%
Ritter et al. (57)	130	0%
Talbot et al. (58)	499	0,6%
Gesamt	2.147	0,7%
<b>direkt lateral</b>		
Demos et al. (59)	1.515	0,40%
Mulliken et al. (60)	712	0,42%
Pai et al. (61)	82	1,22%
Gesamt	2.309	0,43%
<b>posterior</b>		
Chiu et al. (62)	84	2,38%
Goldenstein et al. (63)	500	2,80%
Pellicci et al. (64)	555	4,68%
Suh et al. (65)	250	6,40%
White et al. (66)	1.078	4,82%
Gesamt	2.467	4,46%

Beim posterioren Zugang ist es wichtig, auf ein adäquates Weichteilmanagement zu achten. Dies sollte eine Rekonstruktion der Gelenkkapsel sowie der kurzen externen Rotatoren und des M. piriformis beinhalten (67). Auf diese Art und Weise lässt sich die Luxationsrate signifikant verringern und ist dann mit der des anterolateralen und direkt lateralen Zugangs vergleichbar (68; 69).

### 1.3 Hüftpfannennavigation

#### 1.3.1 Einführung in die Navigation

Für die Luxationssicherheit und die Langzeitstabilität von Prothesen ist eine optimal aufeinander abgestimmte Position von Pfanne und Schaft wesentliche Voraussetzung (70). In den letzten Jahren wurden viele Fortschritte beim Hüftgelenkersatz bezüglich Materialentwicklung, Verankerungstechnik, Abriebminimierung und Lebensdauer erzielt (70; 71). Dennoch ist bis heute eine präzise, individuell optimierte Pfannenposition in konventioneller Technik mit einer erhöhten Streubreite assoziiert und immer von der Erfahrung des Operateurs abhängig. Falsche Pfannenpositionen können zu einer verminderten Range of Motion, Impingement (72), erhöhtem Abrieb (73; 74) und zu einem erhöhten Risiko postoperativer Luxationen führen.

Die safe zone (43) mit  $40^\circ \pm 10^\circ$  für die Inklination und  $15^\circ \pm 10^\circ$  für Anteversion wird nach konventioneller Methodik selbst von erfahren Operateuren in 42% der Fälle nicht erreicht (75). Dabei kann die Winkelstellung der Hüftpfanne von  $14^\circ$ - $65^\circ$  für die Inklination und von  $27^\circ$  Retroversion bis  $47^\circ$  für die Anteversion betragen. Wesentlicher Grund hierfür ist die fehlende Information über die tatsächliche räumliche Lage des Beckens während des operativen Eingriffs an den Operateur (76). Die Orientierung bei vermeintlich gerade liegenden Patienten ist nur an der Stellung des OP-Tisches möglich, wobei der Lordosierungsgrad der LWS erheblich variieren kann und unter der OP nicht zu erkennen ist.

Moderne Navigationsgeräte ermöglichen es, intraoperativ eine bessere Kontrolle über die räumliche Lage des Beckens sowie eine präzise Positionierungskontrolle der eingebrachten Implantate zu erhalten. Hierzu stehen CT-basierte, bildfreie und C-Bogen-basierte Navigationssysteme zur Verfügung. Das CT-gesteuerte Verfahren hat eine hohe Präzision (77; 78), ist allerdings ressourcenverzehrend, zeitaufwendig, strahlenbelastend und teuer. Bildfreie kinematische Verfahren (79) besitzen den Vorteil der Einfachheit und Schnelligkeit, haben keine Strahlenbelastung und werden heute in der Primärendoprothetik häufiger angewandt als CT-basierte Navigationssysteme. Sowohl CT-basierte als auch bildfreie Navigationssysteme können gegenüber der konventionellen Methode die Streubreite hinsichtlich der Pfannenpositionierung signifikant verringern (siehe Tabelle 2) und gehen nur mit einem geringfügig erhöhten Zeitaufwand einher (80).

**Tabelle 2: Streubreite der Inklination und Anteversion nach Art der Pfannenpositionierung nach Kalteis et al. (80)**

	konventionell	Navigation	
		CT-basiert	bildfrei
Inklination	43,7° (29° - 57°)	41,6° (34° - 53°)	43,2° (33° - 50°)
Anteversion	22,2° (1° - 53°)	10,7° (1° - 23°)	15,2° (5° - 25°)

### 1.3.2 Navigationstechnik

Die frontale Beckenebene wird durch ein intraoperatives Oberflächenmatching mit einem Pointer palpatorisch durch Abgreifen beider Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphysenmitte erfasst. Bei normal geformten Becken steht das Azetabulum

zu dieser Ebene in einer nur gering variablen gesetzmäßigen anatomischen Beziehung. Das Navigationsprinzip besteht darin, dass die Pfannenfräs- und Pfannensetzinstrumente gemäß einer Visualisierung in ihrer Position gesteuert und so die Pfanne präzise in der gewünschten Position in Bezug auf die Beckenreferenzebene verankert werden kann. Dadurch werden die mit dem Auge nur bedingt erkennbare Lage des Patienten auf dem OP-Tisch, die Beckenkippung und die OP-Tischstellung bedeutungslos (81).

Das System besteht aus optoelektronischen Stereokameras zur Erfassung der Infrarotsignale von Sendern, die knöchern fest am Becken kranial des Azetabulums und an dem jeweils verwendeten Operationsinstrument (Pointer, Fräse, Setzinstrument) fixiert sind. Eine Workstation berechnet das Hüftgelenkzentrum mit einer Software aus den kinematisch und/oder durch Oberflächenregistrierung gewonnenen Daten. Anhand eines Algorithmus werden nun Azetabulumposition, Fräsrichtung und Frästiefe sowie die Ausrichtung des Probeimplantats und der endgültigen Pfanne berechnet und dem Operateur jeweils für den nächsten Navigationsschritt auf dem Monitor angezeigt (79).

Die kinematische Pfannennavigation stellt ein operationstechnisch einfaches Verfahren dar, mit dem eine Präzisionsverbesserung bezüglich der Pfannenposition erreichbar ist. Das CT-freie System erlaubt eine Reduktion von Pfannenfehlstellungen und eine präzisere Einstellung der gewünschten Inklinations- und Anteversionswinkel. Die durchschnittliche Abweichung der postoperativen, radiologischen Daten im Vergleich zu den intraoperativ angezeigten Werten liegt bei  $1^\circ \pm 4,8^\circ$  für die Inklination und  $4^\circ \pm 6,1^\circ$  für die Anteversion (81).

#### **1.4 Aufgabenstellung**

Als Hauptursache für Dislokationen von Hüft-Totalendoprothesen gilt auch heute noch eine falsche Positionierung der Hüftpfannenprothese (34; 35; 39; 40).

Studien, die sich mit dem Thema Positionierung der Hüftpfanne auseinandersetzen, beziehen ihre Angaben dabei vor allem auf einen Bereich mit geringer Luxationsgefahr für die Totalendoprothese und setzen sich dabei nur wenig mit einer ausreichenden Range of Motion und damit der Funktionalität des artifiziiellen Gelenks auseinander. Dabei weisen die Ergebnisse eine große Streubreite bezüglich des Ausmaßes der Inklination und Anteversion auf. Dies verdeutlicht Tabelle 3.

**Tabelle 3: Streubreite für die Inklination und Anteversion in der Literatur**

Studie	Jahr		Inklination	Anteversion
Lewinnek et al. (43)	1978		$40^\circ \pm 10^\circ$	$15^\circ \pm 10^\circ$
McCollum et al. (82)	1990		$40^\circ \pm 10^\circ$	$30^\circ \pm 10^\circ$
Murphy et al. (83)	1990		$53^\circ$	$20^\circ$
D'Lima et al. (84)	2000		$50^\circ \pm 5^\circ$	k. A.
Hirakawa et al. (85)	2001		$40^\circ \pm 5^\circ$	k. A.
Barrack et al. (86)	2003		$50^\circ \pm 5^\circ$	$15^\circ \pm 5^\circ$
Stem et al. (87)	2006		$39^\circ \pm 4^\circ$	$23^\circ \pm 5^\circ$
Murtha et al. (88)	2008	Frauen: Männer:	$57,1^\circ$ $55,5^\circ$	$24,1^\circ$ $19,3^\circ$
Streubreite			$30^\circ - 57^\circ$	$5^\circ - 40^\circ$

Auf der anderen Seite zeigen einige Studien, dass es keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Dislokationstendenz beim Einbau außerhalb der safe zone gibt (89). Einzelne Autoren sind der Auffassung, dass die safe zone weniger Relevanz bezüglich der Dislokation hat als gemeinhin angenommen (90). Des Weiteren wird bei der Empfehlung zur Höhe der Inklination und Anteversion bisher noch keine Differenzierung zwischen den Geschlechtern vorgenommen.

Die Hypothese der Arbeit lautet, dass es einen geschlechterspezifischen Unterschied bezüglich der Pfannenpositionsparameter Anteversion, Inklination und Lage des Hüftzentrums im nativen Becken gibt.

Ziel dieser Arbeit ist es, darzustellen, ob eine anatomische Rekonstruktion des artifizialen Hüftgelenks in der Praxis sinnvoll erscheint und ob sich die Position der Gelenkpfanne in Abhängigkeit von der Lage des Hüftzentrums darstellen lässt und inwiefern die Lendenwirbelsäule Einfluss auf die Pfannenausrichtung nimmt.

Des Weiteren soll durch mögliche Unterschiede zwischen dem weiblichen und männlichen Geschlecht eine wissenschaftliche Basis für klinische Studien geschaffen werden, die eine geschlechterdifferenzierte Pfannenausrichtung berücksichtigen.

## **2 Material und Methodik**

### **2.1 Methodik der Datenerfassung**

Die Rekrutierung der Patientendaten für diese retrospektive Studie erfolgte konsekutiv aus der vorhandenen Datenbank der Radiologischen Klinik der Charité, sodass die Studie nicht von der Ethikkommission und der Strahlenschutzbehörde genehmigt werden musste. Der Untersuchungszeitraum wurde dabei auf die Jahre von 2003 bis Anfang 2008 beschränkt.

Als Ausschlusskriterien galten Coxarthrosen ab einem Kellgren-Lawrence Score von 2 (91) sowie eine bereits bestehende Totalendoprothese eines Hüftgelenks; Frakturen im Bereich des Femurs, der Tibia und Fibula; Tumoren im Bereich des Beckens und der unteren Extremitäten; Skoliosen ab einem COBB-Winkel  $> 10^\circ$  zwischen LWK1 und LWK5 sowie höhergradige Wirbelsäulendegenerationen; eine Asymmetrie des Beckens; sowie eine Bauchlage während der computertomographischen Aufnahme.

Ebenfalls wurden Patienten mit einer Hüftdysplasie ab Crowe 1 von der Studie ausgeschlossen, da sie die Ergebnisse der Orientierung des nativen Azetabulums verfälschen würden.

Die Erhebung der klinischen Daten umfasste das Geschlecht, das Geburtsdatum, das Aufnahmedatum, sowie CT-Schnittbilder, die vom Anschnitt des thorakolumbalen Übergangs der Wirbelsäule bis zum proximalen Anschnitt des Femurschaftes reichten.

Unter Beachtung der Ausschlusskriterien konnten somit 168 relevante CT-Datensätze gewonnen werden, darunter befanden sich 72 Frauen und 96 Männer. Die Altersspanne lag zwischen 18 und 86 Jahren (siehe Abbildung 2). Im späteren Verlauf wurde sowohl das rechte als auch das linke Azetabulum zur Kontrolle der Ergebnisse konsekutiv untersucht, womit sich insgesamt 336 Datensätze ergaben.

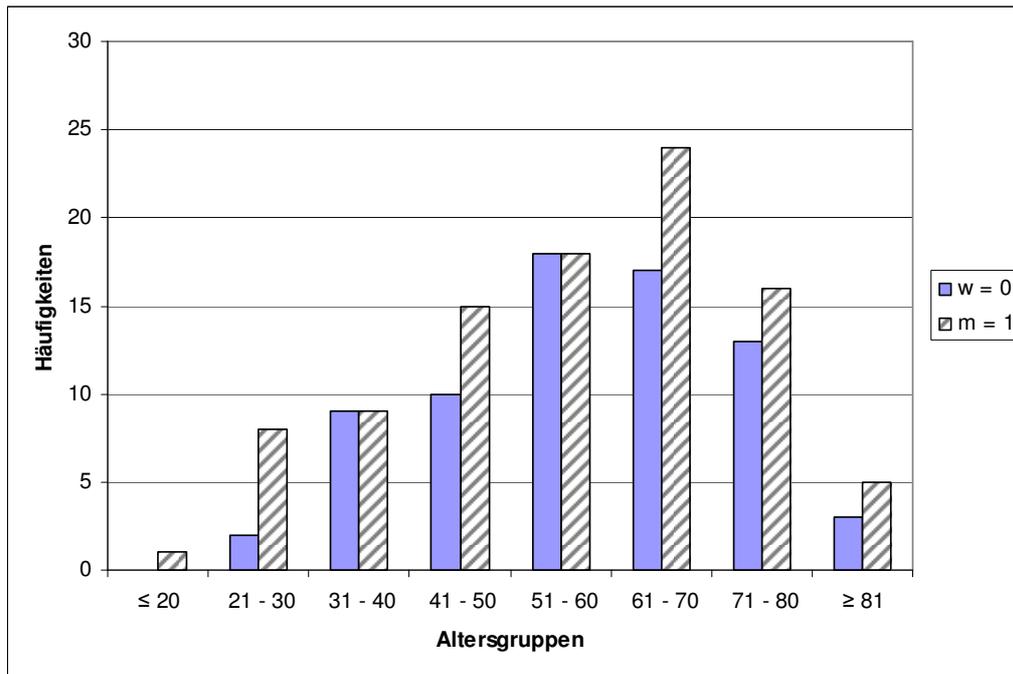


Abbildung 2: Geschlechterspezifische Altersverteilung des Patientenkollektivs; 0 = weiblich; 1 = männlich

## 2.2 Aufnahmetechnik der CT Bilder

Die CT-Bilder wurden mit den Computertomographen von Toshiba Aquilion 64<sup>®</sup> und Philips Mx8000 IDT 16<sup>®</sup> erstellt, dabei variierte die Schichtdicke der Schnittbilder zwischen 1 und 3 mm bei einer Gantry-Neigung von 0°.

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

Die Pixelgröße lag minimal bei 0,583 mm × 0,583 mm und maximal bei 0,885 mm × 0,885 mm.

