

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

DISSERTATION

**Die Änderung der prä- zur postoperativen Hüftgelenksanatomie in der
primären Hüftendoprothetik durch Implantation eines Monoblock-
Geradschaftes sowie der Einfluss des chirurgischen Zugangsweges
und Body-Mass-Index auf die femorale Implantatpositionierung
- CT-basierte Analysen**

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

Vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité-Universitätsmedizin Berlin

von
Dirk Crucius
aus Lutherstadt Wittenberg

Datum der Promotion: 26.02.2016

Gewidmet meinen Kindern Emilie Sophie und Henrik Emil.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Zusammenfassung.....	VI
Abstract.....	VIII
1. Einleitung	1
1.1 Einführung in die Aufgabenstellung	1
1.2 Prä- und postoperative Gelenkanatomie	1
1.2.1 Bestimmung der prä- und postoperativen Gelenkanatomie.....	2
1.2.2 Bestimmung des funktionellen Outcomes	3
1.2.3 Monoblock-Geradschaft nach Zweymüller®	3
1.3 Potentielle Einflussfaktoren der postoperativen femoralen Gelenkanatomie und der Schaftpositionierung	4
1.3.1 Minimalinvasive Implantationsverfahren (MIS)	4
1.3.2 Body-Mass-Index (BMI).....	6
1.4 Frage- und Aufgabenstellung	7
2. Material und Methode	9
2.1 Patientenkollektiv	9
2.2 Operative Zugangswege	10
2.2.1 Anterolateral-minimalinvasiver Zugang (ALMI).....	10
2.2.2 Modifiziert direkt-lateraler Zugangsweg (mDL).....	10
2.3 Implantate.....	10
2.4 Klinische Untersuchung.....	11
2.4.1 Harris-Hip-Score.....	11
2.4.2 Trendelenburg-Zeichen	12
2.5 Radiologische Untersuchung mit Schwerpunkt Planung	13
2.6 Computertomographie (CT)	14
2.7 Rekonstruktion der computertomographischen Daten (CT-Daten).....	15
2.7.1 Berechnung der anatomischen Parameter	18
2.7.1.1 ZIBAmira®-Softwaremodule.....	18
2.7.1.2 Hüftzentrum.....	18
2.7.1.3 Proximale Femurachse und Halsachse	19
2.7.1.4 Implantatachse und Implantathalsachse	20

2.7.1.5	Korrigierte Halsachse	22
2.7.1.6	Posteriore Kondylachse.....	23
2.7.2	Präoperative Berechnung anatomischer Parameter.....	23
2.7.3	Postoperative Berechnung	25
2.8	Statistische Auswertung	26
3	Ergebnisse	27
3.1	Präoperative anatomische Gelenkparameter - Gesamtpatientenkollektiv	27
3.2	Postoperative anatomische Gelenkparameter - Gesamtpatientenkollektiv	27
3.2.1	CCD-Winkel.....	27
3.2.2	Torsion	29
3.2.2.1	Torsion funktionell (fAT)	29
3.2.2.2	Torsion rotatorisch (rAT).....	30
3.2.3	Offset.....	31
3.2.4	Varus-/Valgus-Alignment.....	33
3.2.5	Sagittale Schaftverkipfung.....	33
3.2.6	Postoperative Beinlänge.....	34
3.3	Klinisches Outcome	34
3.3.1	Harris-Hip-Score.....	34
3.3.2	Schmerz- und Zufriedenheitsscore.....	35
3.3.3	Trendelenburg-Zeichen	36
3.3.4	Komplikationen.....	36
3.4	Einfluss der Änderung anatomischer Parameter auf das klinische Outcome	36
3.4.1	Einfluss der Änderung des CCD-Winkels auf den HHS sowie den Schmerz- und Zufriedenheitsscore.....	36
3.4.2	Einfluss der Torsionsänderung auf den HHS, sowie den Schmerz- und Zufriedenheitsscore	37
3.4.3	Einfluss der Änderung des Offsets auf den HHS sowie den Schmerz- und Zufriedenheitsscore	37
3.5	Schaftpositionierung in Abhängigkeit des Zugangsweges	38
3.5.1	CCD-Winkel.....	38
3.5.2	Torsion	40
3.5.2.1	Torsion funktionell	40

3.5.2.2	Torsion rotatorisch.....	41
3.5.3	Varus-/Valgus-Alignment.....	43
3.5.4	Offset.....	44
3.5.5	Sagittale Schaftverkipfung.....	46
3.6	Einfluss des BMI auf die Implantatpositionierung.....	47
3.6.1	Einfluss des BMI auf die Abweichung in der Frontalebene (Varus-/Valgus-Alignment).....	47
3.6.2	Einfluss des BMI auf die Abweichung in der Sagittalebene (Sagittale Schaftverkipfung).....	48
3.6.3	Einfluss des BMI auf die Torsion.....	50
3.6.3.1	BMI und funktionelle Torsion.....	50
3.6.3.2	BMI und rotatorische Torsion.....	50
4	Diskussion.....	52
4.1	Präoperative Gelenkanatomie.....	52
4.2	Änderung der femoralen Gelenkanatomie durch Implantation eines Monoblock-Geradschaftes.....	54
4.3	Rekonstruktion von Beinlänge und Offset.....	62
4.4	Einfluss der Änderungen auf das funktionelle Outcome.....	65
4.5	Einfluss des Zugangsweges auf die postoperative Schaftpositionierung.....	66
4.6	Einfluss des Body-Mass-Index auf die postoperative Schaftpositionierung.....	70
4.7	Einschränkungen der Arbeit.....	73
5	Zusammenfassung.....	76
6	Literaturverzeichnis.....	78
	Abkürzungsverzeichnis.....	84
	Erklärung an Eides Statt.....	86
	Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen.....	87
	Lebenslauf.....	88
	Publikationsliste.....	89
	Danksagung.....	90

Zusammenfassung

Hintergrund:

In der primären Hüftendoprothetik erfolgt die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes nach Zweymüller® entlang der proximalen Femurachse. Unter Umständen führt dieses Vorgehen zu Änderungen der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie. Es ist unklar, inwieweit diese Änderungen einen Einfluss auf das klinisch-funktionelle Ergebnis, sowie den Schmerz und die Zufriedenheit des Patienten haben. Des Weiteren ist unzureichend geklärt, ob die etablierten minimalinvasiven Implantationsverfahren in Verbindung mit einem Monoblock-Geradschaft ein höheres Risiko für Schaftmalalignment aufweisen und ob die intraoperative Schaftpositionierung durch einen erhöhten Body-Mass-Index (BMI) negativ beeinflusst wird.

Patienten und Methoden:

Insgesamt 44 Patienten (17 Männer / 27 Frauen) wurde ein zementfreier Monoblock-Geradschaft (Alloclassic®, Zimmer®, Warsaw, Indiana, USA) implantiert. Die Operation erfolgte randomisiert über einen anterolateral-minimalinvasiven (ALMI) oder modifiziert-transglutealen (mDL) Zugang. Prä- und postoperativ wurde bei allen Patienten, neben der klinischen Evaluation (HHS und VAS), eine Computertomographie (CT) durchgeführt. Durch die dreidimensionale (3D)-Visualisierungssoftware (Amira®) erfolgten 3D-Rekonstruktion der CT-Datensätze und die Analysen der prä- und postoperativen Hüftgelenksparameter.

Ergebnisse:

Hinsichtlich der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie zeigten die Patienten statistisch signifikante Änderungen von CCD-Winkel, Torsion und Offset ($p < 0,05$, t-Test). Des Weiteren zeigte sich eine hohe postoperative Schafttorsionsvarianz (rAT). Lediglich 50% aller Probanden wiesen eine rAT im angestrebten Intervall ($10^\circ \pm 5^\circ$) auf. Gleichzeitig wurde ein sagittales Alignment des Schaftes von ca. $5,5^\circ$ nach anterior nachgewiesen. Hieraus resultierte eine deutlich erhöhte funktionelle Torsion (fAT). Hinsichtlich der klinischen Scores hatten die Patienten gute postoperative Ergebnisse. Entsprechend der Daten scheint lediglich eine Offsetreduktion einen Einfluss auf die postoperative Funktion, sowie den Schmerz und die Zufriedenheit des Patienten zu besitzen. Im Vergleich zum Standardzugangsweg (mDL) wird die intraoperative

Schaftpositionierung, das klinisch-funktionelle Ergebnis, der Schmerz sowie die Zufriedenheit des Patienten durch den ALMI-Zugangsweg nicht nachteilig beeinflusst. Ein erhöhter BMI ($\geq 25 \text{ kg/m}^2$) ist kein Risikofaktor für postoperatives Schaftmalalignment.

Schlussfolgerung:

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass es durch Implantation eines Monoblock-Geradschaftes häufig zu umfangreichen Änderungen der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie, teilweise mit erheblichen Abweichungen von der angestrebten Schaftpositionierung, kommt. Die individuelle präoperative Femuranatomie scheint diesbezüglich einen maßgeblichen Einfluss auf die intraoperative Schaftpositionierung zu besitzen. Im Einzelnen werden jedoch selbst größere Änderungen durch den Patienten gut adaptiert. Nur eine postoperative Offsetreduktion scheint einen negativen Einfluss auf Funktion, Zufriedenheit und Schmerzempfinden des Patienten zu besitzen. Im Vergleich zum mDL-Zugang wird die Schaftpositionierung durch den ALMI-Zugangsweg nicht nachteilig beeinflusst. Auch ein erhöhter BMI führt nicht zu einem erhöhten Schaftmalalignment.

Abstract

Background:

Primary hip replacement surgery involves a Zweymüller® - type monoblock straight stem being inserted into the proximal femur for positioning along the femoral shaft axis. In some cases, this procedure may lead to changes in the anatomy of the patient's hip joint post surgery when compared to pre-surgery measurements. The extent to which these changes influence clinical and functional outcomes is unclear, as is the extent to which they influence pain levels and patient satisfaction. Another question that remains to be adequately addressed is whether currently established, minimally-invasive hip replacement procedures using a monoblock straight stem are associated with a higher risk of stem malalignment, and whether stem positioning is adversely affected by an increased BMI (body mass index).

Patients and methods:

A total of 44 patients (17 men / 27 women) underwent hip replacement using a cementless monoblock straight stem (Alloclassic®, Zimmer®, Warsaw, Indiana, USA). Patients were randomized to undergo the procedure using either an antero-lateral minimally-invasive (ALMI) or a modified direct lateral (mDL) approach. Before and after surgery, all patients were underwent a clinical assessment (HHS and VAS) and a CT scan. 3D visualization software (Amira®) was used to generate 3D reconstructions of the CT scan data and to analyze hip joint parameters recorded before and after surgery.

Results:

In terms of hip joint anatomy, patients showed statistically significant changes in CCD angle, torsion and offset ($p < 0.05$, t-test) post-surgery when compared to pre-surgery measurements. Patients also showed a high level of variation in post-operative stem torsion values (rAT). In only 50% of all participants were rAT values found to be within the desired range ($10^\circ \pm 5^\circ$). In these cases, however, the stem was also recorded as having a sagittal tilt of approximately 5.5° towards anterior. This resulted in a considerable increase in functional torsion (fAT). Clinical score results recorded after surgery were good. According to these data, offset reduction is the only parameter to have an impact on post-operative function, pain levels and patient satisfaction. When compared to the standard surgical approach (mDL), the ALMI approach does not have an adverse effect on intra-operative stem positioning, clinical and functional outcomes,

pain levels or patient satisfaction. Increased BMI ($\geq 25 \text{ kg/m}^2$) is not a risk factor for post-operative stem malalignment.

Conclusions:

Results from this research show that hip replacement surgery using a monoblock straight stem often leads to considerable changes in a patient's hip anatomy post-surgery when compared to pre-surgery measurements. In this regard, it would appear that the anatomy of the individual patient's femur has a crucial impact on intra-operative stem positioning. However, patients appear to adapt well even to more pronounced changes. Decreased post-operative offset appears to be the only parameter to adversely affect function, patient satisfaction and self-reported pain levels. The ALMI approach does not have an adverse effect on stem positioning when compared to the mDL approach. An increased BMI does not result in an increase in stem malalignment.

1. Einleitung

1.1 Einführung in die Aufgabenstellung

Der endoprothetische Hüftgelenkersatz revolutionierte vor nunmehr 50 Jahren die Orthopädie^{1,2} und ist heute eine der erfolgreichsten Operationen der orthopädischen Chirurgie³.