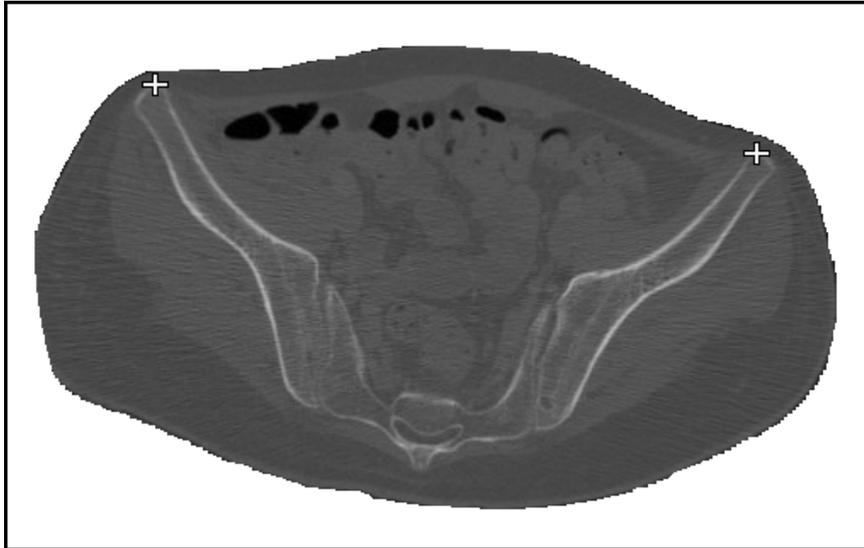
## 2.3 Analyse der CT-Bilder

Die Auswertung der CT-Bilder erfolgte mittels des Bildverarbeitungsprogramms ImageJ<sup>®</sup> und einer 3D-Visualisierungssoftware (Wgnuplot<sup>®</sup>) anhand von Schnittbildern und nicht anhand von 3D-Rekonstruktionen, um eine Rundung der Daten während der Rekonstruktion zu vermeiden.

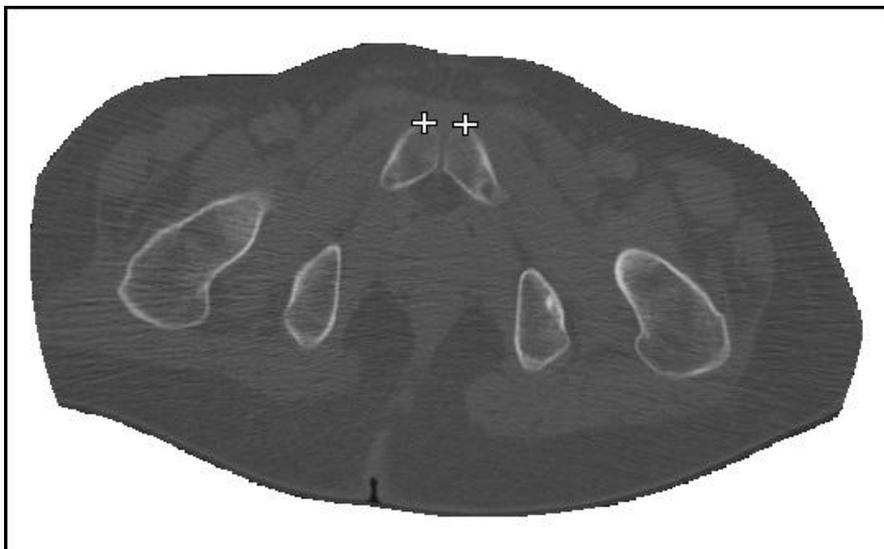
Für jeden Patienten wurde aus den am ventralsten gelegenen Punkten der beiden Spinae iliacae anteriores superiores und den am ventralsten gelegenen Punkten der beiden Tubercula pubica die frontale Beckenebene bestimmt (Abbildung 3 und

Abbildung 4), wodurch das Koordinatensystem des Beckens eindeutig definiert wurde (Abbildung 5).

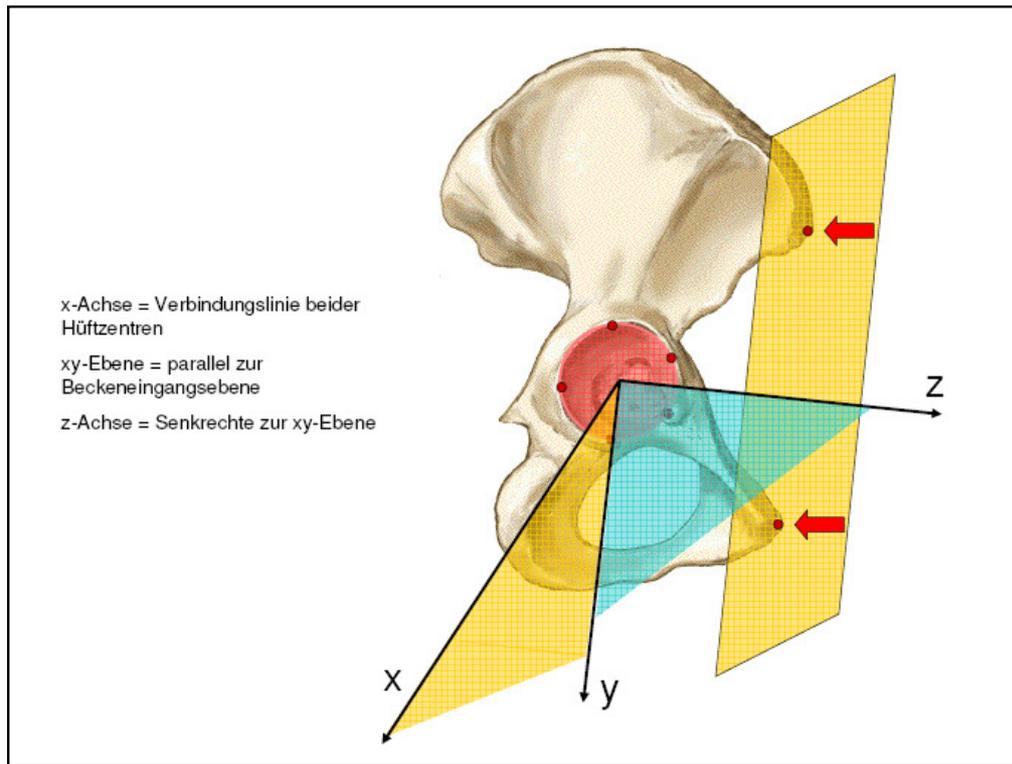
Die Sagittale ist die orthogonale Ebene zur frontalen Beckenebene, die durch den Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen den beiden Spinae iliacae anteriores superiores verläuft.



**Abbildung 3: Markierung der ventralsten Punkte der beiden Spinae iliacae anteriores superiores**

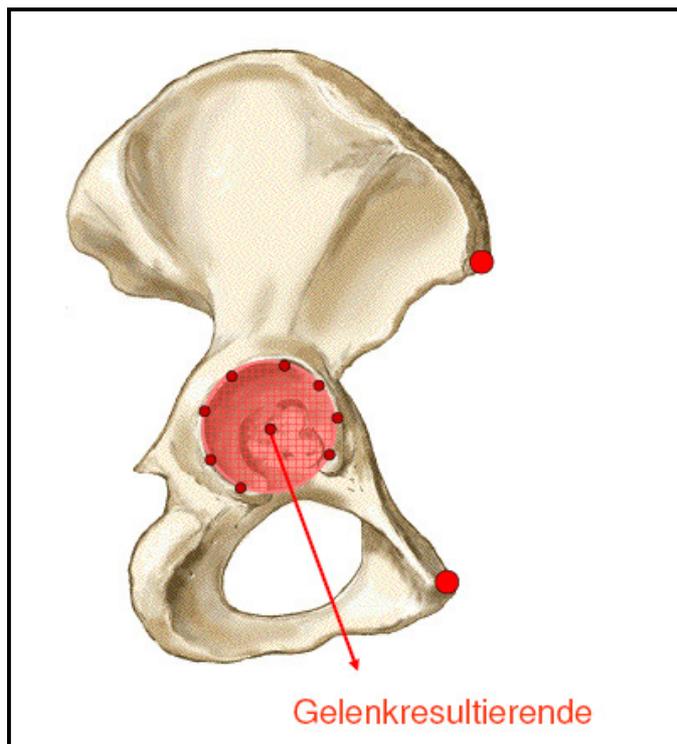


**Abbildung 4: Markierung der ventralsten Punkte der beiden Tubercula pubica**



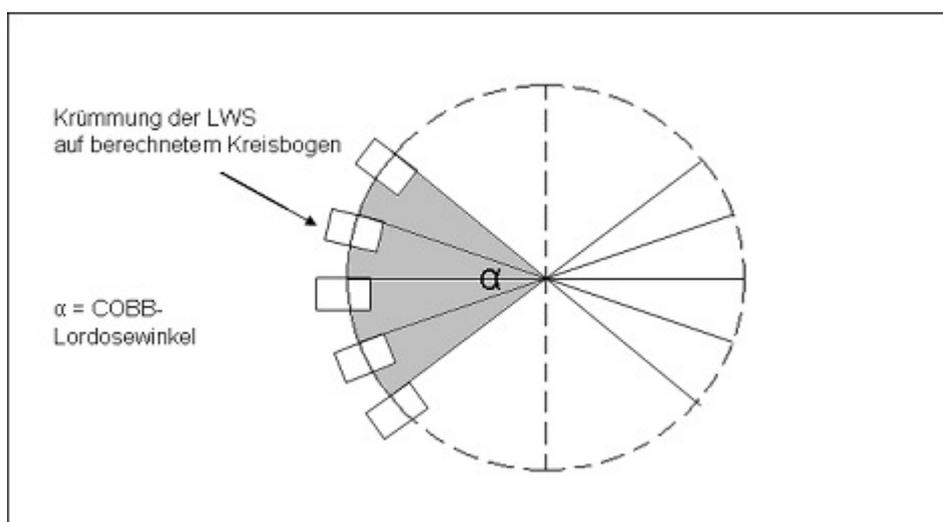
**Abbildung 5: Definition der frontalen Beckenebene und des Koordinatensystems des Beckens**

Durch Markierung des Pfannenrandes (Margo acetabuli) mit mindestens 15 Punkten auf den einzelnen Schnittbildern unter Aussparung der Incisura acetabuli wurde die Pfanneneingangsebene identifiziert und eine Kugel generiert, die der Hüftpfanne näherungsweise entspricht. Die resultierende Azetabulumachse gleicht dem Normalenvektor der Pfanneneingangsebene und der Radius bestimmt die Größe des Azetabulums (Abbildung 6).



**Abbildung 6: 3D-Veranschaulichung der Markierung des Pfannenrandes an CT-Schnittbildern**

Des Weiteren wurde durch Anpassung einer Ellipse an die Deckplatte der Lendewirbelkörper LWK1 - LWK5 deren Mittelpunkt bestimmt. Für diese Mittelpunkte wurde eine Ausgleichskurve berechnet, die einen Kreisbogen eines ermittelten Kreises darstellt. Daraufhin wurden Tangenten errechnet, die durch den Mittelpunkt der jeweiligen Deckplatte verlaufen und sich alle im Mittelpunkt des berechneten Kreises schneiden. Der COBB-Lordosewinkel lässt sich durch die Summe der Winkel zwischen den einzelnen Tangenten berechnen (Abbildung 7).



**Abbildung 7: Berechnung des COBB-Lordosewinkels  $\alpha$  der LWS**

Für jeweils die rechte und linke Seite wurde der Vektor der resultierenden Azetabulumachse in das Koordinatensystem der frontalen Beckenebene übertragen, um die Inklination und Anteversion unter Ausschluss des Einflusses der Beckenkipfung zu messen. Dabei wurden der Inklinationswinkel in der XY-Ebene und der Anteversionswinkel in der YZ-Ebene nach den Definitionen von Murray (92) berechnet (siehe Abbildung 5).

Das Zentrum des Azetabulums wurde durch den Radius und die Abstände zur frontalen (Abstand\_Frontal) und sagittalen Beckenebene (Abstand\_Sagittal) definiert.

Um die Beckenverkipfung aufzuzeigen, wurde die frontale (Verk\_Frontal) und seitliche Verkipfung (Verk\_Seitlich) der frontalen Beckenebene gegenüber der Tischebene ermittelt.

Die Koordinaten der Lendenwirbelsäule wurden in die Sagittalebene projiziert und die COBB-Winkel zwischen den einzelnen Lendenwirbelkörpern, sowie deren Summe gemessen. Bei 12 der 168 Patienten wurde die Lendenwirbelsäule während der computertomographischen Aufnahme nicht vollständig aufgenommen, sodass die COBB-Winkel für die Lendenwirbelsäule dieser Patienten nicht bestimmt werden konnten.

## **2.4 Überprüfung der Messergebnisse**

Um die Validität der Messungen zu überprüfen, wurde randomisiert bei 30 der 168 Patienten (17.9%) die Bestimmung der Messwerte wiederholt und mit dem t-Test bei gepaarten Stichproben mit den Werten aus der ersten Messung verglichen.

Die Nullhypothese entsprach dabei der Annahme, dass es zwischen den Werten der ersten und zweiten Messung keinen signifikanten Unterschied gab. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde mit „p“ bezeichnet, wobei die Alternativhypothese zutraf, wenn  $p < 0,05$  war.

## **2.5 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte mit den Programmen SPSS 15<sup>®</sup> und Microsoft Excel<sup>®</sup>. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde mit p bezeichnet und statistische Signifikanz bei  $p < 0,05$  angenommen.

Zunächst wurden die Messwerte geschlechterspezifisch mittels des Kolmogorov-Smirnov-Z-Tests auf Normalverteilung überprüft, anschließend mit dem Levene-Test auf Homogenität der Varianzen.

Schließlich konnte der t-Test bei unabhängigen Stichproben angewandt werden, um einen potentiellen geschlechterspezifischen Unterschied der gemessenen Werte zu überprüfen.

Bei nicht normalverteilten Parametern kam der U-Test nach Mann und Whitney zur Anwendung.

Des Weiteren wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt, um eine etwaige Abhängigkeit des Alters oder des Geschlechts auf die Messwerte zu analysieren. Dabei gab der Korrelationskoeffizient nach Pearson  $r$  das Ausmaß der Korrelation an. Eine Regressionsanalyse wurde durchgeführt, um die Art dieses Zusammenhangs aufzudecken und den Wert einer abhängigen Variable aus den Werten unabhängiger Variablen vorherzusagen.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Das Patientenkollektiv

##### 3.1.1 Die Geschlechterverteilung des Kollektivs

Unter Berücksichtigung der Ausschlusskriterien ergaben sich 168 relevante CT-Bilder, bei denen die Position beider Hüftpfannen bestimmt werden konnte, darunter 72 Frauen und 96 Männer (Abbildung 8).