Seit seiner Einführung unterliegt die Hüftendoprothetik einer ständigen Weiterentwicklung, welche durch den biotechnologischen Fortschritt und die ständig wachsende Erwartungshaltung immer jüngerer Patienten vorangetrieben wurde³. Stetige Ziele dieser Forschung und Entwicklung sind vor allem die Verbesserung von Haltbarkeit, Gelenkfunktion und Patientenzufriedenheit.

In Deutschland wurden im Jahr 2012 mehr als 212.000 primäre Hüftendoprothesenimplantationen durchgeführt⁴. Grundvoraussetzung für den sicheren Erfolg dieser Prothesenimplantationen am Hüftgelenk ist eine luxationssichere und impingementfreie Rekonstruktion des Hüftzentrums mit dem Ziel der Wiederherstellung einer physiologischen Gelenkfunktion und Schmerzreduktion. Dabei ist ein adäquat aufeinander abgestimmtes Alignment von Schaft und Pfanne, unter Berücksichtigung von ausgeglichener Beinlänge und physiologischem Offset essentiell⁵⁻⁷.

1.2 Prä- und postoperative Gelenkanatomie

Der Collum-Caput-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel), die Antetorsion (AT) und die Schenkelhalslänge definieren eine dreidimensionale femorale Hüftgelenksanatomie^{8,9}. Dabei weisen CCD-Winkel und AT ein hohes Maß an individueller Variabilität auf. Maruyama et al. zeigten in ihrer Untersuchung CCD-Winkel zwischen 106° und 137° bzw. Antetorsionen zwischen -15° und 34°¹⁰.

Bei der Planung und Implantation eines Monoblock-Geradschaftes wird diese variable präoperative femorale Anatomie meist nur beim Offset berücksichtigt. Andere femorale Parameter wie CCD-Winkel und AT, welche ebenfalls jahrzehntelang die biomechanische Ausrichtung von Muskulatur, Sehnen und Bandstrukturen bestimmt haben, bleiben hier zu einem gewissen Teil unberücksichtigt.

Die Positionierung eines Monoblock-Geradschaftes (z.B. Alloclassic® Zweymüller®) erfolgt entlang der proximalen Femurachse, mit einem durch die Prothese vorgegebenen CCD-Winkel, unter Vermeidung eines Varus-/Valgus-Malalignments, in einer Anteversion von ca. 10°.

Unter Umständen führt dieses Vorgehen zu einer Änderung der präoperativen Hüftgelenksanatomie und der am Hüftgelenk wirkenden biomechanischen Kräfte. Dies könnte einen Einfluss auf Funktion, Schmerzen, Zufriedenheit und Langzeiterfolg haben¹¹⁻¹³.

Aktuell gibt es in der Literatur keine Arbeit, die den Einfluss dieser prä- zu postoperativen Änderungen auf das klinische Outcome und die Haltbarkeit der Prothesenkombination analysiert.

Mit dem Ziel einer patienten-spezifischen Rekonstruktion wurden modulare Schaftsysteme eingeführt, welche eine individuelle Rekonstruktion der präoperativen Patienten-anatomie ermöglichen sollen¹⁴.

Der Nutzen dieser patienten-spezifischen Rekonstruktion im Hinblick auf das funktionelle Ergebnis ist allerdings unklar. So z.B. entstehen durch die modularen Schaftsysteme zusätzliche Risiken wie mechanisches Versagen durch Ermüdungsbrüche, zusätzlich auftretender Metallabrieb bzw. Korrosion und Korrosionspartikel an den modularen Verbindungen aufgrund von Mikrobewegungen, welche sich negativ auf den Langzeiterfolg auswirken können.

Des Weiteren würde eine individuelle Rekonstruktion in einigen Fällen bedeuten, die „pathologische“ präoperative Anatomie wiederherzustellen, welche Ursache der Arthrose war.

1.2.1 Bestimmung der prä- und postoperativen Gelenkanatomie

Die präoperative Planung sowie die Analyse der prä- und postoperativen Gelenkanatomie erfolgt in der Regel anhand von konventionellen Röntgenaufnahmen. Im Wesentlichen ermöglichen diese eine Analyse von CCD-Winkel, Offset, Beinlänge und Hüftzentrum sowie den postoperativen Ausschluss grober Fehlpositionierungen, Lockerungen, Luxationen oder Frakturen.

Bei der Auswertung und Interpretation dieser Aufnahmen gibt es allerdings gewisse Einschränkungen zu beachten. So ist beispielsweise eine exakte Analyse der individuellen Gelenkparameter Antetorsion und Offset aufgrund von Positions- und Projektionsfehlern sowie der eingeschränkten Darstellung notwendiger anatomischer Parameter unmöglich¹⁰.

Eine sehr exakte Methode zur Bestimmung der prä- und postoperativen Hüftgelenksgeometrie ist die Computertomographie (CT). Die CT ermöglicht unter Verwendung einer 3D-Rekonstruktion eine originalgetreue Abbildung und Analyse der dreidimensionalen Anatomie¹⁴ und der postoperativen Schaftposition, unabhängig von röntgenologischen Projektions¹⁵- oder Positionsfehlern¹⁶.

Aus diesem Grund ist, für eine detaillierte Untersuchung von Hüftgelenksanatomie und Schaftpositionierung, die 3D-Rekonstruktion eines CT-Datensatzes als Methode der Wahl anzusehen.

1.2.2 Bestimmung des funktionellen Outcomes

Eine Möglichkeit zur Erhebung prä- und postoperativer klinisch-funktioneller Ergebnisse (Outcome) bilden Funktionsscores, wie z.B. der Harris-Hip-Score (HHS) oder der „Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index“ (WOMAC). Beide Scores stehen als verlässliches und reproduzierbares Mittel zur Verfügung, um hüftbezogene Variablen, wie Schmerz, Funktion, Deformation und Beweglichkeit, in einem Ergebnis zusammenzufassen und zu vergleichen.

Zusätzlich wird in diesem Zusammenhang häufig auch ein Schmerz- und Zufriedenheitsscore erhoben, welcher sich an der visuellen Analogskala (VAS) orientiert. Visuelle Analogskalen sind ein in der klinischen Forschung häufig verwendetes Mittel, um subjektive Zustände zu erfassen und zu bewerten.

1.2.3 Monoblock-Geradschaft nach Zweymüller®

In den letzten Jahren wurden verschiedene Schaftmodelle in der orthopädischen Chirurgie etabliert. In Abhängigkeit der patientenspezifischen Anforderungen kommen

heute neben klassischen Hüfttotalendoprothesen (zementiert bzw. zementfrei), Oberflächenersatzprothesen sowie Kurz- bzw. Schenkelhalsprothese zum Einsatz.

Ein sehr häufig implantiertes Schaftsystem ist der Monoblock-Geradschaft nach Zweymüller® (z.B. Alloclassic® Zweymüller® Geradschaft). Der Schaft wird zementfrei verankert. Durch eine flächige, rotationssichere und konische Verankerung wird eine primärstabile Verklebung an der diaphysären Kortikalis erreicht. Dabei bewirkt die Oberfläche des Schaftes eine sekundäre Dauerstabilität durch Osteointegration, wodurch teilweise beachtliche Standzeiten erzielt werden. Aufgrund seiner Ergebnisse hat sich das Monoblock-Schaftsystem auch bei Patienten höheren Alters (> 80 Jahre)¹⁷, bei jüngeren Patienten (< 50 Jahre)¹⁸ und bei Patienten mit Hüftgelenksdysplasie bewährt¹⁹.



Abbildung 1: Monoblock-Geradschaft nach Zweymüller® (Alloclassic® Zweymüller® Hüftschaft)²⁰

1.3 Potentielle Einflussfaktoren der postoperativen femoralen Gelenkanatomie und der Schaftpositionierung

1.3.1 Minimalinvasive Implantationsverfahren (MIS)

Zur effektiven Verbesserung von Gelenkfunktion und Patientenzufriedenheit wurde in den letzten Jahren die minimalinvasive Hüftendoprothetik in der orthopädischen Chirurgie etabliert²¹⁻²³.

Wesentlich vorteilhaft gegenüber den Standardverfahren ist eine Pfannen- und Schaftimplantation mit nachweislich reduziertem operativem Trauma^{24,25}. Hieraus resultiert ein geringerer Blutverlust^{23,26}, eine frühere Mobilisation²⁷, geringere Schmerzen^{21,27}, ein besseres früh-funktionelles Outcome²⁸ und theoretisch auch bessere Langzeitergebnisse.

Ein mittlerweile etablierter minimalinvasiver Zugangsweg ist der anterolateral-minimalinvasive Zugang (ALMI). Bei diesem erfolgt die Präparation des Hüftgelenkes streng intermuskulär²⁹. Hierbei unterscheidet sich der ALMI-Zugang von anderen minimalinvasiven Implantationstechniken, welche vorwiegend eine Verkürzung der Inzision gegenüber dem Standardverfahren beschreiben³⁰. Der ALMI-Zugang ermöglicht eine Komponentenimplantation ohne Muskel- bzw. Sehnendurchtrennung und wird somit den eigentlichen Anforderungen an die MIS in vollem Umfang gerecht³¹.

Allerdings erhöht die einhergehende Reduktion der intraoperativen Übersicht und Orientierung³⁰ unter Umständen das Risiko postoperativer Komplikationen. Durch vermehrte Traktionskräfte der Haut, aufgrund des kleineren Zuganges, kann das Risiko von Wundheilungsstörungen zunehmen³². Gleichzeitig besteht die Gefahr einer höheren Varianz bei Pfanneninklination und -anteversion, mit einer möglicherweise erhöhten Rate an Fehlpositionierungen^{32,33}.

Während es eine Reihe von Untersuchungen zur Pfannenpositionierung gibt³⁴, ist über den Einfluss der minimalinvasiven Hüftendoprothesenimplantation auf die Schaftpositionierung vergleichsweise wenig bekannt.

Inbesondere gibt es keine dreidimensionalen Schaftpositionsanalysen zur exakten Beurteilung der Antetorsion oder des sagittalen Schaftalignments. In den wenigen existierenden Studien, welche den Einfluss eines minimalinvasiven Zugangsweges auf die Schaftposition untersuchen, wurden bisher ausschließlich Röntgenanalysen zur Positionsanalyse des Schaftes verwendet, die nur eine eingeschränkte Beurteilung ermöglichen³⁵⁻³⁷.

Da ein zusätzlicher Einfluss der minimalinvasiven Implantationsverfahren auf die postoperative Schaftpositionierung denkbar ist, sind weiterführende exakte dreidimensionale Schaftpositionsanalysen notwendig.

1.3.2 Body-Mass-Index (BMI)

Laut Statistischem Bundesamt waren im Jahr 2009 etwa 43% der Frauen bzw. 60% der Männer in Deutschland übergewichtig ($\text{BMI} \geq 25 \text{kg/m}^2$)³⁸. Insgesamt 16% dieser Männer und 14% dieser Frauen leiden an der stärksten Form des Übergewichtes, der Adipositas ($\text{BMI} \geq 30 \text{kg/m}^2$). Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) spricht diesbezüglich von einer Adipositas-Epidemie³⁹, deren Vorkommen weltweit stetig ansteigt⁴⁰.

Neben einem theoretisch erhöhten Risiko für Wundheilungsstörungen⁴¹, Wundrandnekrosen und Weichteilinfekten⁴² besteht bei Patienten mit einem erhöhten BMI zusätzlich die Gefahr einer erhöhten Rate an Implantatfehlpriorierungen⁴³⁻⁴⁵.

Übergewichtige ($\text{BMI} \geq 25 \text{kg/m}^2$) und adipöse Patienten ($\text{BMI} \geq 30 \text{kg/m}^2$) besitzen im Vergleich zur Allgemeinbevölkerung oftmals ein stärker ausgeprägtes Unterhautfettgewebe, insbesondere im Bereich des Hüftgelenkes.

Eventuell entsteht hierbei ein erhöhtes Risiko für Implantatfehlpriorierungen durch ein ungewolltes Abdrängen der Implantationsinstrumente an der ausgeprägten Unterhautfettschicht.

In Kombination mit einem minimalinvasiven Implantationsverfahren könnte sich dieses Risiko zusätzlich erhöhen, da die bereits reduzierte intraoperative Übersicht des MIS-Zuganges weiter verschlechtert und damit die intraoperative Orientierung zusätzlich erschwert wird⁴³.

Der Einfluss eines erhöhten BMI auf die MIS wird heute, trotz unzureichender Datenlage, kontrovers diskutiert. Ein $\text{BMI} \geq 30 \text{kg/m}^2$ wird von manchen Autoren als Kontraindikation für die MIS angesehen^{46,47}, andere Autoren wiederum sehen hier keine Einschränkungen^{35,48}.

Über den möglichen Einfluss eines erhöhten BMI auf die postoperative Schaftpositionierung ist aktuell wenig bekannt. Auch hier besteht die Notwendigkeit weiterführender dreidimensionaler Schaftanalysen.

1.4 Frage- und Aufgabenstellung

In der primären Hüftendoprothetik erfolgt die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes entlang der proximalen Femurachse, unter Vermeidung eines Varus-/Valgus-Alignments, in einer Anteversion von ca. 10°. Dieses Vorgehen führt jedoch unter Umständen zu einer Änderung der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie und der am Hüftgelenk wirkenden biomechanischen Kräfte mit unklarem Einfluss auf Funktion, Schmerzen, Zufriedenheit und Langzeiterfolg der Endoprothesenkombination.

- Ziel der Arbeit war es I.) unter Verwendung einer CT und 3D-Gelenkrekonstruktion die prä- und postoperative femorale Gelenkanatomie mit CCD-Winkel, Antetorsion und Offset sowie coronales und sagittales Schaftalignment bei Patienten nach Hüft-TEP-Implantation, unter Verwendung eines Monoblock-Geradschaftes, zu berechnen. II.) Des Weiteren soll der Einfluss der geänderten Gelenkparameter auf das funktionelle Outcome, den Schmerz und die Zufriedenheit des Patienten untersucht und III.) die Frage der Notwendigkeit einer exakten individuellen Gelenkrekonstruktion geklärt werden.

Unter dem Gesichtspunkt einer verbesserten Gelenkfunktion und Patientenzufriedenheit wurde in den letzten Jahren eine Vielzahl minimalinvasiver Implantationsverfahren in der primären Hüftendoprothetik etabliert. Im Vergleich zu den Standardzugangswegen resultiert aus der MIS ein erhöhtes Risiko für Pfannenfehlpositionierungen. Über einen möglichen Einfluss des ALMI-Zuganges auf die postoperative Schaftpositionierung existieren lediglich röntgenologische Daten, welche ein mögliches Varus-/Valgus-Alignment analysieren.

- Aus diesem Grund soll IV.) die postoperative Schaftpositionierung des ALMI- und mDL-Zuganges mit Hilfe der dreidimensionalen femoralen Gelenkrekonstruktion verglichen und V.) ein mögliches, zugangsspezifisches Risiko für Schaftmalalignment untersucht werden.

Während ein erhöhter BMI die intraoperative Pfannenpositionierung, insbesondere der MIS, nachweislich negativ beeinträchtigt, wird ein möglicher Einfluss auf die intraoperative Schaftpositionierung kontrovers diskutiert. Ein ausgeprägtes Unterhautfettgewebe verschlechtert die intraoperative Übersicht zusätzlich und führt

wohlmöglich zu einem unbewussten Abweichen der Implantationsinstrumente mit möglichem Einfluss auf die postoperative Schaftpositionierung.

- Aus diesem Grund sollte VI.) ein potentieller Einfluss des BMI auf die postoperative Schaftpositionierung unter Verwendung einer CT und 3D-Gelenkrekonstruktion analysiert und dargestellt werden.

2. Material und Methode

2.1 Patientenkollektiv

In diese Untersuchung sind prospektiv und randomisiert 44 Patienten mit einer Koxarthrose im Zeitraum von Februar 2007 bis Januar 2010 eingeschlossen worden.

Die Durchführung der Arbeit wurde sowohl von der Ethikkommission der Charité-Universitätsmedizin Berlin (Nr.: EA1/025/07) als auch von der Strahlenschutzbehörde der Bundesrepublik Deutschland (Nr.: 2077-036) genehmigt. Aufklärung und schriftliche Einverständniserklärung lagen von allen Patienten vor.

Das Durchschnittsalter der eingeschlossenen Patienten lag bei 65,3 Jahren, wobei der jüngste Patient 51 Jahre und der Älteste 80 Jahre alt waren. Insgesamt wurden 17 männliche und 27 weibliche Patienten eingeschlossen (Tabelle 1). Ausschlusskriterien waren Patienten mit einem Alter von jünger als 50 oder älter als 80 Jahre, höhergradige Dysplasiekoxarthrosen (>Typ Crowe 1), Frakturen, Voroperationen am Hüftgelenk, Knie-Totalendoprothesen, eine kontralaterale Hüftendoprothese, schwere Stoffwechselkrankheiten des Knochens sowie Medikamenteneinnahmen, die den Knochenstoffwechsel beeinflussen. Des Weiteren wurde die obere Grenze des Body-Mass-Index (BMI) auf 30kg/m² festgelegt. Eine demographische Übersicht des Patientenkollektives zeigt die Tabelle 1.

	ALMI	mDL	Gesamt	p-Wert
Anzahl der Patienten	23	21	44	
Alter (Jahre)	66,2 ± 8	64,3 ± 7	65,3 ± 7	0,41
Geschlecht (Mann / Frau)	9 / 14	8 / 13	17 / 27	0,94
BMI (kg/m ²)	27,0 ± 3,1	26,9 ± 3,3	26,9 ± 3,1	0,88
Seite (links / rechts)	10 / 13	9 / 12	19 / 25	1,00
HHS präoperativ	62,5	53,1	57,1	0,14

Tabelle 1: Demographische Übersicht des Patientenkollektivs (HHS - Harris-Hip-Score).

Die konsekutiv eingeschlossenen Patienten wurden entsprechend des operativen Zugangsweges randomisiert entweder der minimalinvasiven Gruppe (anterolateral-minimalinvasiver Zugang (ALMI), n=23) oder der Standardgruppe (modifiziert direkt-lateraler Zugangsweg (mDL), n=21) zugeordnet. Die Randomisierung erfolgte durch Würfeln, wobei ungerade Zahlen der ALMI- und gerade Zahlen der mDL-Gruppe zugeordnet wurden. Dem Operateur wurde das Ergebnis unmittelbar vor Operationsbeginn mitgeteilt.

2.2 Operative Zugangswege

2.2.1 Anterolateral-minimalinvasiver Zugang (ALMI)

Der anterolateral-minimalinvasive Zugangsweg ist ein modifizierter Watson-Jones Zugang, bei welchem der Zugang zum Gelenk intermuskulär, ohne Ablösen oder Inzision von Muskulatur, zwischen Tensor fasciae latae und Muskulus gluteus medius, erfolgt²⁹.

2.2.2 Modifiziert direkt-lateraler Zugangsweg (mDL)

Der in dieser Arbeit verwendete transgluteale Zugang ist eine modifizierte Technik des erstmals von Bauer und Hardinge beschriebenen Zuganges⁴⁹⁻⁵¹. Die Präparation des Hüftgelenks erfolgt hierbei durch eine maximal drei Zentimeter lange Inzision des Gluteus medius et minimus von der Ansatzstelle am Trochanter major nach kranial ziehend. Der vordere Anteil beider Muskeln wird sehnig von der Ansatzstelle am Trochanter major nach ventral abgelöst. Im Gegensatz zum Originalzugang von Bauer und Hardinge wurde in der hier verwendeten modifizierten Form eine Inzision des Vastus lateralis vermieden.

2.3 Implantate

Implantiert wurden ein zementfreier Monoblock-Geradschaft (Alloclassic[®], Zimmer[®], Warsaw, Indiana, USA) sowie eine zementfreie Pressfit-Pfanne (Allofit[®], Zimmer[®],

Warsaw, Indiana, USA). Die Operationen wurden von zwei Operateuren durchgeführt, welche insgesamt mehr als 1500 Hüftendoprothesenimplantationen unter Verwendung dieser Implantate und entsprechender Zugangswege durchgeführt haben. Die Schaftimplantation erfolgte in ca. 10° Antetorsion und im Verlauf der proximalen Femurachse, unter Vermeidung einer Varus- oder Valgusfehlstellung.

2.4 Klinische Untersuchung

Präoperativ wurde bei allen Patienten im Rahmen der klinischen Aufnahme eine orthopädische Untersuchung beider Hüftgelenke durchgeführt. Hierfür wurde ein Untersuchungsbogen verwendet, der sowohl Bewegungsausmaße (ROM) in allen drei Ebenen, aber auch Schmerzen, Hinken, Trendelenburg-Zeichen, Beinlängendifferenzen und Auffälligkeiten in Durchblutung, Motorik oder Sensibilität erfasste. Die subjektive Patienteneinschränkung bzw. -zufriedenheit wurde mit Hilfe des Harris-Hip-Score (HHS), eines Schmerz- und eines Zufriedenheitsscores untersucht. Der Schmerz- bzw. Zufriedenheitsscore orientiert sich an der visuellen Analogskala (VAS), bei welcher ein Punktwert von 0 (sehr gut) bis 10 (sehr schlecht) erreicht werden kann.

Die postoperativen Untersuchungen wurden zu zwei verschiedenen Zeitpunkten durchgeführt. Die erste Untersuchung erfolgte bereits im Rahmen des stationären Aufenthaltes am siebten postoperativen Tag durch eine CT zur Erfassung der postoperativen Gelenkanatomie. Drei Monate nach der Operation wurde eine erneute orthopädische Untersuchung beider Hüftgelenke anhand des gleichen präoperativen Untersuchungsbogens durchgeführt. Zu diesem Zeitpunkt erfolgte ebenfalls eine Erfassung von Komplikationen wie z.B. Luxationen, Infektionen, Lockerungen, Trendelenburg-Zeichen und die Untersuchung eines Impingement. Zusätzlich wurde eine erneute Erhebung vom HHS, Schmerz- und Zufriedenheitsscore durchgeführt.

2.4.1 Harris-Hip-Score

Bei dem von Harris et al. im Jahre 1969 entwickelten Test handelt es sich um einen spezifischen Hüftscore zur standardisierten Beurteilung von Funktionsstörungen am Hüftgelenk⁵².

Beim Test können maximal 100 Punkte erreicht werden. Dabei bilden die beiden subjektiven Bereiche wie Schmerz mit max. 44 und Funktion mit max. 47 Punkten den größten Teil des Testes (91%). Die anderen 9% entfallen auf den objektiven Bereich. Dieser beinhaltet mögliche Hüftgelenksanomalien mit max. 4 Punkten und den Bewegungsumfang am Hüftgelenk mit max. 5 Punkten.

Tabelle 2 zeigt die Einschätzung des Ergebnisses entsprechend der erreichten Punktezahl.

Punktwert	Ergebnis
100 - 90	exzellent
89 - 80	gut
79 - 70	befriedigend
<70	schlecht

Tabelle 2: Ergebnisdefinition anhand der erzielten Punktwerte.

Der HHS wurde zu zwei verschiedenen Zeitpunkten erhoben. Präoperativ und drei Monate nach der Operation.

2.4.2 Trendelenburg-Zeichen

Als Trendelenburg-Zeichen bezeichnet man das klinische Bild einer Insuffizienz der Musculi glutei medius et minimus. Ursächlich hierfür ist meist eine Läsion des Nervus gluteus superior als Komplikation einer Hüftgelenksoperation, intraglutäalen Injektion oder Nervenwurzelkompression. In seltenen Fällen kann auch eine angeborene Hüftgelenksluxation eine Insuffizienz der pelvitrochantären Muskulatur verursachen.

Klinisch stabilisiert die kontrahierte pelvitrochantäre Muskulatur des Standbeines das Becken in horizontaler Stellung. Besteht eine Insuffizienz der Musculi glutei medius et minimus, so kommt es beim Einbeinstand zu einem Absinken des Beckens auf der kontralateralen Seite - Trendelenburg-Zeichen positiv.

Tabelle 3 zeigt eine Einteilung des Trendelenburg-Zeichens nach Hoppenfeld entsprechend der klinischen Ausprägung.

- / -	negativ	Das Becken auf der Spielbeinseite kann kraftvoll angehoben werden.
- / +	schwach positiv	Das Becken auf der Spielbeinseite kann gerade noch gehalten, aber nicht mehr angehoben werden.
+ / +	positiv	Das Becken auf der Spielbeinseite sinkt ab.

Tabelle 3: Graduierung des Trendelenburg-Zeichens nach Hoppenfeld (1982)⁵³.