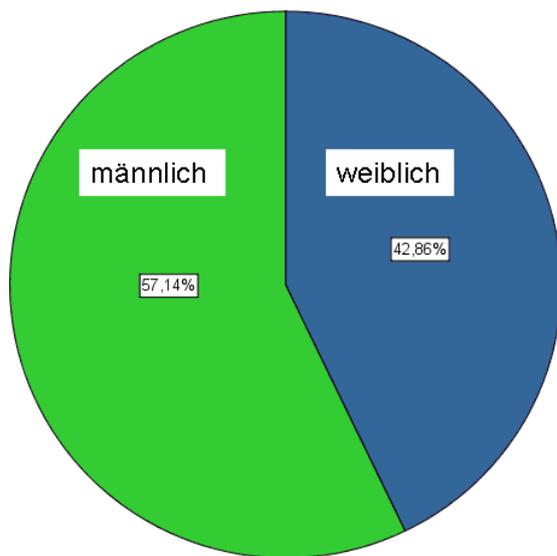


Abbildung 8: Prozentuale Geschlechterverteilung des Patientenkollektivs

##### 3.1.2 Patientenalter bei der computertomographischen Aufnahme

Das Alter der 72 weiblichen Patienten verteilte sich zwischen 24 und 84 Jahren und lag im Mittel bei 58 Jahren. Die Altersspanne der männlichen Patienten lag zwischen 18 und 86 Jahren mit einem Mittelwert von 56 Jahren. Sowohl für das weibliche als auch für das männliche Patientenkollektiv bestand eine Normalverteilung bezüglich des Alters (Abbildung 9; Abbildung 10).

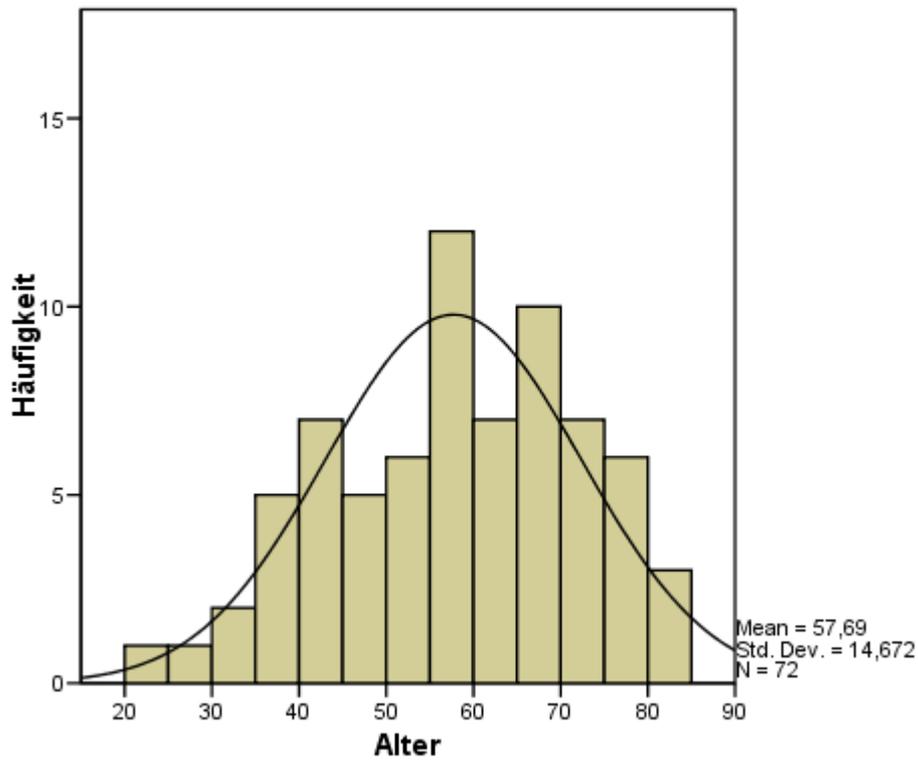


Abbildung 9: Altersverteilung der weiblichen Patienten mit Normalverteilungskurve

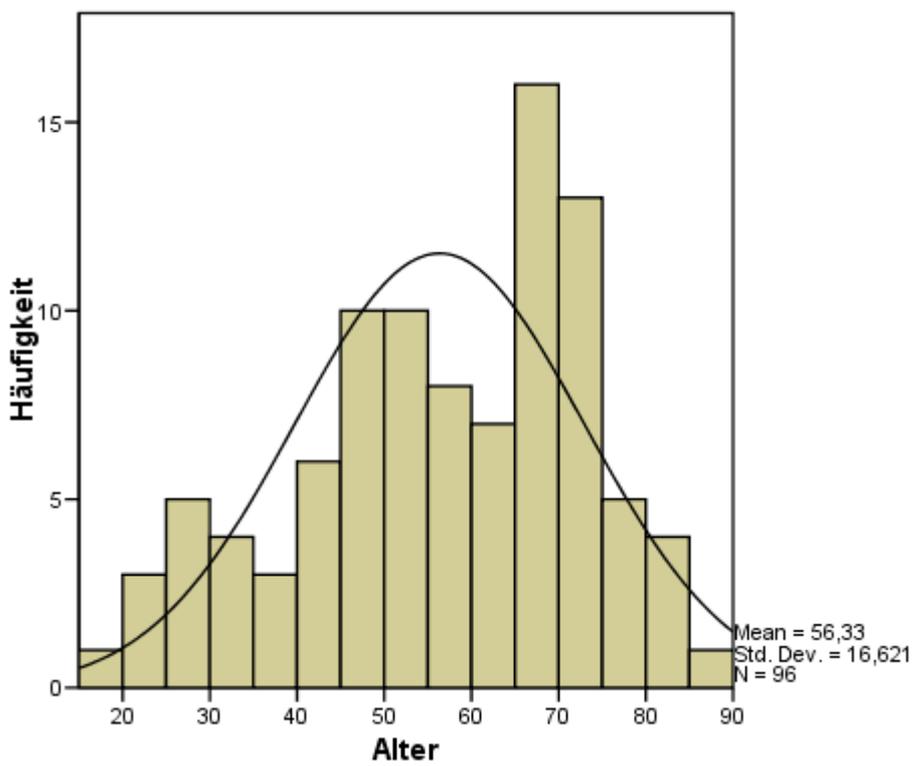


Abbildung 10: Altersverteilung der männlichen Patienten mit Normalverteilungskurve

### 3.1.3 Verteilung des Alters in den Geschlechtergruppen

Das P-P-Normalverteilungsplot zeigt geschlechterspezifisch die nach der Transformationsformel von Blom berechneten erwarteten kumulierten Häufigkeiten des Alters in Abhängigkeit von den tatsächlich kumulierten Häufigkeiten des Alters. Es gibt die Normalverteilung des Alters innerhalb der Geschlechtergruppen in Form eines Streudiagramms wieder (Abbildung 11; Abbildung 12).

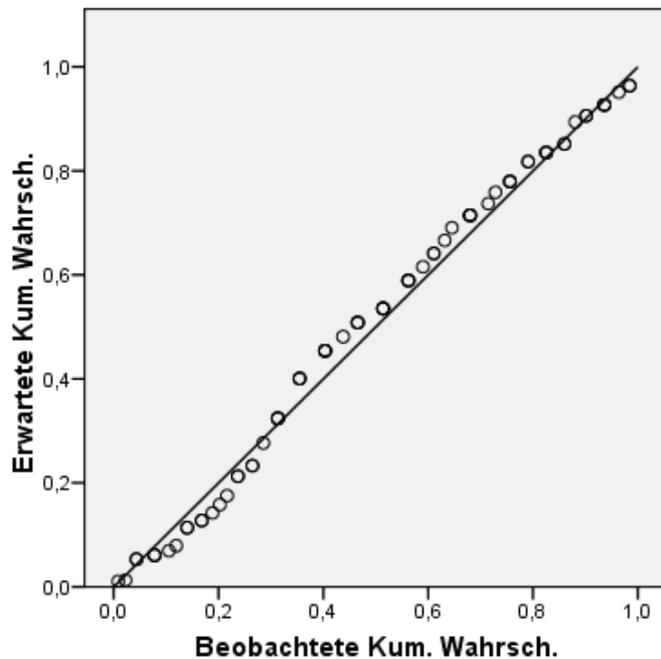


Abbildung 11: P-P-Normalverteilungsdiagramm für das weibliche Patientenkollektiv

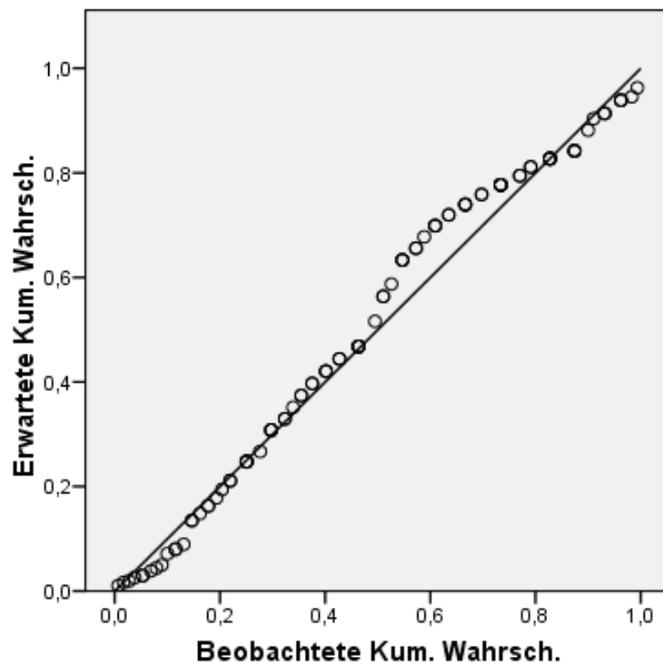


Abbildung 12: P-P-Normalverteilungsplot für das männliche Patientenkollektiv

## 3.2 Ergebnisse der computertomographischen Auswertung

### 3.2.1 Deskriptive Statistik

Bei der computertomographischen Auswertung wurden Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung des Alters der Patienten sowie der Beckenparameter Inklination und Anteversion bestimmt. Des Weiteren wurde das Hüftzentrum der Patienten ermittelt durch Bestimmung des Radius des Azetabulums und Messung des Abstandes des Azetabulums zur frontalen Beckenebene (Abstand\_Frontal) bzw. zur Sagittalen (Abstand\_Sagittal). Hierzu wurden die Parameter der rechten und linken Hüfte zur übersichtlichen Darstellung zusammengefasst, wodurch sich 336 Datensätze ergaben. Die Beckenverkipfung wurde als die frontale (Verk\_Frontal) und seitliche Verkipfung (Verk\_Seitlich) der frontalen Beckenebene gegenüber der Tischebene definiert, dabei tragen Werte einer Vorwärtsskipfung (Inklination) ein positives und Werte einer Rückwärtsskipfung (Reklination) ein negatives Vorzeichen. Ferner wurden als Lendenwirbelsäulenparameter die segmentalen COBB-Winkel zwischen den einzelnen Lendenwirbelkörpern sowie deren Summe bestimmt. Werte mit einem positiven Vorzeichen stehen für lordotische Winkel und Werte mit einem negativen Vorzeichen für kyphotische Winkel (Tabelle 4).

**Tabelle 4: Deskriptive Statistik über die gewonnenen Messwerte**

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Alter	336	18	86	56,92	15,76
Beckenparameter:					
Inklination (°)	336	24,6	69	53,336	6,45
Anteversion (°)	336	0,3	41,6	22,733	6,5637
Radius (mm)	336	23,1	33,7	28,161	2,3228
Abstand Frontal (mm)	336	27,9	72,1	54,294	6,0452
Abstand Sagittal (mm)	336	70	104,2	86,646	4,9641
VerkFrontal (°)	168	-22,1	37,4	-0,0726	6,51132
VerkSeitlich (°)	168	-7,9	10,3	-0,2917	2,79975
LWS-Parameter:					
Segmentale					
COBB-Winkel:					
COBB L5-L4 (°)	156	-2,3	13,2	2,5083	2,14617
COBB L4-L3 (°)	156	-0,7	6,5	1,5494	1,2048
COBB L3-L2 (°)	156	-0,8	5,3	0,9333	1,01138
COBB L2-L1 (°)	156	-5,6	4,4	0,1147	1,302
COBB-Winkel L1-L5:					
COBB_Summe (°)	156	0,2	19,2	5,1058	3,80445

Die Inklination reichte bei den Frauen von 35,8° bis 69,0° und lag im Mittel bei 53,0° (Abbildung 13).

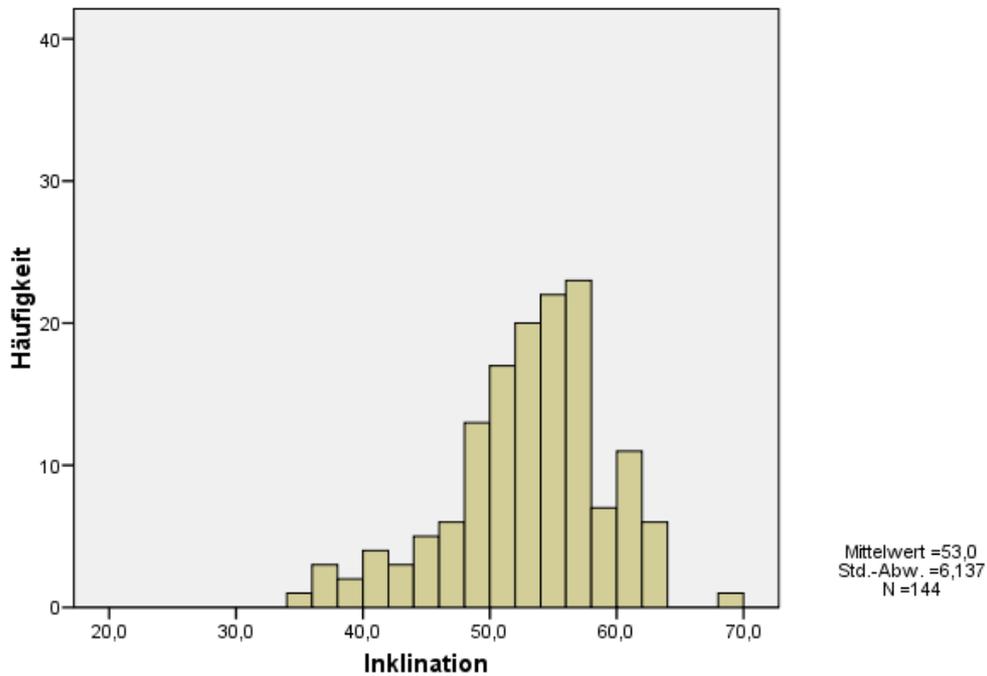


Abbildung 13: Streuung der Inklination beim weiblichen Geschlecht

Die Inklination lag bei den Männern zwischen 24,6° und 68,9°; im Mittel bei 53,6° (Abbildung 14).

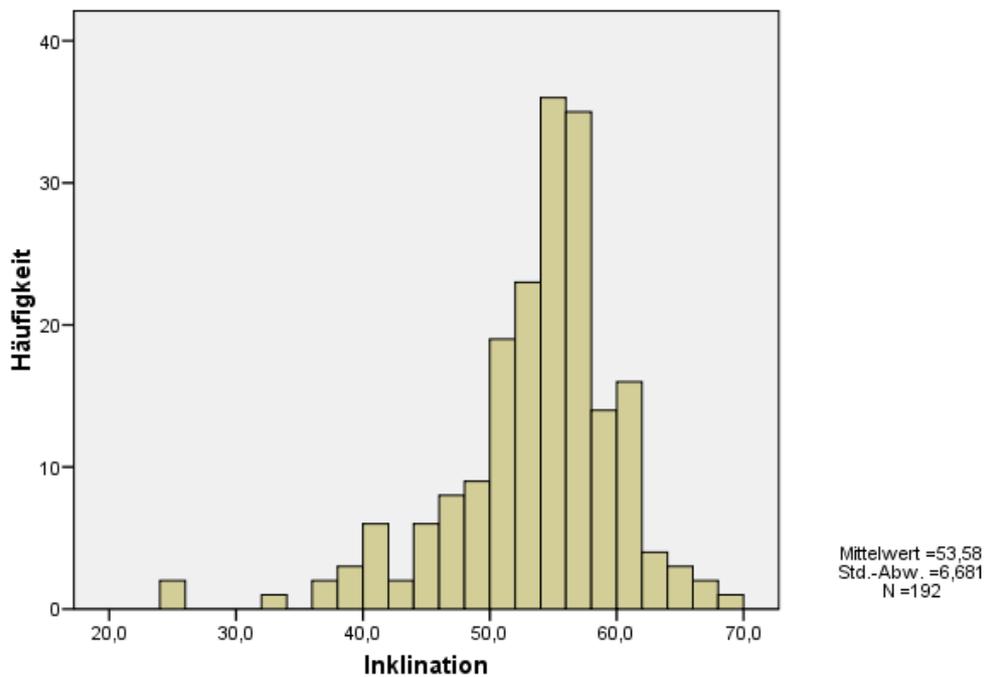


Abbildung 14: Streuung der Inklination beim männlichen Geschlecht

Die Anteversion streute zwischen  $0,3^\circ$  und  $41,6^\circ$  beim weiblichen Geschlecht, bei einem Mittelwert von  $24,6^\circ$ . Beim männlichen Geschlecht lag sie zwischen  $3,6^\circ$  und  $38,3^\circ$  mit einem Mittelwert von  $21,3^\circ$ . Eine Retroversionsstellung des Azetabulums wurde in keinem der Fälle beobachtet (Abbildung 15; Abbildung 16).

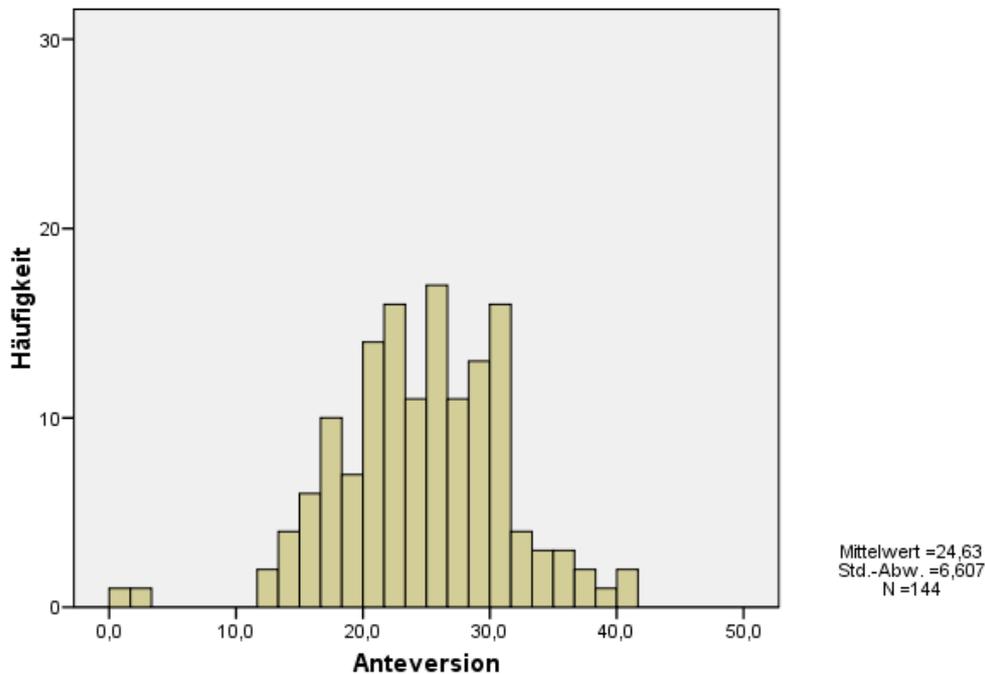


Abbildung 15: Streuung der Anteversion beim weiblichen Geschlecht

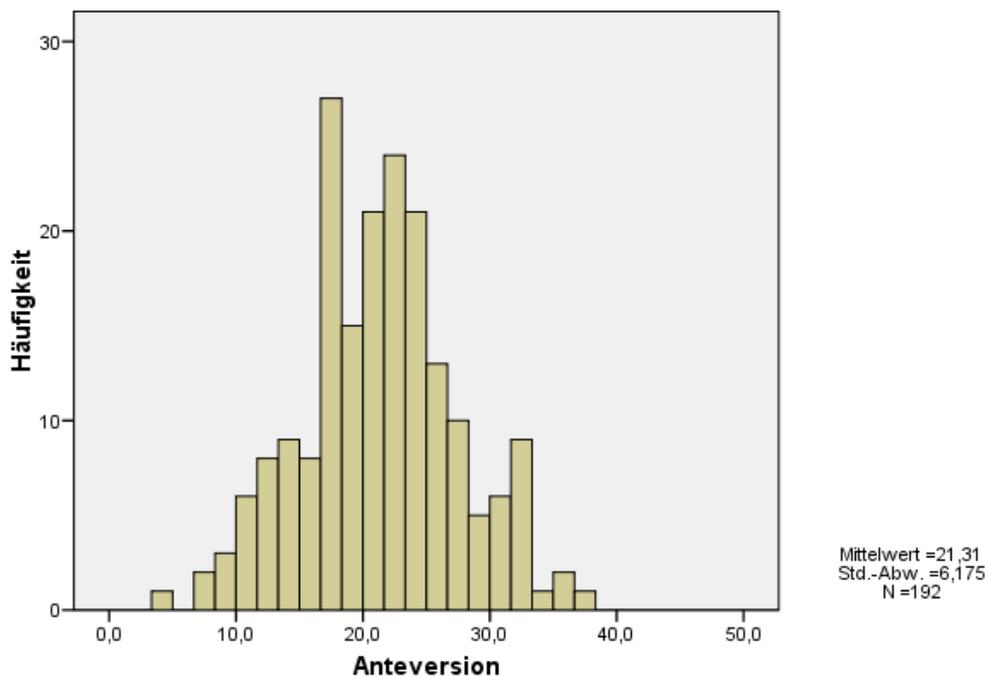


Abbildung 16: Streuung der Anteversion beim männlichen Geschlecht

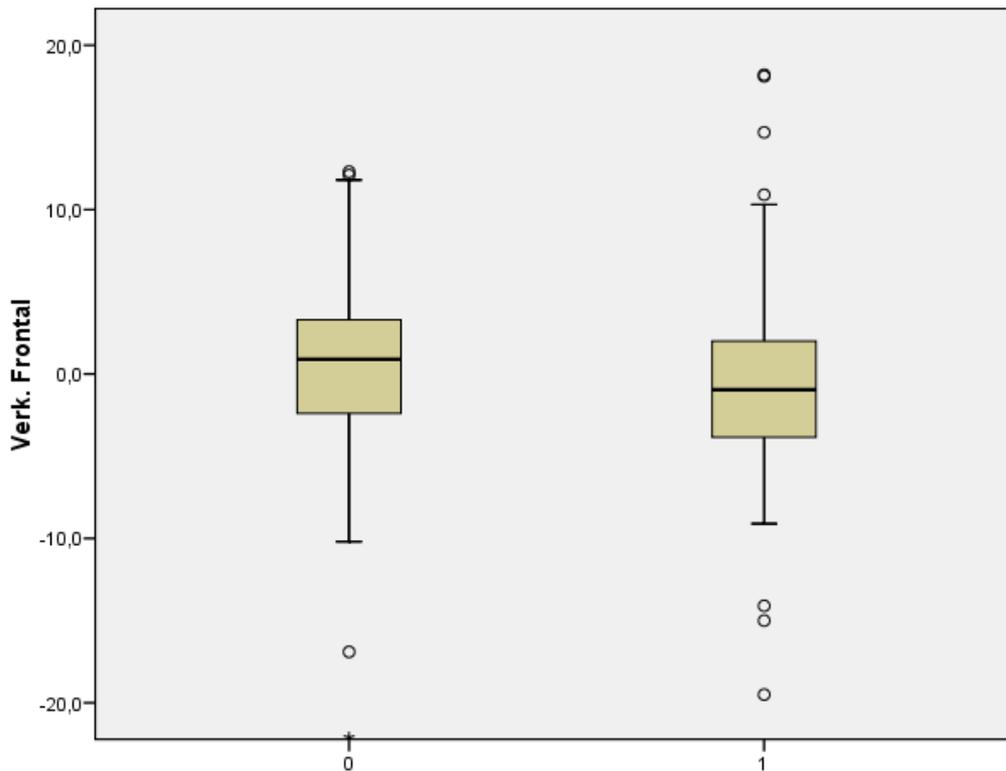
Bei den weiblichen Patienten variierte der Radius zwischen 23,1 mm und 29,3 mm und lag im Mittel bei 26,2 mm. Bei den männlichen Patienten lag die Streubreite zwischen 25,9 mm und 33,7 mm mit einem Mittelwert von 29,7 mm.

Das Hüftzentrum hatte bei den Frauen im Mittel einen Abstand von 52,6 mm zur frontalen Beckenebene und reichte von 39,7 mm bis 72,1 mm. Bei den Männern hingegen lag der Mittelwert für den Abstand des Hüftzentrums zur Frontalebene des Beckens bei 55,5 mm mit einer Streubreite von 27,9 mm bis 71,4 mm.

Der Abstand des Hüftzentrums zur Sagittalen betrug beim weiblichen Kollektiv 86,4 mm und streute zwischen 70,0 mm und 104,2 mm. Beim männlichen Kollektiv betrug die Distanz des Hüftzentrums zur sagittalen Beckenebene im Mittel 86,8 mm und reichte von 76,5 mm bis 100,4 mm.

Bei den Frauen streute die Beckenkipfung gegenüber der Tischebene von einer Rückwärtskipfung (Reklination) von 22,1° zu einer Vorwärtskipfung (Inklination) von 37,4° und lag im Mittel bei einer Inklination von 0,7°.

Bei den Männern ging die Beckenkipfung gegenüber der Tischebene von einer Reklination von 19,5° bis zu einer Inklination von 18,2° mit einem Mittel von einer Reklination von 0,6° (Abbildung 17).



**Abbildung 17: Streuung der Beckenkipfung (Verk. Frontal) gegenüber der Tischebene beim weiblichen = 0 und männlichen = 1 Geschlecht**

Die Summe der COBB-Lordosewinkel reichte bei den Frauen von  $0,3^\circ$  bis  $16,9^\circ$  mit einem Mittelwert von  $5,4^\circ$ . Bei den Männern lag die Summe der segmentalen COBB-Winkel der Lendenwirbelsäule zwischen  $0,2^\circ$  und  $19,2^\circ$  und lag im Mittel bei  $4,9^\circ$ .

### 3.2.2 Korrelationen

Eine Altersabhängigkeit der erhobenen Messwerte konnte in beiden Geschlechtergruppen nicht ermittelt werden. Ferner bestand keine Assoziation zwischen der gemessenen Inklination und Anteversion. Eine Beeinflussung der Inklination durch die Lage des Hüftzentrums und die frontale Beckenkipfung (pelvic tilt) konnte nicht beobachtet werden. Des Weiteren hatte die Distanz des Hüftzentrums zur sagittalen Beckenebene keinen Einfluss auf die detektierten Parameter Anteversion und Inklination.

Signifikante negative Korrelationen für die weibliche Klientel bestanden zwischen der Anteversion und dem Abstand zur frontalen Beckenebene und der Anteversion und der Beckenkipfung gegenüber der Tischebene (Verk. Frontal). Eine signifikante positive Korrelation zeigte sich zwischen der Beckenkipfung (Verk. Frontal) und der Lendenwirbellordose, die durch die Summe aller COBB-Winkel im lumbalen

Wirbelsäulenbereich definiert wurde. Dieser Zusammenhang konnte sowohl für die rechte, als auch für die linke Hüfte beobachtet werden (Tabelle 5; Tabelle 6).

**Tabelle 5: Korrelation ermittelter Parameter der linken Hüfte beim weiblichen Geschlecht**

		Anteversion_ li	Abstand Frontal_li	Verk. Frontal	COBB_ Summe
Anteversion_li	Korrelation nach Pearson	1	-,704(**)	-,559(**)	,118
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,336
	N	72	72	72	69
Abstand Frontal_li	Korrelation nach Pearson	-,704(**)	1	,457(**)	,041
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,000	,736
	N	72	72	72	69
Verk. Frontal	Korrelation nach Pearson	-,559(**)	,457(**)	1	,247(*)
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000		,041
	N	72	72	72	69
COBB_Summe	Korrelation nach Pearson	,118	,041	,247(*)	1
	Signifikanz (2-seitig)	,336	,736	,041	
	N	69	69	69	69

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

**Tabelle 6: Korrelation ermittelter Parameter der rechten Hüfte beim weiblichen Geschlecht**

		Anteversion_ re	Abstand Frontal_re	Verk. Frontal	COBB_ Summe
Anteversion_re	Korrelation nach Pearson	1	-,532(**)	-,583(**)	,041
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,736
	N	72	72	72	69
Abstand Frontal_re	Korrelation nach Pearson	-,532(**)	1	,551(**)	,147
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,000	,229
	N	72	72	72	69
Verk. Frontal	Korrelation nach Pearson	-,583(**)	,551(**)	1	,247(*)
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000		,041
	N	72	72	72	69
COBB_Summe	Korrelation nach Pearson	,041	,147	,247(*)	1
	Signifikanz (2-seitig)	,736	,229	,041	
	N	69	69	69	69

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Signifikante negative Korrelationen für die männliche Klientel bestanden zwischen der Anteversion und dem Abstand zur frontalen Beckenebene sowie der Anteversion und der Beckenkipfung (Verk. Frontal) gegenüber der Tischebene. Eine signifikante positive Korrelation konnte zwischen der Beckenkipfung (Verk. Frontal) und der Lendenwirbellordose gezeigt werden. Dies konnte sowohl für die rechte, als auch für die linke Hüfte beobachtet werden (Tabelle 7; Tabelle 8).