2.5 Radiologische Untersuchung mit Schwerpunkt Planung

Zur Operationsplanung wurden eine tiefzentrierte Beckenübersicht und eine axiale Hüftgelenkslangaufnahme angefertigt. Die Pfannen- und Schaftplanung erfolgte mit Hilfe standardisierter Planungsschablonen der Firma Zimmer® unter Berücksichtigung von Hüftzentrum, Offset und Beinlänge. Hüftzentrum und Offset der Gegenseite dienen als Referenz. Die Bestimmung der Beinlänge erfolgte über den Abstand zwischen Sitzbeinlinie und Trochanter minor.

Verlaufen Trochanter-minor-Linie, Sitzbeinlinie und Pfannendachlinie zwischen Planungsskizze der krankhaften Seite und der Gegenseite parallel, so resultiert bei Umsetzung der Planung meist eine Beinlängengleichheit⁵⁴.

Postoperativ wurde erneut eine tiefzentrierte Beckenübersicht erstellt. Anhand dieser wurde die postoperative Beinlänge der operierten Seite und der Gegenseite mit Hilfe der beschriebenen Methode bestimmt.

2.6 Computertomographie (CT)

Zur Erfassung der individuellen Patientenanatomie unterzogen sich alle Patienten prä- und 7 Tage postoperativ einer CT (Toshiba®, Toshiba Medical Systems Corporation, Okinawa, Japan).

Die CT wurde entsprechend einem standardisierten prä- und postoperativen Messprotokolls durchgeführt, welches wesentliche CT-Parameter wie Schichtabstand, Schichtdicke, Untersuchungsregion und Beinpositionierung beinhaltet (Abbildung 2).

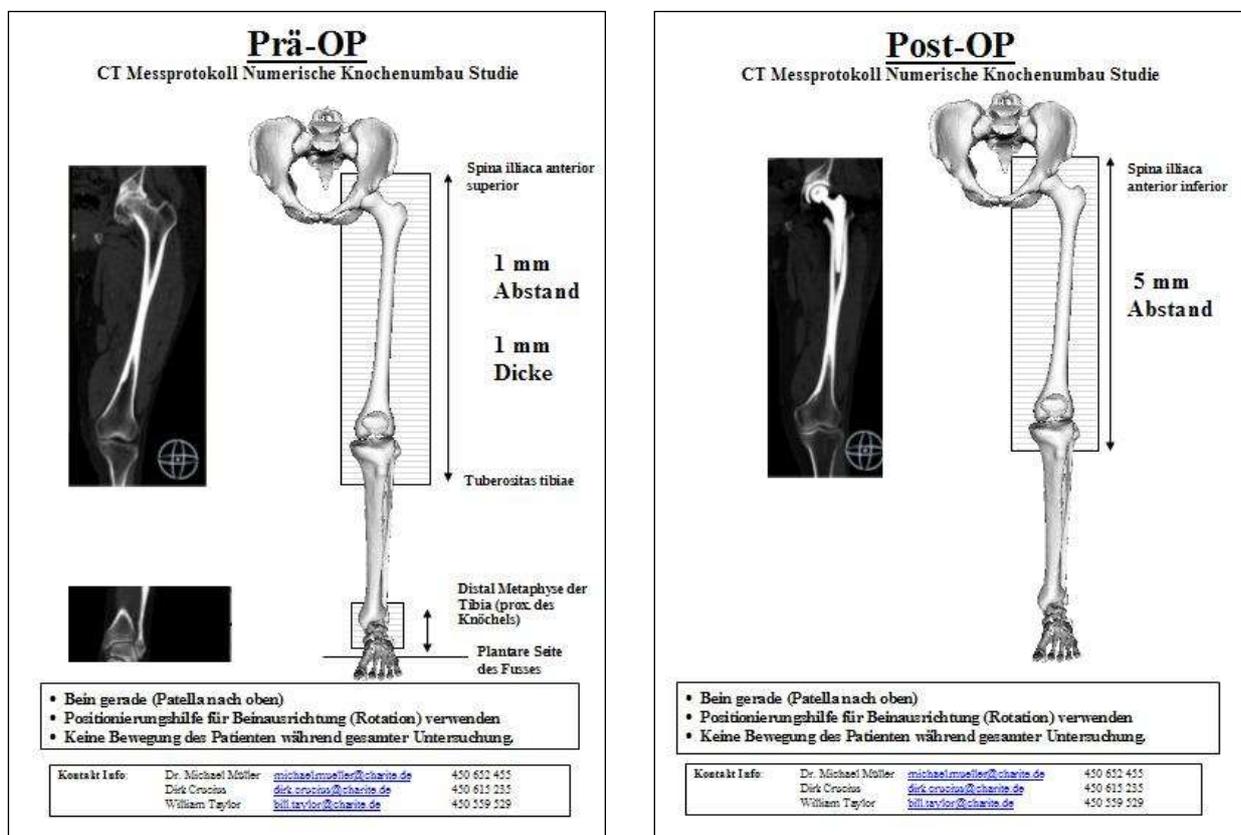


Abbildung 2: Das prä- (A) und postoperative (B) Untersuchungsprotokoll. Die Protokolle beinhalten den jeweiligen Messbereich, die Anleitung zur Lagerung des Beines und die Einstellung von Schichtdicke und des Schichtabstandes.

Die präoperative Computertomographie bestand aus einem axialen Scan mit einer Bildmatrixgröße von 512 x 512 Pixel. Schichtdicke und Schichtabstand lagen bei 1mm. Der Patient wurde auf dem Rücken gelagert. Es wurde eine Positionierungshilfe zur Beinausrichtung verwendet, die das Bein rotationsstabil lagerte. Die Patella des Patienten zeigte nach oben, das Bein war gestreckt. Gescannt wurde von kranial nach

kaudal, in zwei Phasen. Beginnend von der Spina iliaca anterior superior bis zur Tuberositas tibiae und weiter von der distalen Metaphyse der Tibia bis zur plantaren Seite des Fußes.

In der postoperativen Untersuchung wurden die axiale Ausrichtung und die Bildmatrixgröße beibehalten. Schichtdicke und -abstand erhöhten sich auf 5mm. Bei gleicher Lagerung des Patienten bzw. Ausrichtung des Beines erfolgte die Computertomographie von der Spina iliaca anterior superior zur Tuberositas tibiae.

2.7 Rekonstruktion der computertomographischen Daten (CT-Daten)

Die ermittelten CT-Daten wurden mit Hilfe einer 3D-Visualisierungssoftware (ZIBAmira[®], Zuse Institut Berlin, Germany) rekonstruiert und ausgewertet.

Ziel der Rekonstruktion war die Erstellung eines dreidimensionalen Oberflächenmodells aus dem CT-Datensatz (Abbildung 3).

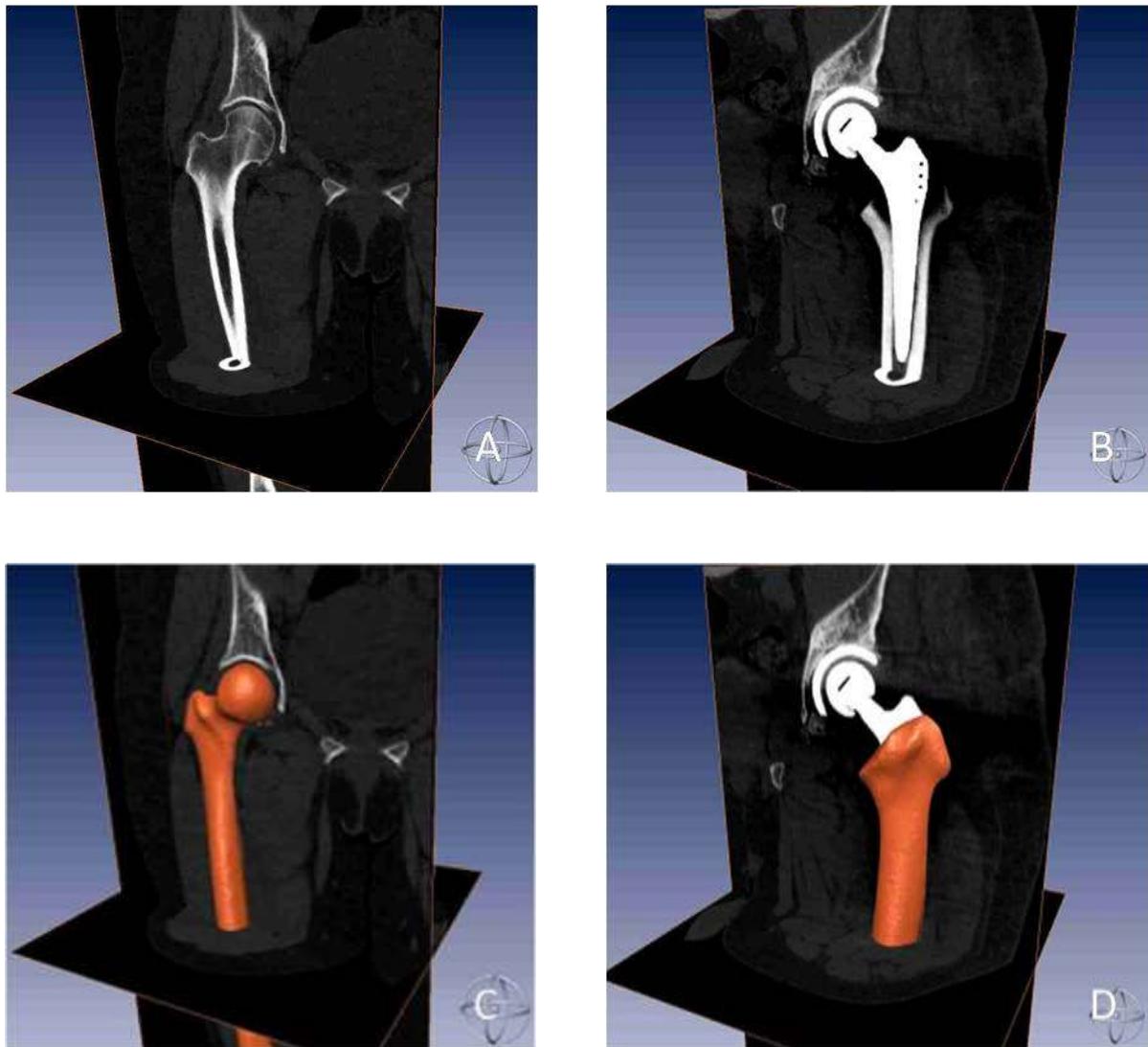


Abbildung 3: 3D-Rekonstruktion der prä- (A, C) und postoperativen (B, D) Gelenkgeometrie unter Verwendung des prä- (A) und postoperativen (B) CT-Datensatzes. Hierfür erfolgte eine Transformation eines ActiveShape-Modells mit Hilfe der Oberfläche des Patientenfemurs im CT-Datensatz. Abschließend erfolgte die Anfertigung des 3D-Oberflächenmodells aus dem transformierten ActiveShape-Modell.

Den Ausgangspunkt der Rekonstruktion bildete ein Femurmodell ohne patientenspezifische anatomische Merkmale (ActiveShape-Modell). Hierfür standen ein linkes und ein rechtes Modell zur Verfügung. Ziel der Rekonstruktion war die patientenspezifische Transformation des ActiveShape-Modelles mit Hilfe der individuellen Femuroberfläche des CT-Datensatzes. Als Erstes wurde eine manuelle Größen- und Lageanpassung des Modells mittels des CT-Datensatzes durchgeführt. Im

nächsten Schritt erfolgte eine noch unvollständige Modelltransformation. Diese beinhaltete nicht alle anatomischen Besonderheiten des betreffenden Femurs. Um diese zu erfassen, wurde im nächsten Schritt die vollständige Transformation durch manuelle Modelltransformation anhand der einzelnen Schichten des CT-Datensatzes durchgeführt. Das patientenspezifische ActiveShape-Modell wurde abschließend zu einem 3D-Oberflächenmodell konvertiert. Den präoperativen CT-Datensatz und die entsprechende 3D-Rekonstruktion zeigt Abbildung 3.

Die Rekonstruktion von Implantat und Implantatkopf erfolgte durch spezifische Selektion der Hounsfield-Units (HU) innerhalb des CT-Datensatzes. Als HU bezeichnet man die computertomographische Darstellung verschiedener Graustufen, die durch die lokalisationsbedingte Absorption der Röntgenstrahlung im Gewebe entsteht. Metalle bzw. Stoffe mit hoher Dichte weisen eine besonders hohe Absorption von Röntgenstrahlung auf, wodurch sich das Implantat einschließlich Implantatkopf problemlos aus dem CT-Datensatz abgrenzen ließ. Ein manuelles Nachbearbeiten war nicht notwendig. Der Implantat-Datensatz wurde im Anschluss ebenfalls zu einer 3D-Oberfläche konvertiert (Abbildung 4).