**Tabelle 7: Korrelation ermittelter Parameter der linken Hüfte beim männlichen Geschlecht**

		Anteversion_ li	Abstand Frontal_li	Verk. Frontal	COBB_ Summe
Anteversion_li	Korrelation nach Pearson	1	-,371(**)	-,352(**)	-,066
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,543
	N	96	96	96	87
Abstand Frontal_li	Korrelation nach Pearson	-,371(**)	1	,543(**)	,388(**)
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,000	,000
	N	96	96	96	87
Verk. Frontal	Korrelation nach Pearson	-,352(**)	,543(**)	1	,345(**)
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000		,001
	N	96	96	96	87
COBB_Summe	Korrelation nach Pearson	-,066	,388(**)	,345(**)	1
	Signifikanz (2-seitig)	,543	,000	,001	
	N	87	87	87	87

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

**Tabelle 8: Korrelation ermittelter Parameter der rechten Hüfte beim männlichen Geschlecht**

		Anteversion_ re	Abstand Frontal_re	Verk. Frontal	COBB_ Summe
Anteversion_re	Korrelation nach Pearson	1	-,361(**)	-,346(**)	-,013
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,001	,906
	N	96	96	96	87
Abstand Frontal_re	Korrelation nach Pearson	-,361(**)	1	,506(**)	,318(**)
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,000	,003
	N	96	96	96	87
Verk. Frontal	Korrelation nach Pearson	-,346(**)	,506(**)	1	,345(**)
	Signifikanz (2-seitig)	,001	,000		,001
	N	96	96	96	87
COBB_Summe	Korrelation nach Pearson	-,013	,318(**)	,345(**)	1
	Signifikanz (2-seitig)	,906	,003	,001	
	N	87	87	87	87

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

### 3.2.3 Prüfung auf Normalverteilung

Mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurden nach Frauen und Männern separiert alle erhobenen Messwerte auf Normalverteilung überprüft. Eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung bestand lediglich bei der Inklination der Männer ( $p < 0,05$ ), sodass für den Rangvergleich der Inklination zwischen Mann und Frau darauffolgend ein nichtparametrischer Test (U-Test nach Mann und Whitney) zur Anwendung kam. Bei den übrigen Parametern konnte ein Mittelwertvergleich mittels des Student-t-Tests erfolgen. Tabelle 9 und Tabelle 10 zeigen das Ergebnis des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests für die Inklination, die Anteversion, den Radius und den Abstand zur frontalen Beckenebene (Abstand\_Frontal).

**Tabelle 9: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest für das weibliche Geschlecht**

		Inklination	Anteversion	Radius	Abstand Frontal
N		144	144	144	144
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	53,005	24,63	26,163	52,623
	Standardabweichung	6,1365	6,6066	1,4128	5,1597
Extremste Differenzen	Absolut	0,073	0,065	0,067	0,083
	Positiv	0,044	0,065	0,049	0,083
	Negativ	-0,073	-0,036	-0,067	-0,033
Kolmogorov-Smirnov-Z		0,88	0,78	0,799	0,994
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,421	0,576	0,546	0,276

**Tabelle 10: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest für das männliche Geschlecht**

		Inklination	Anteversion	Radius	Abstand Frontal
N		192	192	192	192
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	53,584	21,31	29,659	55,547
	Standardabweichung	6,6806	6,1755	1,6445	6,3624
Extremste Differenzen	Absolut	0,112	0,041	0,053	0,098
	Positiv	0,06	0,041	0,03	0,08
	Negativ	-0,112	-0,035	-0,053	-0,098
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,551	0,564	0,73	1,356
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,016	0,908	0,661	0,051

### 3.2.4 Geschlechterspezifischer Parametervergleich

#### 3.2.4.1 Auswertung des t-Tests für unabhängige Stichproben

Die Auswertung des t-Tests ergab, dass es keinen signifikanten Altersunterschied zwischen beiden Geschlechtern gab ( $p > 0,05$ ). Des Weiteren zeigte der Mittelwertvergleich zwischen beiden Geschlechtergruppen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Abstandes des Hüftzentrums zur Sagittalen, bezüglich der Beckenkipfung (pelvic tilt) sowie bezüglich der Summe der segmentalen COBB-Winkel der Lendenwirbelsäule ( $p > 0,05$ ).

Ferner unterschieden sich die Mittelwerte für die Anteversion, den Radius und den Abstand des Hüftzentrums zur frontalen Beckenebene signifikant zwischen beiden Geschlechtergruppen ( $p < 0,05$ ). Die Mittelwertunterschiede der hüftspezifischen Parameter konnten sowohl für die linke als auch die rechte Seite dargestellt werden (Tabelle 11).

**Tabelle 11: Geschlechterspezifischer Parametervergleich mittels T-Test**

		Levene-Test der		T-Test für die Mittelwertgleichheit			
		Varianzgleichheit					
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz
Alter	Varianzen sind gleich	2,067	0,152	0,552	166	0,582	1,361
	Varianzen sind nicht gleich			0,562	161,578	0,575	1,361
Anteversion_li	Varianzen sind gleich	0,427	0,514	3,569	166	0	3,6826
	Varianzen sind nicht gleich			3,528	146,028	0,001	3,6826
Radius_li	Varianzen sind gleich	1,688	0,196	-14,337	166	0	-3,5344
	Varianzen sind nicht gleich			-14,671	163,33	0	-3,5344
Abstand Frontal_li	Varianzen sind gleich	0,037	0,848	-2,998	166	0,003	-2,7441
	Varianzen sind nicht gleich			-3,06	162,511	0,003	-2,7441
Anteversion_re	Varianzen sind gleich	0,177	0,675	3,099	166	0,002	2,9573
	Varianzen sind nicht gleich			3,078	149,029	0,002	2,9573
Radius_re	Varianzen sind gleich	0,869	0,353	-14,53	166	0	-3,4569
	Varianzen sind nicht gleich			-14,825	162,368	0	-3,4569
Abstand Frontal_re	Varianzen sind gleich	0,749	0,388	-3,378	166	0,001	-3,1049
	Varianzen sind nicht gleich			-3,511	165,961	0,001	-3,1049

### 3.2.4.2 Auswertung des U-Tests nach Mann und Whitney

Der Rangvergleich beim U-Test zeigte, dass hinsichtlich der Inklination kein signifikanter Unterschied zwischen dem weiblichen und männlichen Geschlecht vorlag ( $p > 0,05$ ). Dieser Sachverhalt konnte für beide Hüften dargestellt werden.

### 3.2.5 Regressionsanalyse

Die Regressionsanalyse lässt erkennen, dass sich bei Frauen und bei Männern die Anteversion in Abhängigkeit vom Abstand des Hüftzentrums von der frontalen Beckenebene darstellen lässt. Bei einem mittleren Abstand der frontalen Beckenebene von 52,6 mm bei den Frauen beträgt die Anteversion 24,6°. Bei einem mittleren Abstand von 55,5 mm bei den Männern beträgt die Anteversion 21,3°. Innerhalb des Bereichs der einfachen Standardabweichung des Abstandes zur Frontalebene ( $MW \pm 1SD$ ) verändert sich die Anteversion bei den Frauen um 8,3° und bei den Männern um 4,5°. Die Beziehung ist in Abbildung 18 und Abbildung 19 dargestellt.

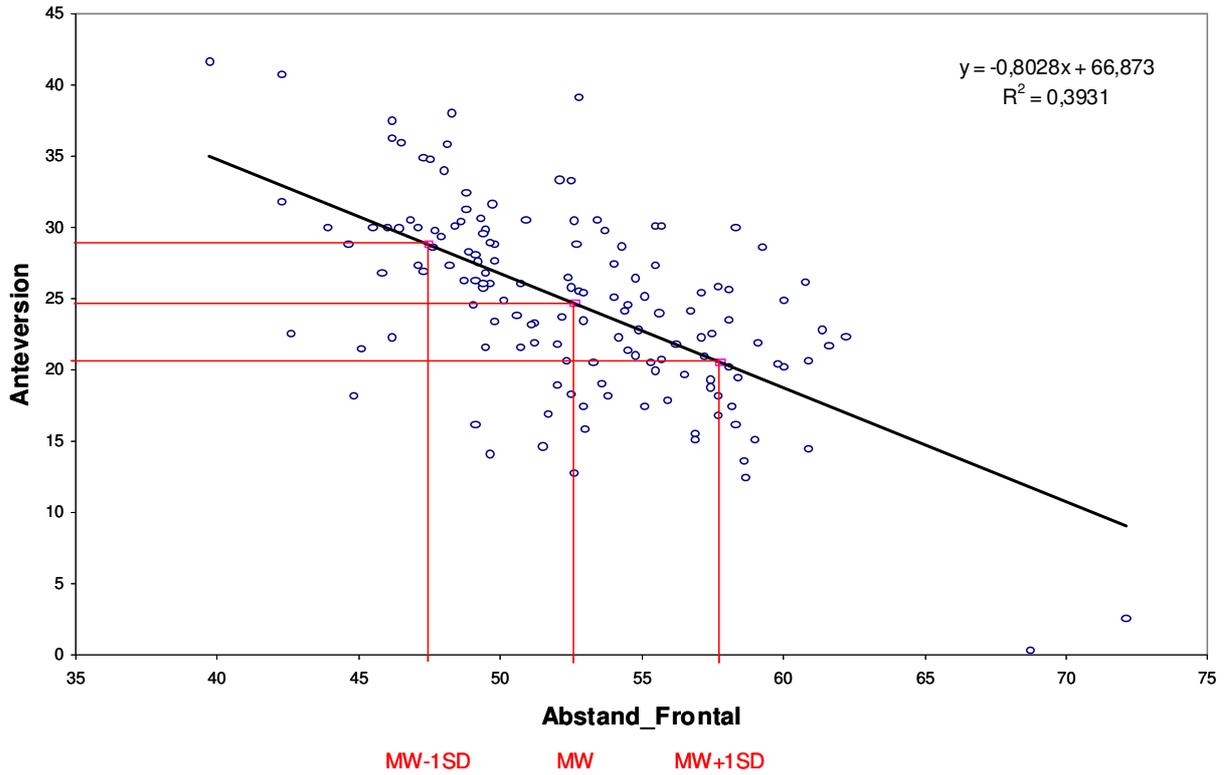


Abbildung 18: Kurvenanpassung der Parameter Anteversion und Abstand\_Frontal bei Frauen

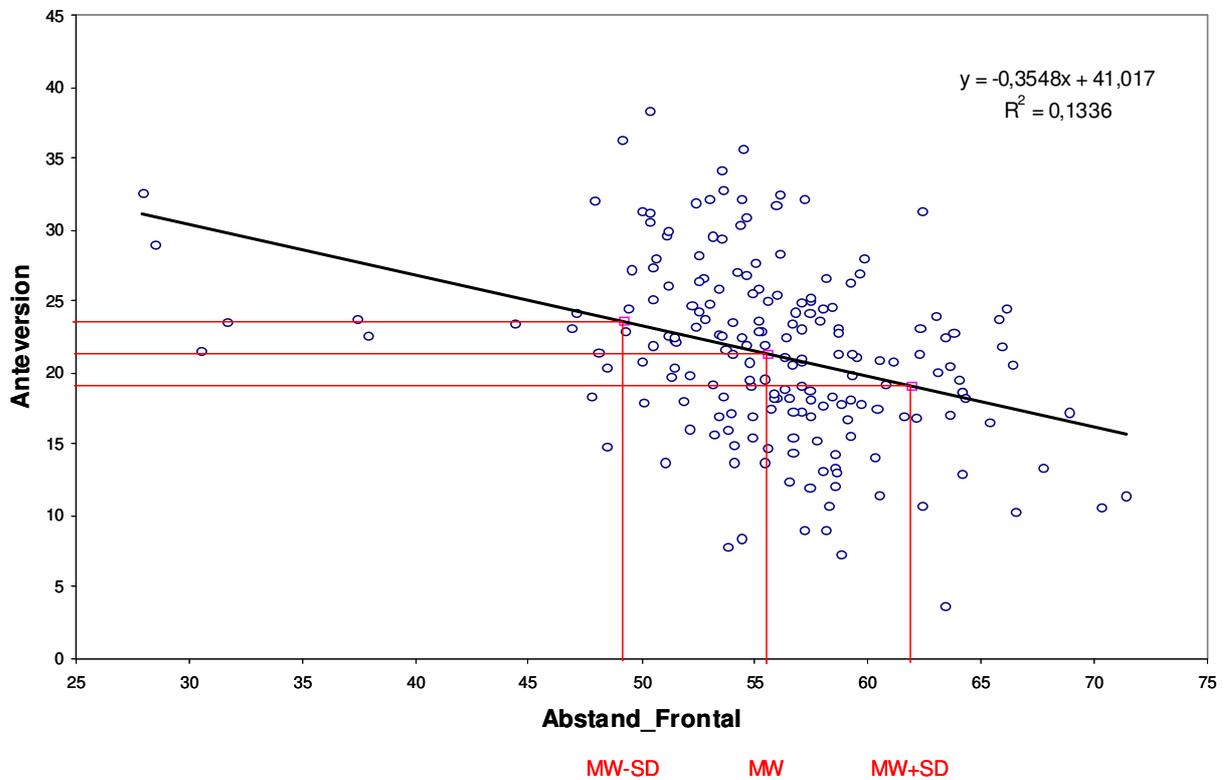


Abbildung 19: Kurvenanpassung der Parameter Anteversion und Abstand\_Frontal bei Männern

### 3.3 Validität der Messergebnisse

Die computertomographische Auswertung wurde für 30 randomisiert ausgewählte Patienten wiederholt. Die Werte der zweiten Messung wurden mit denen der ersten Messung mit einem t-Test bei gepaarten Stichproben verglichen. Die Auswertung des t-Tests (Tabelle 12) zeigt, dass es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den hüftspezifischen Werten der ersten und zweiten Messung gibt ( $p > 0,05$ ).

**Tabelle 12: Validitätsprüfung mittels t-Test bei gepaarten Stichproben**

		Gepaarte Differenzen		T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung			
Paaren 1	Inklination_li - Inklination_li*	-0,13565	1,36147	-0,546	29	0,589
Paaren 2	Anteversion_li - Anteversion_li*	0,0438	0,42481	0,565	29	0,577
Paaren 3	Radius_li - Radius_li*	0,04858	0,24458	1,088	29	0,286
Paaren 4	Abstand Frontal_li - Abstand Frontal_li*	0,07739	0,82071	0,516	29	0,609
Paaren 5	Abstand Sagittal_li - Abstand Sagittal_li*	0,05017	1,17362	0,234	29	0,817
Paaren 6	Inklination_re - Inklination_re*	0,35968	1,36281	1,446	29	0,159
Paaren 7	Anteversion_re - Anteversion_re*	0,00155	0,53391	0,016	29	0,987
Paaren 8	Radius_re - Radius_re*	-0,00359	0,28852	-0,068	29	0,946
Paaren 9	Abstand Frontal_re - Abstand Frontal_re*	0,25691	1,04248	1,35	29	0,188
Paaren 10	Abstand Sagittal_re - Abstand Sagittal_re*	-0,38106	1,09079	-1,913	29	0,066
Paaren 11	Verk. Frontal - Verk. Frontal*	-0,05207	0,44169	-0,646	29	0,524

\* Wert der 2. Messung

## **4 Diskussion**

### **4.1 Diskussion der Hauptergebnisse**

#### **4.1.1 Allgemeines**

Die vorliegende Studie, die die Pfannenausrichtung an 336 Hüftgelenken (168 Patienten) untersucht, ist die bisher größte beschriebene zu diesem Thema. Eine Genehmigung der Studie von der Ethikkommission und der Strahlenschutzbehörde war nicht erforderlich, da die Rekrutierung der Patienten aus der vorhandenen Datenbank der Radiologischen Klinik der Charité erfolgte. Die weiteren Stärken der Studie liegen einerseits in der Höhe der Patientenzahl, der gleichen Alterszusammensetzung der beiden Geschlechtergruppen, der hohen Auflösung der CT-Bilder und andererseits in der Validitätsprüfung, bei der bei 30 zufällig ausgewählten Patienten die Auswertung der CT-Bilder wiederholt wurde. Die Auswertung des t-Tests für abhängige Stichproben zeigte keine signifikanten Unterschiede der Hüft-spezifischen Parameter zwischen der ersten und zweiten Messung und stellt somit ein wichtiges Kriterium für die Reproduzierbarkeit der gewonnenen Messwerte dar.

#### **4.1.2 Ausrichtung des Azetabulums beim weiblichen Geschlecht**

Die mittlere Inklination bei den Frauen betrug  $53,0^\circ$  mit einer Streuung zwischen  $35,8^\circ$  und  $69,0^\circ$ . Der Mittelwert liegt damit weit höher als in der Studie von Stem et al. (87), ist niedriger als bei der Untersuchung von Murtha et al. (88) und nahezu identisch mit den Beobachtungen von Murphy et al. (83). Die Streubreite fällt in unserer Evaluation allerdings größer aus als im Literaturvergleich.

Die mittlere Anteversion bei den Frauen betrug  $24,6^\circ$  mit einer Streubreite von  $0,3^\circ$  bis  $41,6^\circ$ . Im Vergleich mit der Literatur zeigen sich ähnliche Werte für die mittlere Anteversion und den mittleren Radius bei der Frau (88).

#### **4.1.3 Ausrichtung des Azetabulums beim männlichen Geschlecht**

Die Inklination lag bei den Männern im Mittel bei  $53,6^\circ$  ( $24,6^\circ - 68,9^\circ$ ) und liegt ebenfalls über den Werten von Stem et al. (87) und unter denen von Murtha et al. (88).

Die Anteversion verteilte sich zwischen  $3,6^\circ$  und  $38,3^\circ$  mit einem Mittelwert von  $21,3^\circ$ . Damit liegen die Werte in einem Bereich, der identisch ist mit dem in der Literatur beschriebenen (88).

Auch hier zeigte sich eine relativ höhere Streubreite der ermittelten Werte als im Literaturvergleich.

#### **4.1.4 Geschlechterspezifische Unterschiede**

Die vorliegende Studie konnte geschlechterspezifische Unterschiede bezüglich der azetabulären Lokalisation und Ausrichtung an 336 Hüftgelenken aufzeigen. Signifikant unterschieden sich die Mittelwerte für die Anteversion und den Radius der Hüftpfanne sowie für den Abstand des Hüftzentrums zur frontalen Beckenebene zwischen beiden Geschlechtern. Die Anteversion fiel im Mittel bei der Frau um  $3,3^\circ$  höher und beim Radius um 3,5 mm niedriger aus als beim Mann. Die Studie nach Murtha et al. (88) beschreibt ähnliche Unterschiede, die allerdings bezüglich der Anteversion etwas höher ( $4,8^\circ$ ) und bezüglich des Radius niedriger (1,7 mm) ausfallen.

Gleichzeitig korrelierte ein stärker anterior gelegenes Hüftzentrum mit einer zunehmenden Anteversion des Azetabulums. Diese Korrelation fällt beim weiblichen Geschlecht ( $R^2 = 0,39$ ) stärker aus als beim männlichen ( $R^2 = 0,13$ ).

Auf der einen Seite fiel zwar die Patientenrekrutierung zu Gunsten der Männer aus, auf der anderen Seite unterscheidet sich die Alterszusammensetzung der Geschlechtergruppen jedoch nicht signifikant. Des Weiteren ist das Alter in beiden Gruppen normalverteilt, sodass eine Beeinflussung der Unterschiede zwischen Mann und Frau durch eine inhomogene Gruppenzusammensetzung ausgeschlossen werden kann.

#### **4.1.5 Lage des Hüftzentrums**

Der mittlere Abstand des Hüftzentrums zur frontalen Beckenebene betrug 54,3 mm und zur Sagittalen 86,6 mm, dabei unterschied sich die Lokalisation in Bezug zur frontalen Beckenebene signifikant zwischen dem weiblichen und männlichen Geschlecht. Insbesondere bei den Frauen ging eine stark anteriore Lage des Hüftzentrums mit einer erhöhten und eine stark posteriore Lage mit einer erniedrigten Anteversion einher. Innerhalb des Bereichs der einfachen Standardabweichung des Abstands zur frontalen Beckenebene ( $MW \pm SD$ ) veränderte sich die Anteversion des nativen nicht-

arthrotischen Beckens bei den Frauen um  $8,3^\circ$  und bei den Männern um  $4,5^\circ$ . Vor diesem Hintergrund scheint insbesondere bei den Frauen die klinische Überprüfung einer individuellen Anteversion in Abhängigkeit des Abstandes zur frontalen Beckenebene als begründet. Zu diesem Zweck könnten Navigationssysteme eingesetzt werden, die die lokalisationsabhängige Anteversionsstellung inkludieren, da sich die frontale Beckenebene als Referenz gut reproduzierbar nutzen lässt und die Navigation eine Präzision von  $\pm 5^\circ$  in der klinischen Praxis hat (93; 94).

#### **4.1.6 Altersabhängige Korrelationen**

Eine altersabhängige Beeinflussung der gemessenen Parameter nach abgeschlossenem Wachstum konnte nicht ermittelt werden. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen anderer Studien (87; 88).

### **4.2 Wertung der Hauptergebnisse**

#### **4.2.1 Wertung im Literaturvergleich**

Die Studie nach Murtha et al. (88) hat eine kleine Patientengruppe von 22 Frauen und 20 Männern untersucht. Sie stellen in ihrer Analyse fest, dass für einen Unterschied von  $3^\circ$  in der Anteversion zwischen Mann und Frau eine Fallzahl von mindestens 90 Patienten benötigt würde, um eine post hoc power von 80% zu erreichen. Dabei war die Indikation für die Erstellung der CT-Bilder bei allen Patienten jeweils eine degenerative Gelenkveränderung der kontralateralen Seite. Die jeweils andere Seite wurde von einem Chirurgen mittels eines Röntgenbildes als gesund befunden. Diese Herangehensweise der Patientenrekrutierung spricht nicht für eine homogene Altersverteilung. Ferner fehlen Angaben zur Altersverteilung in den beiden Geschlechtergruppen. Des Weiteren wurden die Daten nur von einem Untersucher erhoben und es wurde keine Validitätsprüfung durchgeführt.

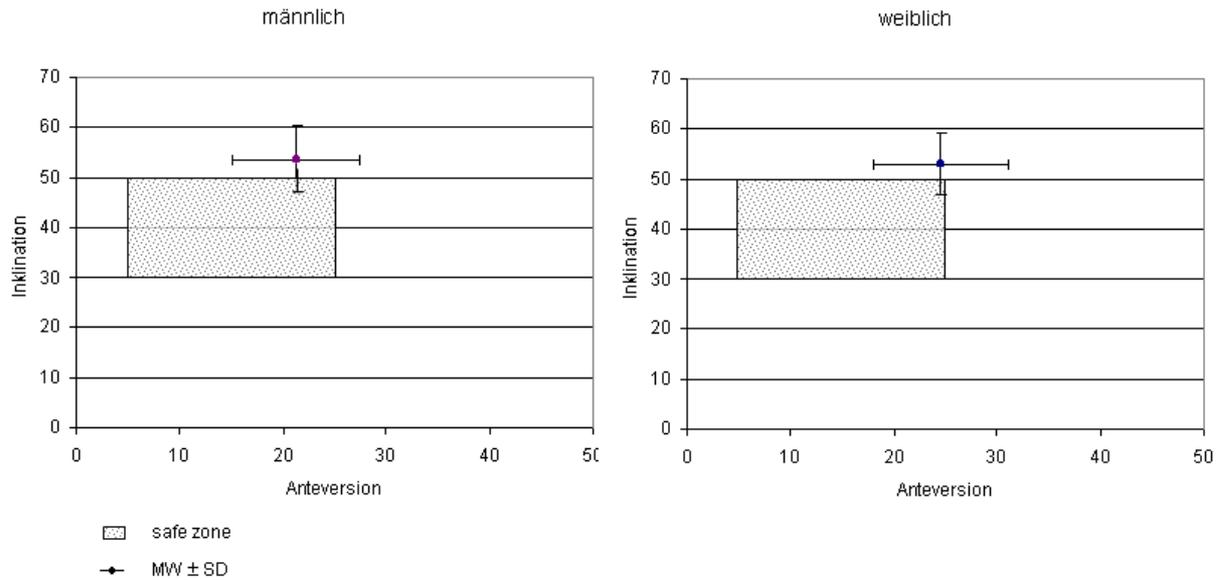
Die Arbeit von Stem et al. (87) untersuchte 100 CT-Bilder, die wegen einer nicht-orthopädischen Fragestellung aufgenommen wurden. Das Alter verteilte sich zwischen 18 und 88 Jahren, allerdings fehlt eine Aussage darüber, ob die Alterszusammensetzung der Frauen- und Männergruppe homogen und normalverteilt war. Die Daten wurden ebenfalls nur von einem Beobachter aufgenommen und es wurde keine Validitätsprüfung durchgeführt, um die Wiederholbarkeit der Messdaten zu überprüfen. Ferner wurde der Einfluss der Beckenkipfung auf die Anteversion und

Inklination nicht untersucht und es wurden keine Ausschlusskriterien definiert, um den Einfluss von dysplastisch oder arthrotisch veränderten Hüftgelenken auf die Analyse auszuschließen. Dabei wurde eine fragwürdige Methodik angewandt, mit der die azetabuläre Inklination gemessen wurde. Der Winkel wurde zwischen einer gedachten Linie, die sich von der Tränenfigur bis zum lateralen Azetabulum erstreckt und einer gedachten Linie zwischen beiden Tubera ischiadica gemessen. Diese Vorgehensweise entspricht weder der anatomischen, der operativen, noch der radiologischen Definition der Messung der Pfannenausrichtung nach Murray (92). Dies könnte erklären, warum die Inklination bei Stem et al. (87) gegenüber den in der Literatur beschriebenen Werten viel geringer ausfällt.

#### **4.2.2 Klinische Bedeutung**

Lewinnek et al. (43) definierte 1978 eine radiologische safe zone für die Ausrichtung der Gelenkpfanne bei posterolateralem Zugangsweg von  $40^\circ \pm 10^\circ$  für die Inklination und  $15^\circ \pm 10^\circ$  für die Anteversion. Er beschrieb eine Luxationsrate von nur 1,5% innerhalb dieses sicheren Bereiches, allerdings stützt er seine Untersuchung auf nur 9 untersuchte Dislokationen. Andere Autoren kommen zu ähnlichen Ergebnissen (32; 50).

Damit sind unsere Ergebnisse der Ausrichtung des nativen Azetabulums, die sich im Gegensatz zu Lewinnek et al. (43) auf die frontale Beckenebene beziehen, sowohl bei der Frau als auch beim Mann bezüglich der Inklination oberhalb dieser safe zone und bezüglich der Anteversion im oberen Grenzbereich der von Lewinnek (43) beschriebenen Zone für den artifiziellen Gelenkersatz. Dieser Sachverhalt wird durch die Abbildung 20 verdeutlicht.



**Abbildung 20: Anatomische Orientierung des Azetabulums im Vergleich zu der von Lewinnek et al. (43) definierten radiologischen safe zone**

Um ein Impingement und eine Luxation zu vermeiden, ermittelten McCollum und Gray (82) einen sicheren Bereich zwischen 30° und 50° für die Inklination und zwischen 20° und 40° für die Anteversion.

Dorr und Wan (95) definierten die Malposition einer Gelenkpfanne als eine Anteversion von weniger als 15° oder mehr als 30° sowie eine Inklination von mehr als 55°.

Ali Kahn et al. (96) beschrieb die radiologische Anteversion von mehr als 15° als übermäßig, wenn die Inklination gleichzeitig 50° überschreite. Des Weiteren konnte er keinen Einfluss des chirurgischen Zugangsweges auf die Inzidenz von Luxationen feststellen, allerdings beschrieb er eine falsche Pfannenpositionierung bei mehr als der Hälfte seiner untersuchten Patienten.

Im Gegensatz dazu konnten einige Autoren (97 - 100) keine Assoziation zwischen der Pfannenposition und der Dislokationsrate feststellen und sind der Auffassung, dass der Inklinationswinkel als Risikofaktor für Luxationen überbewertet werden würde.

Eine Übersicht über die kontroversen Studien, die den Einfluss der Pfannenorientierung auf eine mögliche postoperative Luxation untersucht haben, zeigt Tabelle 13.

**Tabelle 13: Studienübersicht: Einfluss der Pfannenorientierung auf die Luxationsrate**

<b>Autor</b>	<b>Jahr der Publikation</b>	<b>Anzahl der untersuchten Luxationen</b>	<b>Kontrollgruppe</b>	<b>Ermittlung Sichere Zone</b>	<b>Pfannenorientierung beeinflusst Luxationsrate</b>
Coventry et al. (101)	1974	47	nein	k.A.	ja
Lewinnek et al. (43)	1978	9	ja	ja	ja
Fackler und Poss (102)	1980	34	ja	nein	ja
Ali Khan et al. (96)	1981	142	nein	ja	ja
Lindberg et al. (100)	1982	45	ja	nein	nein
Woo und Morrey (36)	1982	38	nein	k.A.	nein
Dorr et al. (32)	1983	39	ja	ja	ja
Kristiansen et al. (103)	1985	21	ja	ja	ja
Herrlin et al. (99)	1988	15	ja	k.A.	nein
Kohn et al. (104)	1997	20	nein	ja	ja
Paterno et al. (97)	1997	32	ja	nein	nein
Yuan und Shih (105)	1999	62	nein	ja	ja
Biedermann et al. (106)	2004	137	ja	ja	ja

Die Erkenntnisse einiger Studien basieren auf nur geringen Fallzahlen (43; 99; 103; 104). Ferner wurde von den meisten Autoren die Messmethodik für die azetabuläre Ausrichtung nicht evaluiert, sodass die Ergebnisse der verschiedenen Untersuchungen aufgrund der unterschiedlichen Definitionen für die Anteversion (92) nur approximativ miteinander verglichen werden können. Des Weiteren hatten einige Studien nur eine geringe statistische Aussagekraft (36; 102; 105) oder es fehlten Kontrollgruppen (36; 96; 101; 104; 105). Einige Untersuchungen unterschieden nicht zwischen Primär- und Revisionsoperationen (32; 43; 101; 102; 105) oder zwischen anteriorer und posteriorer Luxation (36; 96; 102; 105).