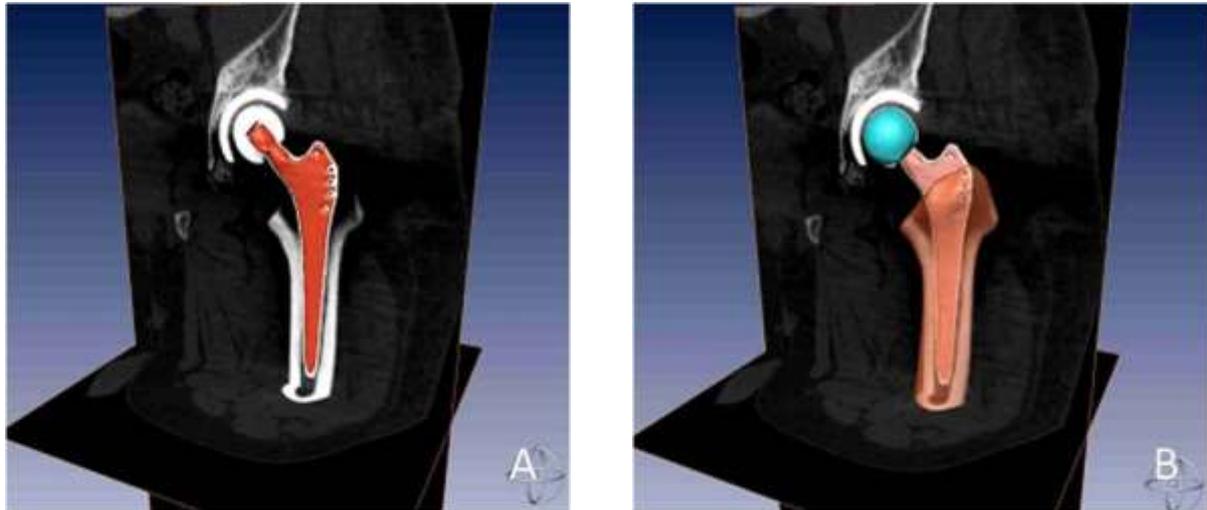


Abbildung 4: 3D-Implantatoberflächenrekonstruktion durch Selektion der spezifischen HU innerhalb des CT-Datensatzes von Implantatschaft (A) und Implantatschaft (B). Anschließende Konvertierung des implantatspezifischen Datensatzes in eine dreidimensionale Oberfläche.

2.7.1 Berechnung der anatomischen Parameter

Die Berechnung der anatomischen und implantatspezifischen Parameter erfolgte anhand des 3D-Oberflächenmodells durch die Visualisierungssoftware ZIBAmira®. Dabei wurden speziell für ZIBAmira® programmierte Softwaremodule verwendet, welche sowohl eine Festlegung der proximalen Femurachse, der Implantatachse, der Halsachse, der Implantathalsachse, der korrigierten Halsachse, des Hüftzentrums, der posterioren Kondylenachse und des Kniezentrums ermöglichten als auch die individuell anatomischen und implantatspezifischen Parameter -vektorenbasiert- berechneten.

2.7.1.1 ZIBAmira®-Softwaremodule

Die Visualisierungssoftware ZIBAmira® ist ein 3D-Rekonstruktionsprogramm, in welchem es möglich ist, zusätzliche Softwaremodule zu erstellen, um bestimmte geometrische Berechnungen durchzuführen.

In diesem Zusammenhang wurden für ZIBAmira® spezielle Softwareprogramme verwendet, die die Berechnung individueller anatomischer Parameter ermöglichten. Die Berechnungen erfolgten dabei mit Hilfe von Vektoren im dreidimensionalen Raum, welche zuvor am 3D-Oberflächenmodell festgelegt wurden.

2.7.1.2 Hüftzentrum

Das prä- und postoperative Hüftzentrum wurde durch den Mittelpunkt des Femurkopfes beziehungsweise des Implantatkopfes definiert. Die Berechnung der Mittelpunkte erfolgte durch ZIBAmira® und der dafür zur Verfügung stehenden Software. Die Abbildungen zeigen eine beispielhafte Darstellung des Hüftzentrums am 3D-Oberflächenmodell (Abbildung 5).

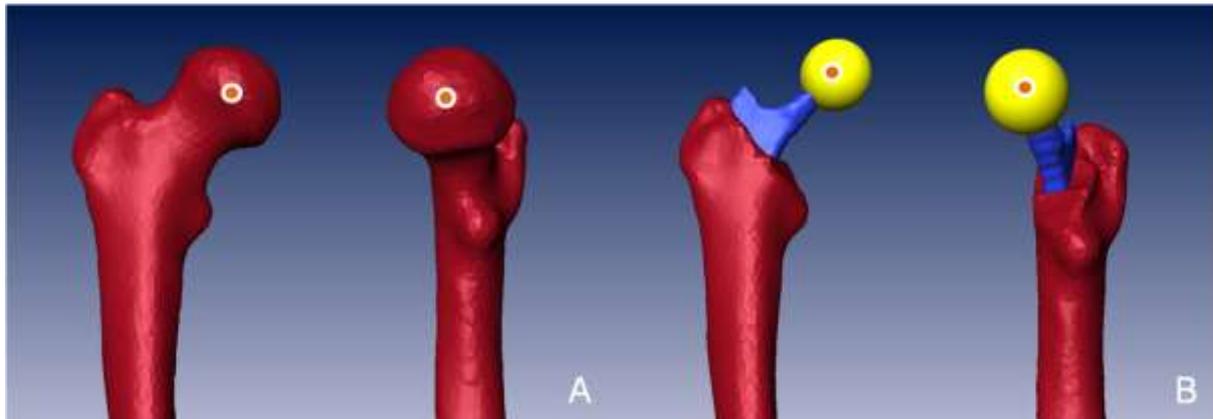


Abbildung 5: Definition des Hüftzentrums am prä- (A) und postoperativen (B) 3D-Oberflächenmodell.

2.7.1.3 Proximale Femurachse und Halsachse

Die Festlegung der proximalen Femurachse erfolgte durch Bestimmung des Mittelpunktes zweier Femurellipsen, ca. 1cm und ca. 5cm, distal des Trochanter minors. Durch die errechneten Ellipsen wurde anschließend eine Gerade gelegt, die der proximalen Femurachse entsprach. Da der Verlauf der proximalen Femurachse, aufgrund der natürlichen Antekurvatur des Femurs, in diesem Bereich variabel ist¹⁰, erfolgten mehrere Messungen (n=10), woraus eine mittlere proximale Femurachse resultierte.

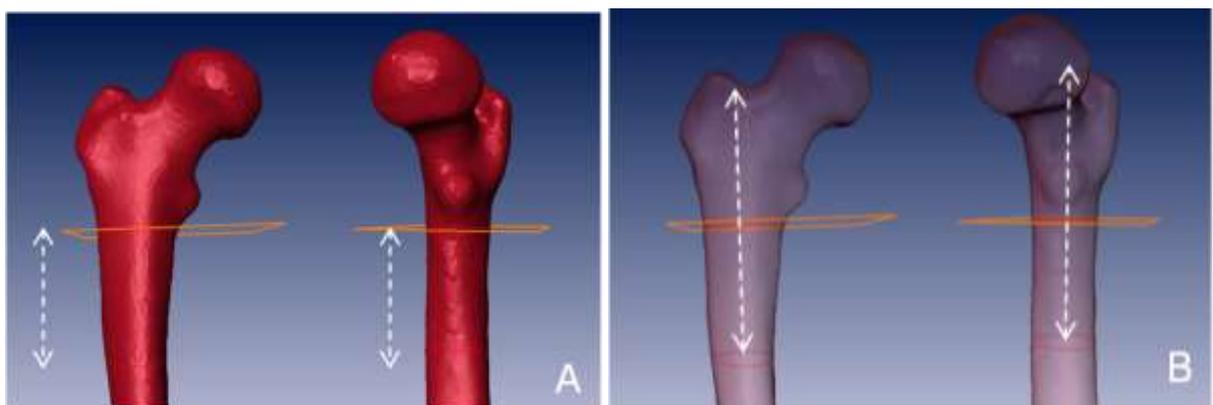


Abbildung 6: Definition der proximalen Femurachse am 3D-Oberflächenmodell des präoperativen Femur. Festlegung des Messbereiches am proximalen Femur (A) und Berechnung bzw. Darstellung der proximalen Femurachse (B). Die roten Vierecke am

proximalen Ende des Messbereiches in beiden Abbildungen zeigen Projektionsebenen im Raum, die für die späteren Berechnungen benötigt wurden.

Die Halsachse entspricht der Geraden, welche durch die Ellipsen mehrere Durchmesser des distalen Collum femoris führt und diese mit dem Hüftzentrum verbindet.

Die Abbildung 7 veranschaulicht beispielhaft die Festlegung und den Verlauf der Halsachse.

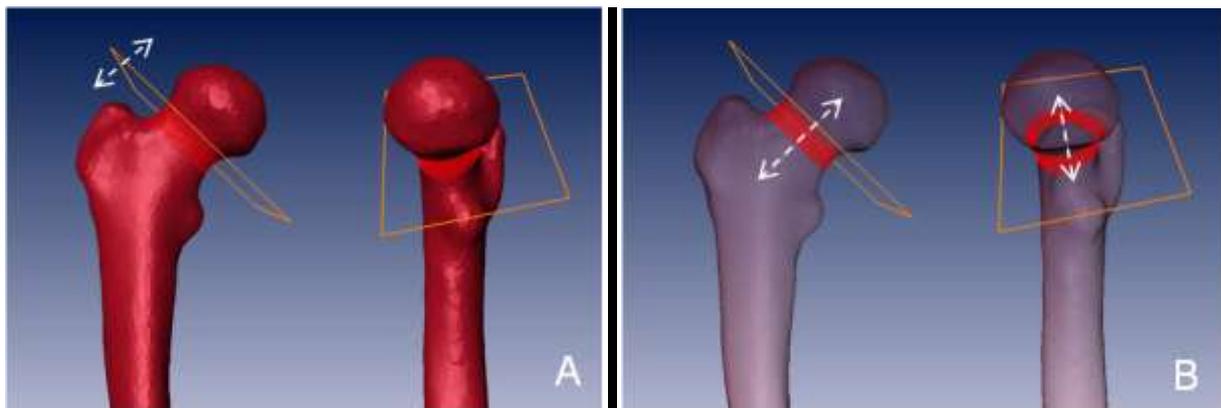


Abbildung 7: Definition der Halsachse am 3D-Oberflächenmodell des präoperativen Femur. Festlegung des anatomischen Collum femoris (A) und Berechnung bzw. Darstellung der anatomischen Halsachse (B). Die roten Vierecke am proximalen Ende des Messbereiches in beiden Abbildungen zeigen Projektionsebenen im Raum, die für die späteren Berechnungen benötigt wurden.

2.7.1.4 Implantatachse und Implantathalsachse

Die Bestimmung der Implantatachse erfolgte durch Messung des distalen Implantatdurchmessers, ca. 1cm oberhalb der Implantatspitze und 5cm proximal davon. Aus der Verbindungslinie der Mittelpunkte beider Ellipsen ergab sich die Implantatachse.

Die Abbildung 8 zeigt eine beispielhafte Darstellung von Bestimmung, Lage und Verlauf der Implantatachse.