Die bestmögliche Ausrichtung der Gelenkpfanne für die höchste Luxationssicherheit muss nicht unbedingt mit der bestmöglichen Ausrichtung für die höchste Range of Motion einhergehen (107). Die optimale Range of Motion nach einer Hüft-Totalendoprothese sollte postoperativ den Patienten dazu befähigen den Alltag zu bewältigen, ohne dabei der Gefahr eines Impingements ausgesetzt zu sein (108).

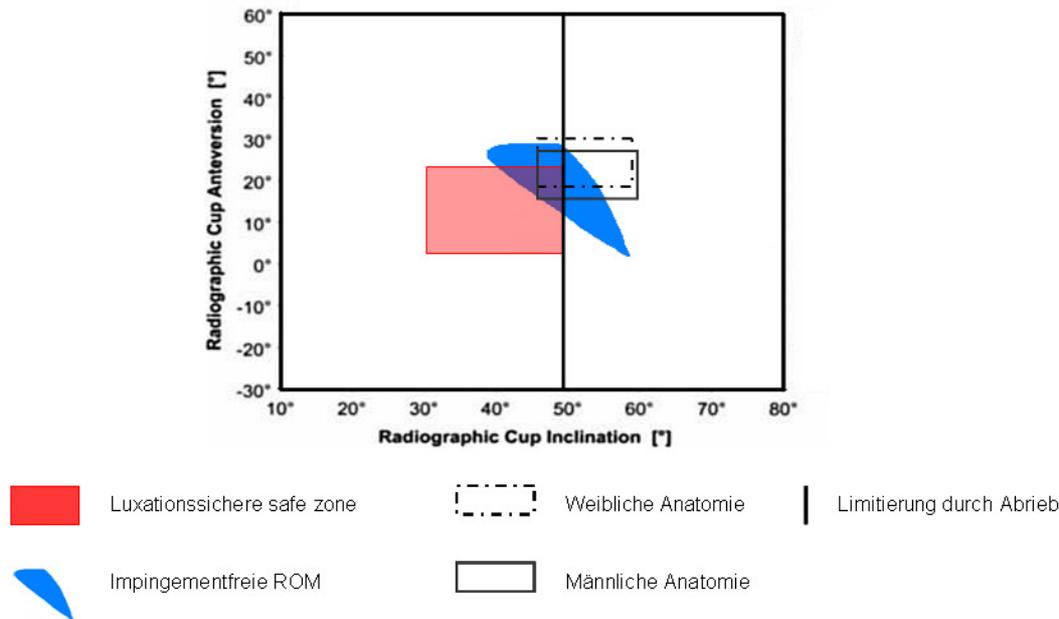
Dieser Bewegungsumfang eines artifiziiellen Hüftgelenks hängt von verschiedenen Faktoren ab, wie den Implantationsparametern Inklination und Anteversion, der Antetorsion, dem CCD-Winkel und der Kopf-Hals-Ratio des Schenkelhalses. Die Range of Motion ist somit von der Ausrichtung beider Komponenten einer Totalendoprothese, aber auch von der präoperativen Beweglichkeit des Hüftgelenks abhängig (109).

Widmer et al. (109) konnte an einem mathematischen Modell zeigen, dass für eine optimale Range of Motion geringe Inklinationen der Hüftpfanne ( $38^{\circ}$  -  $42^{\circ}$ ) mit nur einer geringen Variationsbreite für die Anteversion einhergehen. Auf der anderen Seite können höhere Inklinationen ( $48^{\circ}$  -  $50^{\circ}$ ), wie sie auch im nativen Becken vorkommen mit einem größeren Bereich der Anteversion kombiniert werden.

Kombinationen aus geringer Inklination und geringer Anteversion reduzieren die Flexion, Extension und Abduktion im künstlichen Gelenk und erhöhen das Risiko für ein anteriores Impingement und führen zu postero-superioren Luxationen (43; 109).

Obwohl hohe Inklinationen helfen die Range of Motion zu erhöhen, zeigen einige Studien, dass bei einer Inklination über  $50^{\circ}$  bei Metall-Metall-Prothesen (110) bzw. über  $45^{\circ}$  bei Metall-Polyethylen-Implantaten (111) die Abriebrate signifikant zunimmt. Andererseits können hohe Anteversionswinkel die Kontaktspannung zwischen beiden Prothesenkomponenten minimieren (111).

Mit notwendiger Reduktion der nativen Inklination im Rahmen des artifiziiellen Gelenkersatzes, bedingt durch das Abriebverhalten, limitiert sich gleichermaßen die impingementfreie Anteversionsstellung des Pfannenimplantates (109). Des Weiteren scheint eine geschlechterdifferenzierte Modifikation der Anteversion aufgrund des vorliegenden Datenmaterials begründet zu sein. Die Abbildung 21 zeigt die resultierende Pfannenorientierung für Frauen und Männer, die die safe zone, die Range of Motion (ROM), die Abriebrate und anatomische Gegebenheiten respektiert.



**Abbildung 21: Resultierende Pfannenorientierung unter Beachtung der safe zone, der Range of Motion, des Abriebs und der Anatomie modifiziert nach Widmer et al. (109)**

### 4.3 Einfluss der Beckenkipfung auf die Pfannenausrichtung

Verschiedene Autoren (112 - 114) konnten zeigen, dass eine während der Operation vorhandene Beckenkipfung wesentlichen Einfluss auf die Bestimmung des Anteversionswinkels hat.

Babisch et al. (112) beschrieb in seiner Arbeit, dass die anteriore Beckenkipfung in der liegenden Position für die meisten Patienten nicht neutral sei, sondern im Mittel mit einer Vorwärtskipfung (Inklination) von  $8,9^\circ \pm 6,8^\circ$  einhergehe. Ferner sei die Beckenkipfung bei Frauen und bei Patienten mit einer Hüft dysplasie signifikant höher als im Vergleich zu anderen Patienten.

Diese Beobachtungen konnten in der vorliegenden Arbeit nicht gemacht werden. Unsere Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen der Beckenkipfung beim Mann und der Frau. Sie lag bei den Frauen im Mittel bei einer Inklination von  $0,7^\circ$  und bei den Männern bei einer Reklination von  $0,6^\circ$  und somit deutlich unter den von Babisch et al. (112) beobachteten Werten. Limitiert wird die Arbeit von Babisch et al. (112) allerdings dadurch, dass zu den Einschlusskriterien sowohl Hüft dysplasie und Hüftarthrose zählten, die Fallzahl nur 30 Patienten betrug und vorwiegend Frauen untersucht wurden.

Babisch et al. (112) postulierte, dass die anteriore Beckenkipfung in der liegenden Position signifikant größer als in der stehenden Position sei und beim Aufrichten im Mittel um  $5,4^\circ \pm 4,6^\circ$  rekliniere. Dies beeinflusst die Messung der Anteversion während der Implantation der Totalendoprothese, wenn sie in Bezug zur Tischebene gemessen wird (konventionelles Koordinatensystem). Er entwickelte ein Normogramm, mit welchem die Implantationsparameter aus dem konventionellen in das anatomische Koordinatensystem mit der frontalen Beckenebene als Bezugsebene konvertiert werden können, um sie in der Navigationstechnik für die Beckenkipfung korrigiert nutzen zu können.

Unsere Studie konnte zeigen, dass die Anteversion mit zunehmender individueller Beckenkipfung abnimmt und dass die Lendenwirbellordose die Beckenkipfung beeinflusst.

#### **4.4 Limitierung der eigenen Studie**

Auf der einen Seite wurde in dieser Studie eine Validitätsprüfung durchgeführt, auf der anderen Seite wurden sowohl die Daten der ersten Messung als auch die der zweiten Messung nur durch einen Beobachter erhoben. Wissenschaftlich noch aussagekräftiger wäre eine Erhebung der Daten durch mindestens drei Beobachter und die darauffolgende Bestimmung des mittleren Fehlers und damit der Genauigkeit der Datenerhebung. Der Einfluss von Torsion und CCD-Winkel des Schenkelhalses sowie Offset und Muskelvolumen des Femurs auf die Stellung der Gelenkpfanne wurde nicht erhoben. Trotz der großen Fallzahl wurden keine retrovertierten Azetabula ermittelt. Da allerdings eine Assoziation von retrovertierten Azetabula mit arthrotischen Veränderungen am Hüftgelenk besteht und Arthrose als Ausschlusskriterium definiert wurde, kann dies darin begründet liegen.

#### **4.5 Offene Fragen und weiterer Forschungsbedarf**

Offen geblieben ist die Frage, inwieweit die Antetorsion und der CCD-Winkel des Schenkelhalses Einfluss auf die Ausrichtung der Hüftpfanne haben. Des Weiteren bleibt die Auswirkung von Offset und Muskelvolumen sowie Antekurvatur des Femurs auf die Pfannenpositionsparameter ungeklärt. Hierzu wären weitere Studien notwendig.

Der Einfluss eines hohen Inklinationswinkels auf den Abrieb des Prothesenmaterials ist noch nicht einheitlich geklärt. Neben Studien, die einen Abrieb ab  $45^\circ$  bzw.  $50^\circ$  belegen

(110; 111), gibt es auch Studien, die keine Einflussnahme des Inklinationwinkels auf die Abriebrate zeigen konnten (115; 116).

Es ist eine kritische Auseinandersetzung der bisherigen Studien notwendig, ob eine geschlechterdifferenzierte Implantation der Hüft-TEP oder die Ausrichtung der Gelenkpfanne in Abhängigkeit von der Lage des Hüftzentrums die Luxationsrate verringern bzw. die Range of Motion verbessern kann.

#### **4.6 Schlussfolgerungen**

Am nativen Becken stellen sich bildmorphologisch geschlechterspezifische Unterschiede bezüglich Anteversion, Radius der Hüftpfanne und Lage des Hüftzentrums dar. Diese Unterschiede können bezüglich des Radius durch die unterschiedliche phänotypische Konstitution zwischen Mann und Frau erklärt werden. Als Ursache für die Differenz des anatomischen Anteversionswinkels und der Lage des Hüftzentrums zwischen beiden Geschlechtern könnte der frühere Wachstumsabschluss des Azetabulums bei der Frau im Vergleich zum Mann genannt werden (20). Dadurch ist die Reifung des Azetabulums bei der Frau früher abgeschlossen als beim Mann. Dies lässt die These zu, dass sich die azetabuläre Anteversion beim männlichen Geschlecht aufgrund einer prolongierten Reifungsphase und eines späteren Wachstumsabschlusses im Vergleich zum weiblichen Geschlecht verändert. Des Weiteren dient bei der Frau das Becken als Geburtskanal, wodurch ebenfalls konstitutionelle Unterschiede erklärbar sind.

Für den Parameter Inklination stellen sich geschlechterübergreifend Messergebnisse dar, die aufgrund des Abriebverhaltens von Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik nicht rekonstruiert werden können. Folglich kann eine Einschränkung der impingementfreien Range of Motion des künstlichen Hüftgelenkes allein aus der artifizialen Rekonstruktion des Azetabulums resultieren. Umso mehr ist Einfluss auf die zu implantierende Anteversionsstellung der Pfannenkomponente zu nehmen. Hier sollten grundsätzlich geschlechterspezifische Merkmale in der Hüftendoprothetik Berücksichtigung finden, um sowohl die resultierende Range of Motion als auch die Stabilität des versorgten Hüftgelenks optimal zu gestalten. Eine geschlechterdifferenzierte Variation der Anteversion scheint auf Grundlage der anatomischen Daten als begründet.

Insbesondere bei Frauen besteht die Notwendigkeit, den Einfluss der Lage des Hüftzentrums auf die Anteversion zu respektieren.

Die in dieser retrospektiven Studie gewonnenen Erkenntnisse müssen in prospektiven klinischen Studien untersucht werden.

## Quellenverzeichnis

### Literatur

1. During J, Goudfroot H, Keessen W, et al. Toward standards for posture: postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine*. 1985;10:83-87.
2. Mac-Thiong JM, Berthonnaud E, Dimar JR 2nd, Betz RR, Labelle H. Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *Spine* 2004;29(15):1642-7.
3. Duval-Beaupere G, Schmidt C, Cosson P. A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng* 1992;20:451-462.
4. Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, et al. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine* 2000;25:575-586.
5. Jackson RP, Phipps T, Hales C, et al. Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis. *Spine* 2003;28:151-160.
6. Jackson RP, Hales C. Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. *Spine* 2000;25:2808-2815.
7. Legaye J, Hecquet J, Marty C, et al. Sagittal equilibration of the spine: relationship between pelvis and sagittal spinal curves in the standing position. *Rachis* 1993;5:215-226.
8. Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, et al. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 1998;7:99-103.

9. Marty C, Boisaubert B, Descamps H, et al. The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants, and spondylolisthesis patients. *Eur Spine J* 2002;11:119-125.
10. Rajnics P, Pomero V, Templier A, et al. Computer-assisted assessment of spinal sagittal plane radiographs. *J Spinal Disord* 2001;14:135-142.
11. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, et al. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J* 2002;11:80-87.
12. Mangione P, Senegas J. Normal and pathologic sagittal balance of the spine and pelvis. *Rev Chir Orthop* 1997;83:22-32.
13. Descamps H, Commare-Nordmann MC, Marty C, et al. Modification of pelvic angle during the human growth. *Biom Hum Anthropol* 1999;17:59-63.
14. Mangione P, Gomez D, Senegas J. Study of the course of the incidence angle during growth. *Eur Spine J* 1997;6:163-167.
15. Abitbol MM. Evolution of the lumbosacral angle. *Am J Phys Anthropol* 1987;72:361-372.
16. Abitbol MM. Effect of posture and locomotion on energy expenditure. *Am J Phys Anthropol* 1988;77:191-199.
17. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, et al. An analysis of sagittal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine* 1995;20:1351-1358.
18. Rissech C, Malgosa A. Pubis growth study: applicability in sexual and age diagnostic. *Forensic Sci Int* 2007;173(2-3):137-45.
19. Rissech C, Garcia M M, Malgosa A. Sex and age diagnosis by ischium morphogenic analysis. *Forensic Sci Int* 2003;135:188-196.