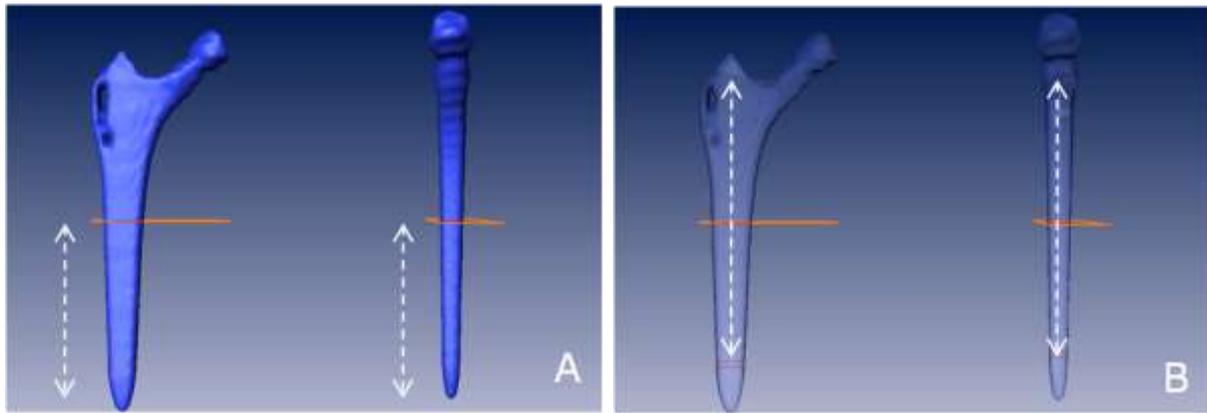


Abbildung 8: Definition der Implantatachse am 3D-Oberflächenmodell des Implantates. Festlegung des Messbereiches am 3D-Oberflächenmodell (A) und Berechnung bzw. Darstellung der Implantatachse (B). Die roten Vierecke am proximalen Ende des Messbereiches in beiden Abbildungen zeigen Projektionsebenen im Raum, mit deren Hilfe die späteren Berechnungen durchgeführt wurden.

Die Implantathalsachse wurde am Implantathals auf einer Länge von ca. 1cm definiert. Am distalen Ende des Implantathalses wurde eine Ellipse bestimmt und dessen Mittelpunkt mit dem Hüftzentrums zu einer Geraden verbunden. Der Verlauf der Geraden entspricht der Implantathalsachse.

Die Abbildung 9 zeigt eine beispielhafte Darstellung der Festlegung der Implantathalsachse.

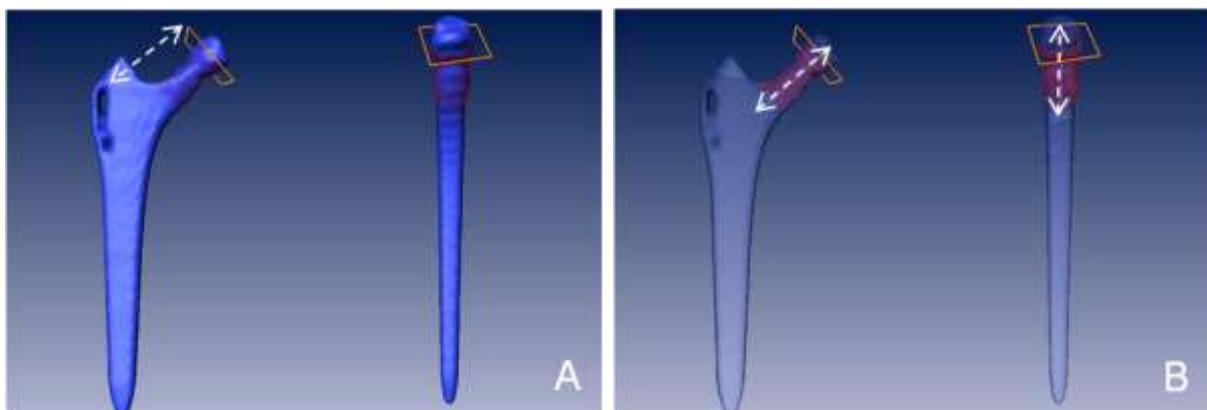


Abbildung 9: Definition der Implantathalsachse am 3D-Oberflächenmodell des Implantates mit Bestimmung des Messbereiches am Implantathals (A) und Berechnung bzw. Darstellung der Halsachse (B). Die roten Vierecke zeigen Projektionsebenen für die Vektorenberechnungen.

2.7.1.5 Korrigierte Halsachse

Für die weiteren Berechnungen war es notwendig die Halsachsen zu korrigieren und als Vektor zwischen proximaler Femurachse und Hüftzentrum darzustellen (Abbildung 10 und Abbildung 11). Die Korrekturnotwendigkeit ergab sich aus der natürlichen Antekurvatur des Femurs, wodurch sich proximale Femurachse und Halsachse, aber auch Implantathalsachse nicht berühren bzw. schneiden.

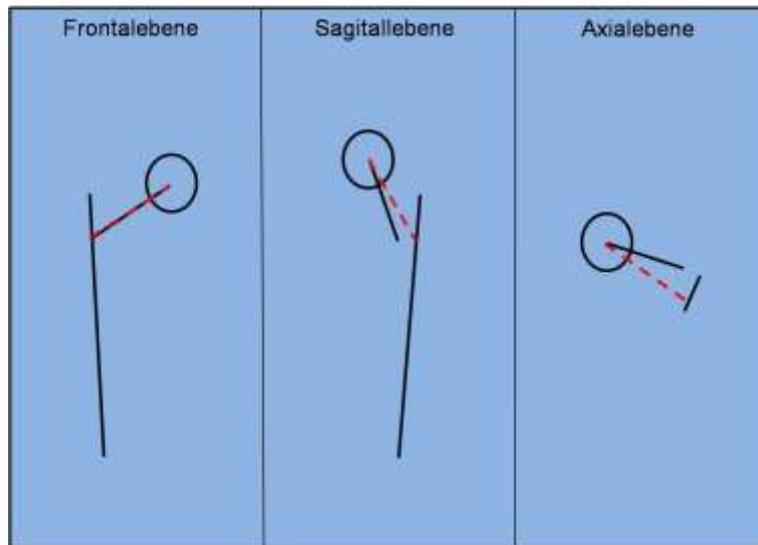


Abbildung 10: Schematische Darstellung des Verlaufes der korrigierten Halsachse (rot gestrichelt) in allen drei Ebenen in Bezug zum Hüftzentrum, der Halsachse und der proximalen Femurachse (schwarz).

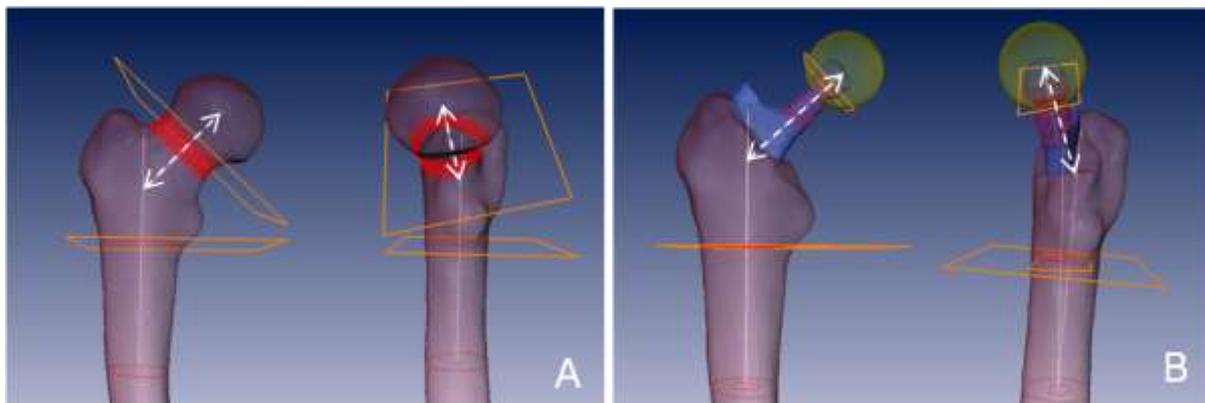


Abbildung 11: Definition der korrigierten Halsachse am prä- (A) und postoperativen (B) 3D-Oberflächenmodell. Die roten Vierecke am proximalen Ende des Messbereiches der

proximalen Femurachse und der Halsachse in beiden Abbildungen zeigen Projektionsebenen für die späteren Berechnungen.

2.7.1.6 Posteriore Kondylachse

Abbildung 12 zeigt die Bestimmung der posterioren Kondylenebene. Die posteriore Kondylenachse ergab sich aus der Verbindungslinie der jeweiligen dorsalsten Punkte am medialen und lateralen Femurkondylus.

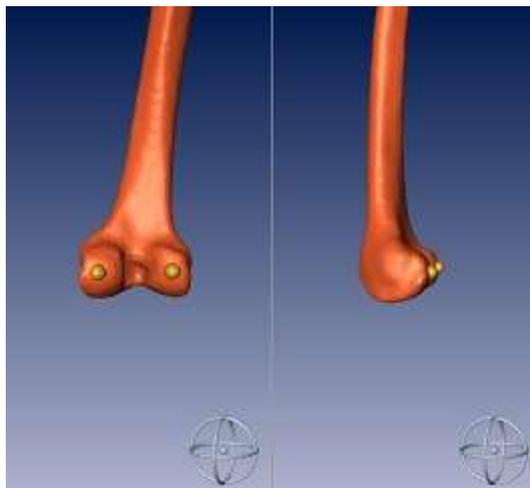


Abbildung 12: Die posterioren Kondylenachse am 3D-Oberflächenmodell.

2.7.2 Präoperative Berechnung anatomischer Parameter

Am präoperativen Modell wurde mit Softwaremodulen in ZIBAmira[®] der Collum-Caput-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel), die Torsion des proximalen Femur, die Femurhalslänge und das Offset über die zuvor ermittelten anatomischen Achsen und Zentren im präoperativen 3D-Rekonstruktionsmodell (proximale Femurachse, Hüftzentrum, Halsachse, korrigierte Halsachse, posteriore Kondylenachse und Kniezentrum) berechnet.

Das Offset ergibt sich aus der Länge der Senkrechten, welche die proximale Femurachse mit dem Hüftzentrum verbindet.

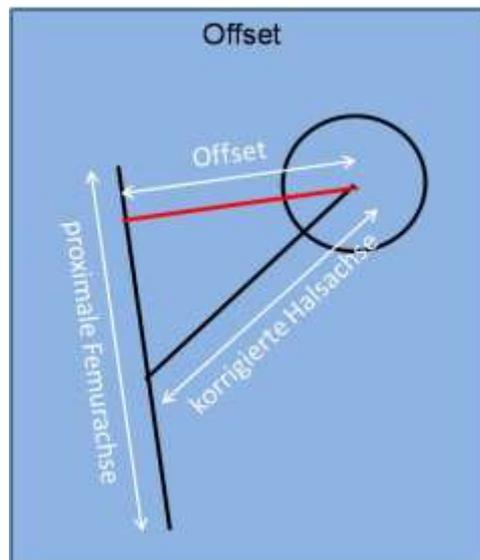


Abbildung 13: Schematische Darstellung des Verlaufes und der Lage des Offsets (rote Linie) in der Frontalebene in Bezug zur korrigierten Halsachse und der proximalen Femurachse.

In der Frontalebene entsteht hierbei ein rechtwinkliges Dreieck zwischen Offset, proximaler Femurachse und korrigierter Halsachse. Die Länge des Offsets konnte mit Hilfe einer trigonometrischen Winkelfunktion berechnet werden. Durch den CCD-Winkel, welcher sich außerhalb des Dreieckes befindet, können alle Dreiecksinnenwinkel berechnet werden (Innenwinkelsumme=180°).

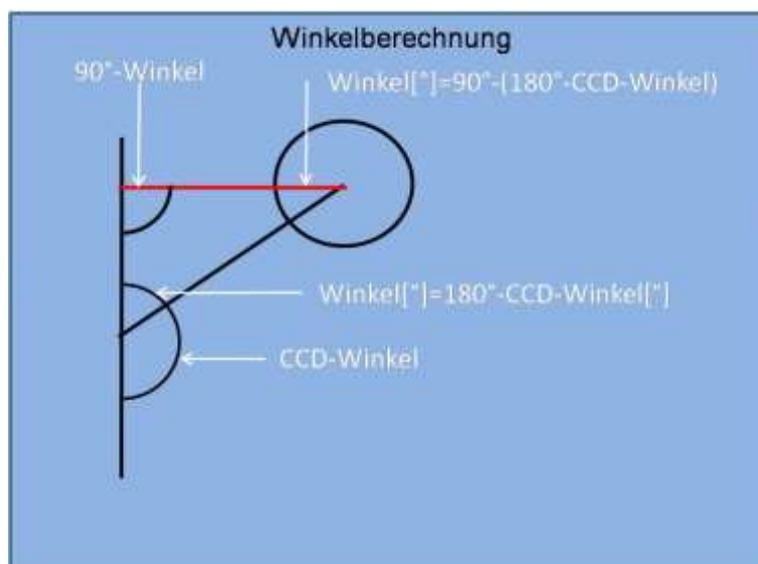


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Innenwinkelberechnung an dem entstehenden rechtwinkligen Dreieck.

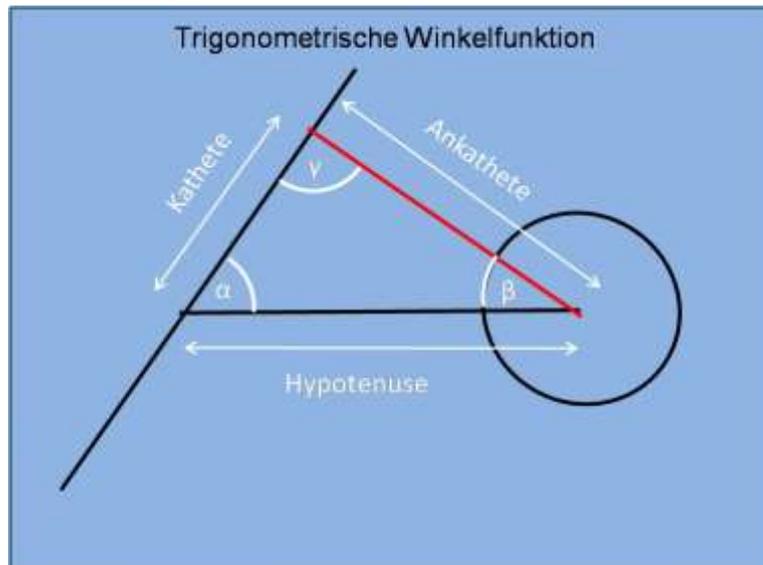


Abbildung 15: Schematische Darstellung und trigonometrische Definition des rechtwinkligen Dreiecks.

Mit Hilfe der korrigierten Halsachsenlänge aus der vorangegangenen präoperativen Berechnung und der Dreiecksinnenwinkel kann die Offsetlänge durch die Kosinusfunktion berechnet werden:

$$\cos \beta [\text{°}] = \text{Ankathete [mm]} / \text{Hypotenuse [mm]}$$

Am Schema entspricht die Länge der Ankathete der gesuchten Länge des Offsets. Die Hypotenuse entspricht der Länge der korrigierten Halsachse.

Zur Berechnung des Offsets wurde die Formel mit Hilfe von Halslänge und CCD-Winkel umgestellt verwendet:

$$\text{Offset [mm]} = \text{Halslänge [mm]} \times \cos (\text{CCD-Winkel [°]} - 90^\circ)$$

2.7.3 Postoperative Berechnung

Am postoperativen Femur erfolgte die Berechnung von CCD-Winkel, funktioneller Torsion (fAT), rotatorischer Torsion (rAT), Halslänge, Offset, sagittaler Verkippung und Varus-/Valgus-Alignment der Prothese über die zuvor ermittelten anatomischen Achsen und Zentren im postoperativen 3D-Rekonstruktionsmodell (proximale Femurachse,

Implantatachse, Hüftzentrum, Implantathalsachse, korrigierte Implantathalsachse, posteriore Kondylenachse und Kniezentrum).

Auch die Berechnung der postoperativen Parameter wurde mit einem zusätzlichen Softwaremodul in ZIBAmira[®] durchgeführt. Das postoperative Offset errechnete sich mit der bereits zur präoperativen Berechnung verwendeten Formel.

2.8 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte unter Verwendung von Microsoft[®] Excel[®] 2010 (Microsoft Inc., Redmond, Washington, USA) und SPSS[®] 15.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

Die Gegenüberstellung der prä- und postoperativen Daten erfolgte durch t-Test für ungepaarte Stichproben. Der t-Test für gepaarte Stichproben kam bei der Betrachtung linearer Veränderungen zur Anwendung. Einzelne Variablen beider Gruppen wurden mit Hilfe des Exakten Fisher-Test ausgewertet.

Die Beurteilung des Signifikanzniveaus auf Varianzgleichheit erfolgte durch den Levene-Test. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Tabellen und Box-Whisker-Plots wurden zur graphischen Wertedarstellung verwendet. Die Anfertigung der Tabellen erfolgte in Microsoft[®] Word[®] 2010 (Microsoft Inc., Redmond, Washington, USA), die der Boxplots in SPSS[®] 15.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

3 Ergebnisse

3.1 Präoperative anatomische Gelenkparameter - Gesamtpatientenkollektiv

Der präoperativ gemessene CCD-Winkel des Gesamtkollektivs lag im Mittel bei $128,8^\circ \pm 6,3^\circ$ ($118,8^\circ - 146,9^\circ$). Zwischen dem präoperativen CCD-Winkel der ALMI- und der mDL-Gruppe bestand statistische Signifikanz ($p=0,008$, t-Test).

Der femorale Torsionswinkel war präoperativ bei allen Patienten positiv, sodass im gesamten Kollektiv eine Antetorsion des Femurs vorlag. Der Antetorsionswinkel betrug im Mittel $24,9^\circ \pm 8,1^\circ$ und erstreckte sich zwischen $7,9^\circ$ und $39,1^\circ$.

Das präoperative Offset betrug im Durchschnitt $39,7\text{mm} \pm 5,3\text{mm}$ und erstreckte sich von $29,3\text{mm} - 51,5\text{mm}$.

	ALMI	mDL	Total	p-Wert
CCD-Winkel	$126,5^\circ \pm 5,5^\circ$	$131,3^\circ \pm 6,2^\circ$	$128,8^\circ \pm 6,3^\circ$	0,008
Torsion	$26,6^\circ \pm 8,1^\circ$	$22,9^\circ \pm 7,8^\circ$	$24,9^\circ \pm 8,1^\circ$	0,13
Offset	$41,0\text{mm} \pm 5,3\text{mm}$	$38,3\text{mm} \pm 5,0\text{mm}$	$39,7\text{mm} \pm 5,3\text{mm}$	0,09

Tabelle 4: Überblick über die dreidimensionale präoperative Hüftgelenksanatomie.

3.2 Postoperative anatomische Gelenkparameter - Gesamtpatientenkollektiv

3.2.1 CCD-Winkel

Der postoperative CCD-Winkel betrug im Durchschnitt $131,6^\circ \pm 2,1^\circ$. Gegenüber dem präoperativen Wert vergrößerte sich der CCD-Winkel um durchschnittlich $2,8^\circ$ ($-14,2^\circ - 13,3^\circ$) ($p=0,008$, t-Test). Die Änderung von prä- zu postoperativem CCD-Winkel war statistisch signifikant.

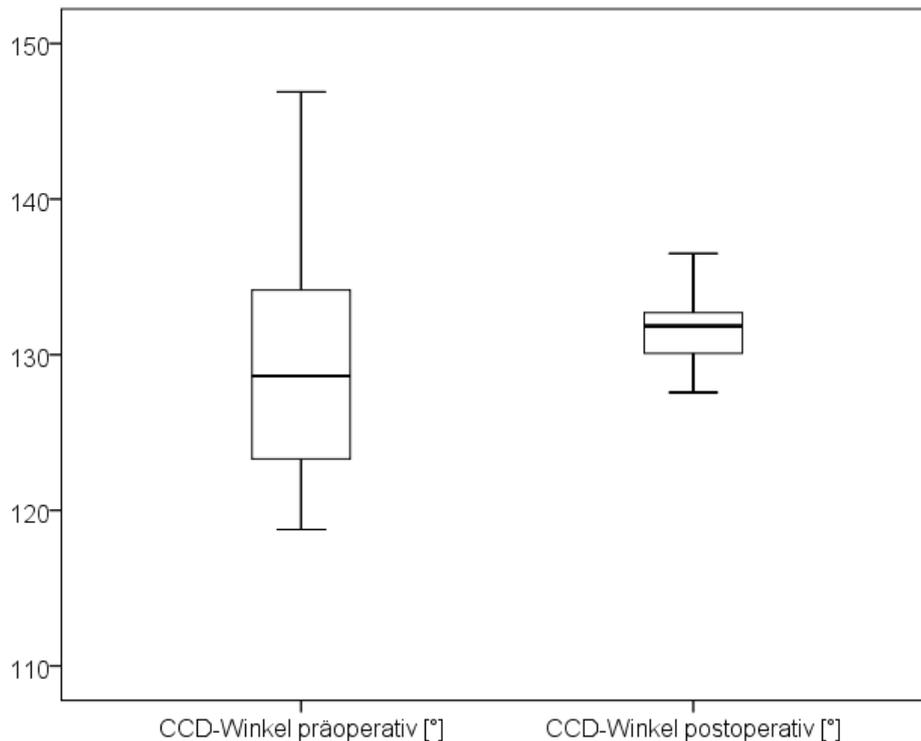


Abbildung 16: Grafische Darstellung des prä- ($125,1^\circ \pm 4,0^\circ$) und postoperativen ($132,1^\circ \pm 2,2^\circ$) CCD-Winkels [°] im Gesamtpatientenkollektiv.

Bei insgesamt 28 Patienten (63,6%) vergrößerte sich der CCD-Winkel von durchschnittlich $125,1^\circ \pm 4,0^\circ$ auf $132,1^\circ \pm 2,2^\circ$ postoperativ. Insgesamt 16 Patienten (36,4%) zeigten eine Verkleinerung des präoperativen CCD-Winkels von $135,1^\circ \pm 2,2^\circ$ auf $130,8^\circ \pm 1,8^\circ$ postoperativ.

CCD-Winkel	Vergrößerung	Verkleinerung
Anzahl (n=44)	28 (63,6%)	16 (36,4%)
Präoperativ	$125,1^\circ \pm 4,0^\circ$	$135,1^\circ \pm 2,2^\circ$
Postoperativ	$132,1^\circ \pm 2,2^\circ$	$130,8^\circ \pm 1,8^\circ$
Differenz Δ	$7,0^\circ \pm 3,8^\circ$	$-4,5^\circ \pm 3,4^\circ$

Tabelle 5: Übersicht über die prä- zu postoperative Änderung des CCD-Winkels beim Gesamtpatientenkollektiv.

3.2.2 Torsion

Entsprechend den Ausführungen im Material- und Methodenteil wurde zwischen einer funktionellen (unter Berücksichtigung der sagittalen Schaftverkipfung) und rotatorischen Antetorsion unterschieden.

3.2.2.1 Torsion funktionell (fAT)

Die funktionelle postoperative Torsion betrug bei allen Patienten durchschnittlich $18,9^\circ$. Die kleinste Antetorsion lag bei $6,2^\circ$, die Größte bei $37,2^\circ$.

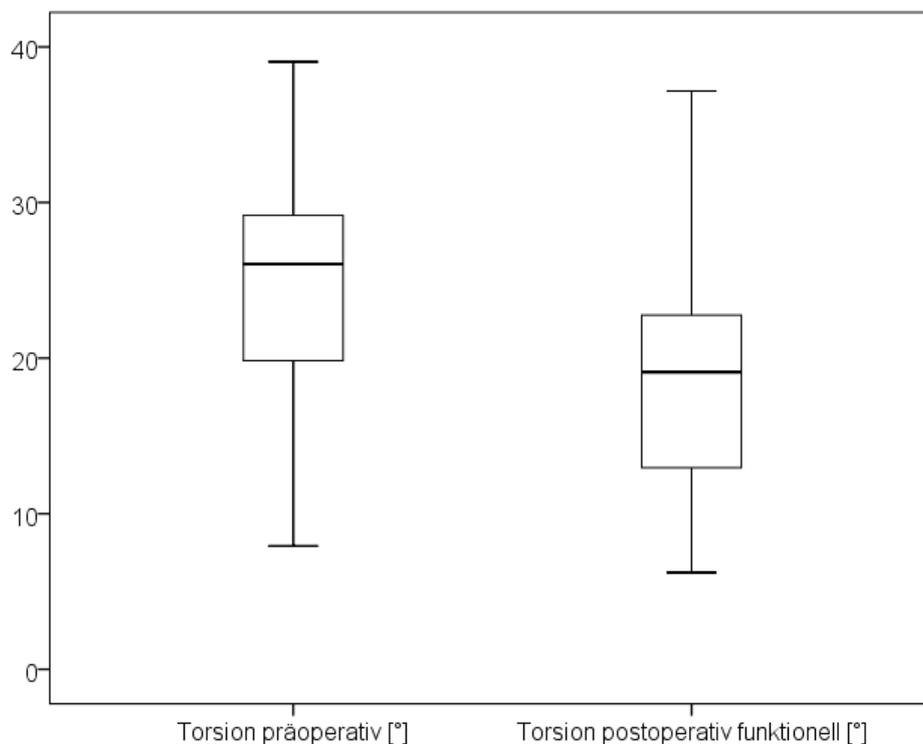


Abbildung 17: Darstellung der präoperativen ($24,9^\circ \pm 8,1^\circ$) und der postoperativ funktionellen ($18,9^\circ \pm 7,4^\circ$) Torsion [°] des Hüftgelenkes.