20. Todd T W. Age changes in the pubic bone: the male white pubis. *Am J Phys Anthropol* 1921;3:285-339.
21. Zhang ZM, Jiang LS, Jiang SD, Dai LY. Differential articular calcified cartilage and subchondral bone in postmenopausal women with osteoarthritis and osteoporosis: Two-dimensional analysis. *Joint Bone Spine* 2009;76(6):674-9.
22. Dougados M, Gueguen A, Nguyen M, Berdah L, Lesquesne M, Mazieres B, Vignon E. Radiological progression of hip osteoarthritis: definition, risk factors and correlations with clinical status. *Ann Rheum Dis* 1996; 55:356-362.
23. Yamaji T, Usuda S, Sato E, Sato T, Sekino Y, Watanabe H. Biomechanical analysis of gait in patients with painful osteoarthritis of the hip treated with WISH-type hip brace. *J Orthop Sci* 2009;14(4):423-30.
24. Matzen P. Degenerative Gelenkveränderungen. *Praktische Orthopädie*. 3. Auflage. Stuttgart: J.A. Barth Verlag im Georg Thieme Verlag, 2002:188-189.
25. Sampatchalit S, Chen L, Haghghi P, Trudell D, Resnick DL. Changes in the acetabular fossa of the hip: MR arthrographic findings correlated with anatomic and histologic analysis using cadaveric specimens. *AJR Am J Roentgenol* 2009;193(2):W127-33.
26. Gupta KB, Duryea J, Weissman BN. Radiographic evaluation of osteoarthritis. *Radiol Clin North Am* 2004;42:11-41.
27. Kawamura T. Development of the S-form hip brace of Wakayama Medical College type for osteoarthritis of the hip. *J Jpn Orthop Assoc* 1983;57:1665-79.
28. Eckstein F, Milz S, Anetzberger H, et al. Thickness of the subchondral mineralised tissue zone (SMZ) in normal male and female and pathological human patellae. *J Anat* 1998;192:81-90.

29. Clark JM, Huber JD. The structure of the human subchondral plate. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72:866-73.
30. Matsui H, Shimizu M, Tsuji H. Cartilage and subchondral bone interaction in osteoarthritis of human knee joint: a histological and histomorphometric study. *Microsc Res Tech* 1997;37:333-42.
31. Birrell F, Croft P, Cooper C, Hosie G, Macfarlane GJ, Silman A. Radiographic change is common in new presenters in primary care with hip pain. *Rheumatology* 2000;39:772-775.
32. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1983;(173):151-8.
33. Grigoris P, Grecula MJ, Amstutz HC: Tripolar hip replacement for recurrent prosthetic dislocation. *Clin Orthop* 1994;304:148-155.
34. Hedlundh U, Sanzén L, Fredin H. The prognosis and treatment of dislocated total hip arthroplasties with a 22 mm head. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79(3):374-8.
35. Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations. Incidence, etiologic factors, and management. *Clin Orthop Relat Res* 1994;(301):196-204.
36. Woo RYG, Morrey BF: Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1982;64A:1295-1306.
37. Cobb TK, Morrey BF, Ilstruo DM: The elevated rim acetabular liner in total hip arthroplasty: Relationship to postoperative dislocation. *J Bone Joint Surg* 1996;78A:8046.
38. Sotereanos NG, Miller MC, Smith B, Hube R, Sewecke JJ, Wohlrab D. Using intraoperative pelvic landmarks for acetabular component placement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21(6):832-40.

39. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74:1334-43.
40. Herrlin K, Selvik G, Pettersson H. Space orientation of total hip prosthesis. A method for three-dimensional determination. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1986;27:619-27.
41. Zimmer, Inc. Trilogy Acetabular System Surgical Technique, in 97-6200-02 rev1. Warsaw, IN: Zimmer;1998.
42. Herrlin K, Selvik G, Pettersson H, et al. Position, orientation and component interaction in dislocation of the total hip prosthesis. *Acta Radiol* 1988;29:441-4.
43. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL and Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60:217-220.
44. Charnley J, Cupic Z: The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1973;95:9-25.
45. Etienne S, Charnley J: Postoperative dislocation after Charnley low-friction arthroplasty. *Clin Orthop* 1978;132:19-23.
46. Harkess WJ: Campbell's Operative Orthopaedics: Arthroplasty of Hip. 8th ed., Mosby-Year Book Inc., St. Louis, Missouri, 1992.
47. Visser DJ, Konnings GJ: A new method for measuring angles after total hip arthroplasty. A study of the acetabular cup and femoral component. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1981;63B:556-559.
48. Kelley SS, Lachiewicz PF, Hickman JM and Paterno SM. Relationship of Femoral Head and Acetabular Size to the Prevalence of Dislocation. *Clin Orthop Rel Res* 1998;355:163-170.

49. Amstutz HC, Ludwig RM, Schurman DJ, Hodgson AG: Range of motion studies for total hip replacements: A comparative study with a new experimental apparatus. Clin Orthop 1975;111:124-130.
50. Morrey BF: Instability after total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am 1992;23:237-247.
51. Nicholas RM, Orr JF, Mollan RAB, et al: Dislocation of total hip replacements: A comparative study of standard, long posterior wall, and augmented acetabular components. J Bone Joint Surg 1990;72B:418-422.
52. Scifert CF, Brown TD, Lipman JD. Abstract Finite element analysis of a novel design approach to resisting total hip dislocation. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999;14(10):697-703.
53. Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function and total hip arthroplasty dislocation. Clin Orthop Relat Res 2002;405:46-53.
54. Soong M, Rubash HE, Macaulay W. Dislocation after total hip arthroplasty. J Am Acad Orthop Surg 2004;12:314-321.
55. Hoppenfeld S, deBoer P. Surgical Exposures in Orthopaedics: The Anatomic Approach. Philadelphia: JB Lippincott; 1984:323-399.
56. Mallory TH, Lombardi AV, Fada RA, Herrington SM, Eberle RW. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach. Clin Orthop Relat Res 1999;358:166-172.
57. Ritter MA, Harty LD, Keating ME, Faris PM, Meding JB. A clinical comparison of the anterolateral and posterolateral approaches to the hip. Clin Orthop Relat Res 2001;385:95-99.

58. Talbot NJ, Brown JHM, Treble NJ. Early dislocation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002;17:1006-1008.
59. Demos HA, Rorabeck CH, Bourne RB, MacDonald SJ, McCalden RW. Instability in primary total hip arthroplasty with the direct lateral approach. *Clin Orthop Relat Res* 2001;393:168-180.
60. Mulliken BD, Rorabeck CH, Bourne RB, Nayak N. A modified direct lateral approach in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1998;13:737-747.
61. Pai VS. A comparison of three lateral approaches in primary total hip replacement. *Int Orthop* 1997;21:393-398.
62. Chiu FY, Chen CM, Chung TY, Lo WH, Chen TH. The effect of posterior capsulorrhaphy in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15:194-199.
63. Goldstein WM, Gleason TF, Kopplin M, Branson JJ. Prevalence of dislocation after total hip arthroplasty through a posterolateral approach with partial capsulotomy and capsulorrhaphy. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83(Suppl 2 Pt 1):2-7.
64. Pellicci PM, Bostrom M, Poss R. Posterior approach to total hip replacement using enhanced posterior soft tissue repair. *Clin Orthop Relat Res* 1998;355:224-228.
65. Suh KT, Park BP, Choi YJ. A posterior approach to primary total hip arthroplasty with soft tissue repair. *Clin Orthop Relat Res* 2004;418:162-167.
66. White RE, Forness TJ, Allman JK, Junick DW. Effect of posterior capsular repair on early dislocation in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2001;393:163-167.
67. Kwon MS, Kuskowski M, Mulhall KJ, Macaulay W, Brown TE, Saleh KJ. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res* 2006 Jun;447:34-8.

68. Dixon MC, Scott RD, Schai PA, Stamos V. A simple capsulorrhaphy in posterior approach for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19:373-376.
69. Weeden SH, Paprosky WG, Bowling JW. The early dislocation rate in primary total hip arthroplasty following the posterior approach with posterior soft-tissue repair. *J Arthroplasty* 2003;18:709-713.
70. Berry DJ. Dislocation. In: Steinberg ME, Garino JP (eds) *Revision total hip arthroplasty*. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, 1999:463-481.
71. Soderman P, Malchau H, Herberts P. Outcome of total hip replacement: a comparison of different measurement methods. *Clin Orthop* 2001;390:163-172.
72. Gondi G, Roberson JR, Garney TM, Shahriari A, Hutton WC. Impingement after total hip arthroplasty related to prosthetic component selection and range of motion. *J South Orthop Assoc* 1997;6:266-272.
73. 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;13:621-626.
74. 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;13:530-534.
75. Hassan DM, Johnston GH, Dust WN, Watson G, Dolovich AT. Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. *J Arthroplasty* 1998;13:80-84.
76. Eddine TA, Migaud H, Chantelot C, Cotten A, Fontaine C, Duquennoy A. Variations of pelvic anteversion in the lying and standing positions: analysis of 24 control subjects and implications for CT measurement of position of prosthetic cup. *Surg Radiol Anat* 2001;23:105-110.

77. DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M et al. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. Clin Orthop 1998;355:8-22.
78. Jaramaz B, DiGioia AM, Blackwell M, Nikau C. Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement. Clin Orthop 1998;354:70-81.
79. Blömer W. Knieendoprothetik – Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. Orthopäde 2000;29:688-696.
80. Kalteis T, Handel M, Bächis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J. Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation? J Bone Joint Surg Br 2006;88(2):163-7.
81. Konermann W., Haaker R. Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag; 2003.
82. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop Relat Res 1990;(261):159-70.
83. Murphy SB, Kijewski PK, Millis MB, Harless A. Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult. Clin Orthop Relat Res 1990;(261):214-23.
84. 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;82(3):315-21.
85. Hirakawa K, Mitsugi N, Koshino T, Saito T, Hirasawa Y, Kubo T. Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2001;(388):135-42.
86. Barrack RL. Dislocation after total hip arthroplasty: implant design and orientation. J Am Acad Orthop Surg 2003;11(2):89-99.

87. Stem ES, O'Connor MI, Kransdorf MJ, Crook J. Computed tomography analysis of acetabular anteversion and abduction. *Skeletal Radiol.* 2006 Jun;35(6):385-9.
88. Murtha PE, Hafez MA, Jaramaz B, DiGioia AM 3rd. Variations in acetabular anatomy with reference to total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90(3):308-13.
89. Rittmeister MD, Callitsis. Factors influencing cup orientation in 500 consecutive total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2006;445:192-196.
90. Masaoka T, Yamamoto K, Shishido T, Katori Y, Mizoue T, Shirasu H, Nunoda D. Study of hip joint dislocation after total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2006;30:26-30.
91. Spector TD, Dacre JE, Harris PA, Huskisson EC. Radiological progression of osteoarthritis: an 11 year follow up study of the knee. *Ann Rheum Dis* 1992;51(10):1107-10.
92. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993;75-B:228-232.
93. Amiot LP, Poulin F. Computed tomography-based navigation for hip, knee and spine surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2004;421:77-86.
94. Dorr LD, Hishiki Y, Wan Z, Newton D, Yun A. Development of imageless computer navigation for acetabular component position in total hip replacement. *Iowa Orthop J* 2005;25:1-9.
95. Dorr LD, Wan Z. Causes of and treatment protocol for instability of total hip replacement. *Clin Orthop* 1998;355:144-51.
96. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislocation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Br]* 1981;63-B:214-18.

97. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. 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-A:1202-10.
98. Pollard JA, Daum WJ, Uchida T. Can simple radiographs be predictive of total hip dislocation? *J Arthroplasty* 1995;10:800-4.
99. Herrlin K, Selvik G, Pettersson H, et al. Position, orientation and component interaction in dislocation of the total hip prosthesis. *Acta Radiol* 1988;29:441-4.
100. Lindberg HO, Carlsson AS, Gentz CF, Pettersson H. Recurrent and non-recurrent dislocation following total hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1982;53:947-52.
101. Coventry MB, Beckenbaugh RD, Nolan DR, Ilstrup DM. 2,012 total hip arthroplasties: a study of postoperative course and early complications. *J Bone Joint Surg [Am]* 1974;56-A:273-84.
102. Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 1980;151:169-78.
103. Kristiansen B, Jorgensen L, Holmich P. Dislocation following total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 1985;103:375-7.
104. Kohn D, Ruhmann O, Wirth CJ. Dislocation of total hip endoprosthesis with special reference to various techniques. *Z Orthop* 1997;135:40-4.
105. Yuan L, Shih C. Dislocation after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:263-6.
106. 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;87(6):762-9.

107. Widmer KH. Containment versus impingement: finding a compromise for cup placement in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2007;31(Suppl. 1):29-33.
108. Ko BH, Yoon YS. Optimal orientation of implanted components in total hip arthroplasty with polyethylene on metal articulation. *Clin Biomech* 2008;23(8):996-1003.
109. Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res* 2004;22(4):815-21.
110. Hart AJ, Buddhdev P, Winship P, Faria N, Powell JJ, Skinner JA. Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing. *Hip Int* 2008;18:212-219.
111. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW Jr, D'Lima DD. Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:56-63.
112. Babisch JW, Layher F, Amiot LP. The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:357-265.
113. Haenle M, Heitner A, Mittelmeier W, et al. Assessment of cup position from plain radiographs: impact of pelvic tilting. *Surg Radiol Anat* 2007;29:29-35.
114. Müller O, Lembeck B, Reize P, Wülker N. Quantification and visualization of the influence of pelvic tilt upon measurement of acetabular inclination and anteversion. *Z Orthop* 2005;143:72-78.
115. 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;13(6):621-6.
116. Goosen JH, Verheyen CC, Tulp NJ. Mid-term wear characteristics of an uncemented acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87(11):1475-9.

## **Danksagung**

Herzlich danken möchte ich Professor Dr. med. Carsten Perka, in dessen Klinik mir die Durchführung dieses Projektes ermöglicht wurde.

Ganz besonders herzlich bedanke ich mich bei Herrn Dr. med. Stephan Tohtz. Die gemeinsamen fachlichen Gespräche waren für mich in vielerlei Hinsicht bereichernd und inspirierend. Durch sein großes Engagement, seine ständige Ansprechbarkeit und seine Diskussionsbeiträge hat Herr Dr. med. Tohtz maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Besonderer Dank gilt auch Herrn PD Dr. med. Georg Matziolis für seine fachliche Unterstützung in der Auswertung der Daten und seine konstruktiven Anregungen.

Herzlicher Dank gebührt meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben und mich in allen Phasen des Studiums unterstützt haben. Gleiches gilt auch für meinen Bruder und meine Schwägerin, die mir nicht nur während dieses Projektes mit Rat und Tat zur Seite standen.

## **Erklärung**

„Ich, Danny-Roger Sassy, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: Computertomographische 3D-Analyse des nativen Azetabulums im Erwachsenenalter zur Erfassung der geschlechterspezifischen Parameter Anteversion und Inklination sowie zur Bestimmung des anatomischen Hüftzentrums selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, den

## **Lebenslauf**

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

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