In Bezug zur präoperativ gemessenen Torsion ergab sich eine Verkleinerung um durchschnittlich $6,1^\circ$ ($-27,4^\circ - 9,5^\circ$). Diese postoperative Verkleinerung der Torsion war hoch signifikant ($p < 0,001$, t-Test). Bei insgesamt 7 Patienten (15,9%) vergrößerte sich die Torsion im Vergleich zum präoperativen Wert, bei 37 Patienten (84,1%) verkleinerte sie sich hingegen.

Torsion funktionell	Vergrößerung	Verkleinerung
Anzahl (n=44)	7 (15,9%)	37 (84,1%)
Präoperativ	20,6° ± 9,8°	25,7° ± 7,6°
Postoperativ	25,7° ± 10,5°	17,5° ± 6,0°
Differenz Δ	5,1° ± 3,2°	-8,2° ± 6,4°

Tabelle 6: Übersicht über die prä- zu postoperative Änderung der funktionellen Torsion beim Gesamtpatientenkollektiv.

3.2.2.2 Torsion rotatorisch (rAT)

Die postoperativ rotatorischen Torsionen (operativ justierte) lagen im Mittel bei 7,4° ± 7,3° und erstreckte sich im Patientenkollektiv von -11,6° Retrotorsion bis 25,9° Antetorsion. Von der anzustrebenden Schaftantetorsion, ca. 10°, lag eine Abweichung von durchschnittlich -2,6° (-21,6 - 15,9°) vor. Bei 22 Patienten (50%) befand sich die rAT im angestrebten Intervall von 10° ± 5° AT. Insgesamt 16 Patienten (36,4%) zeigten eine rotatorische Torsion <5°, 6 Patienten (13,6%) eine rotatorische Torsion >15°.

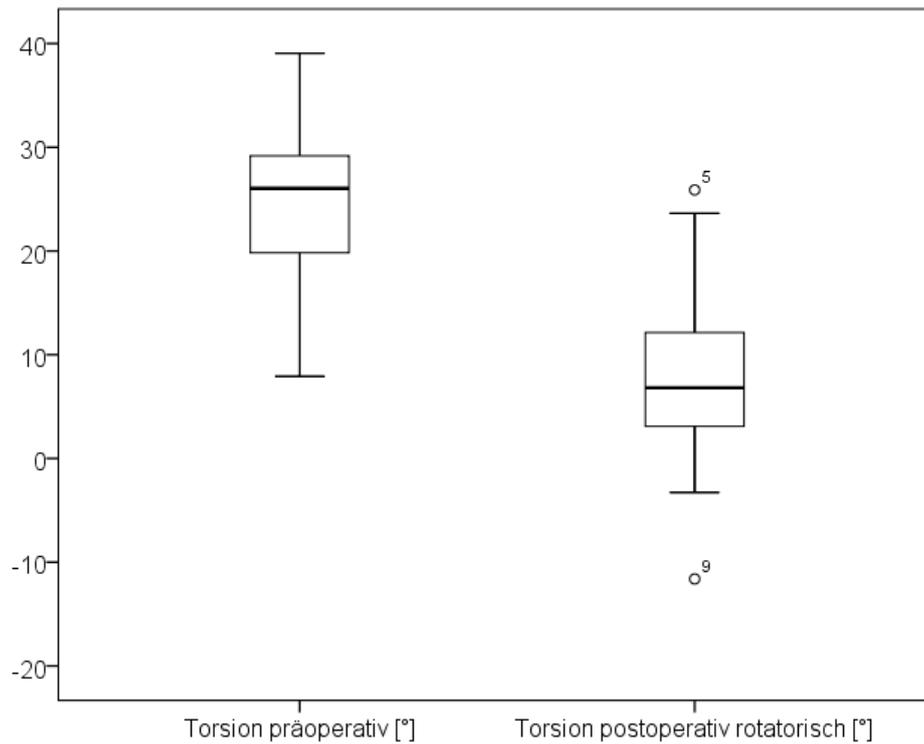


Abbildung 18: Darstellung der präoperativen ($24,9^\circ \pm 8,1^\circ$) und der postoperativ rotatorischen ($7,4^\circ \pm 7,3^\circ$) Torsion [°] des Hüftgelenkes.

3.2.3 Offset

Das postoperative Offset lag im Durchschnitt bei $41,7\text{mm} \pm 4,3\text{mm}$ ($33,2\text{mm} - 50,6\text{mm}$). Es vergrößerte sich durchschnittlich um $2,1\text{mm}$ ($-7,2\text{mm} - 18,7\text{mm}$) gegenüber dem präoperativen Offset. Diese mittlere Zunahme vom prä- zum postoperativen Offset war statistisch signifikant ($p=0,012$, t-Test).

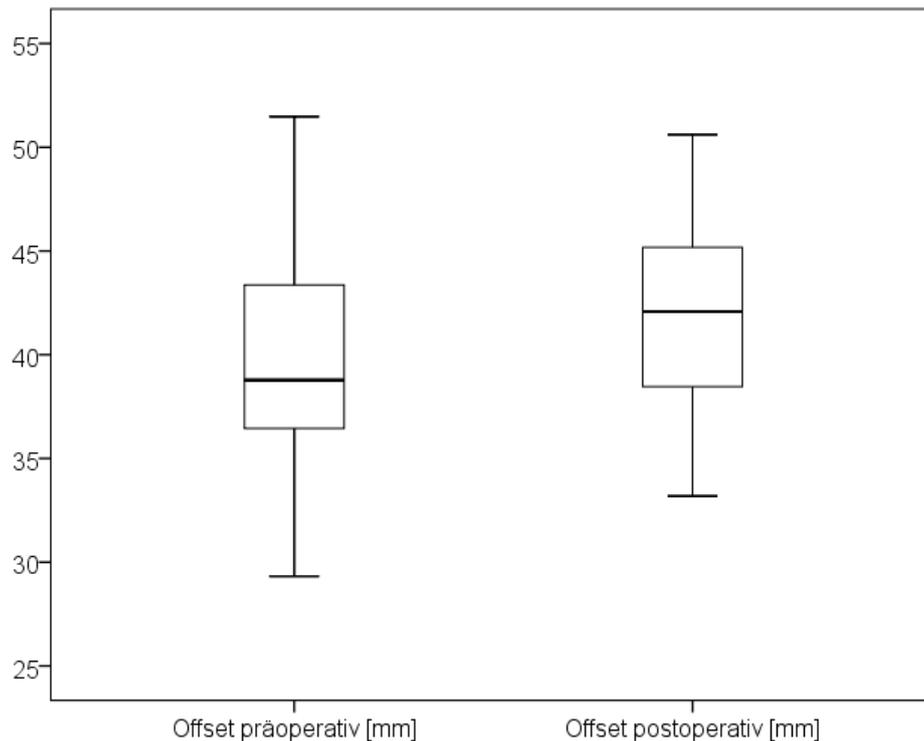


Abbildung 19: Grafische Darstellung des prä- ($39,7\text{mm} \pm 5,3\text{mm}$) und postoperativen ($41,7\text{mm} \pm 4,3\text{mm}$) Offsets [mm] im Gesamtpatientenkollektiv.

Insgesamt zeigte sich bei 13 Patienten (29,5%) eine Abnahme des Offsets um durchschnittlich $3,8\text{mm} \pm 1,9\text{mm}$ und bei 31 Patienten (70,5%) eine Zunahme um durchschnittlich $4,5\text{mm} \pm 4,1\text{mm}$.

Offset	Vergrößerung	Verkleinerung
Anzahl (n=44)	31 (70,5%)	13 (29,5%)
Präoperativ	$37,6\text{mm} \pm 4,0\text{mm}$	$44,6\text{mm} \pm 4,7\text{mm}$
Postoperativ	$42,1\text{mm} \pm 3,9\text{mm}$	$40,8\text{mm} \pm 5,2\text{mm}$
Differenz Δ	$4,5\text{mm} \pm 4,1\text{mm}$	$-3,8\text{mm} \pm 1,9\text{mm}$

Tabelle 7: Übersicht über die Änderungen des Offsets beim Gesamtpatientenkollektiv.

3.2.4 Varus-/Valgus-Alignment

Beim Varus-/Valgus-Alignment wurde eine durchschnittliche Abweichung von $0^\circ \pm 1,8^\circ$ ($-3,2^\circ - 4,5^\circ$). Bei insgesamt drei Patienten konnte eine Abweichung von mehr als 3° nach Varus festgestellt werden (7%). Demgegenüber fand sich im Gesamtkollektiv nur ein Patient mit einer valgischen Abweichung von mehr als 3° (2%). Bei insgesamt 40 Patienten lag das Alignment innerhalb der Grenzen von 3° (91%).

Varus-/Valgus-Alignment	Patientenanzahl (n=44)
Neutralposition, Varus/Valgus $\pm 3^\circ$	40 (91%)
Varus $>3^\circ$	3 (7%)
Valgus $>3^\circ$	1 (2%)

Tabelle 8: Übersicht über das postoperative Schaftalignment in der Frontalebene.

3.2.5 Sagittale Schaftverkipfung

Die Implantatachse war gegenüber der proximalen Femurachse bei allen Patienten nach anterior verkippt. Sie betrug im Durchschnitt $5,5^\circ \pm 1,8^\circ$ ($2,1^\circ - 9,3^\circ$) anterior zur proximalen Femurachse. Dabei lag bei der überwiegenden Mehrheit der Patienten (40 (91%)) eine Abweichung von $>3^\circ$ vor. Nur 4 Patienten (9%) wiesen eine anteriore Abweichung von $<3^\circ$ auf.

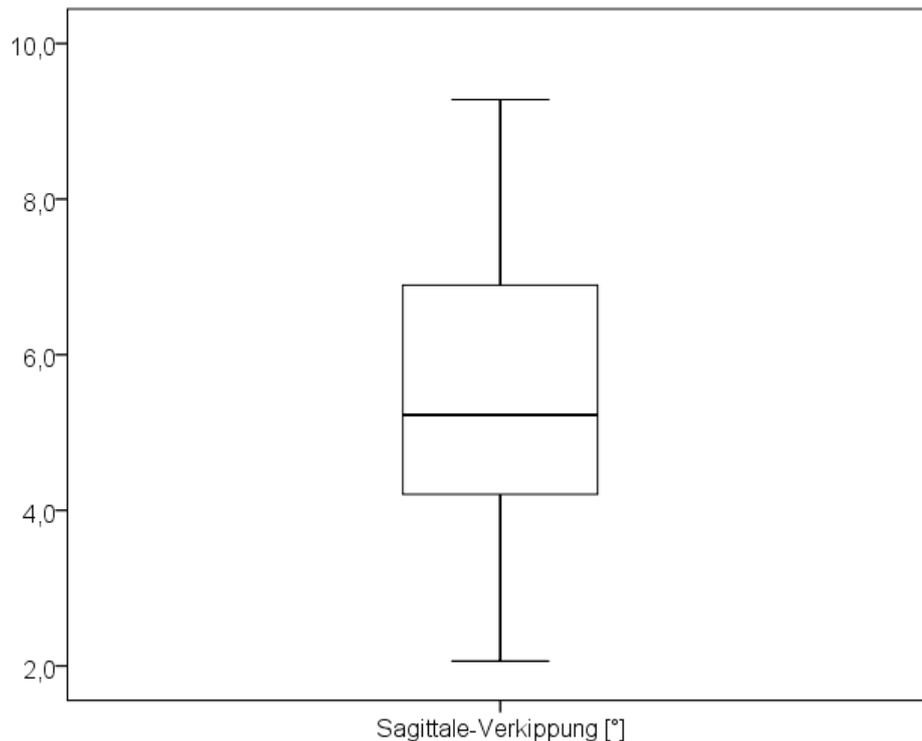


Abbildung 20: Die Abbildung zeigt die Verteilung der Sagittalen-Verkipfung des Implantats [°] zur proximalen Femurachse. Die mittlere Schaftabweichung betrug $5,5^\circ \pm 1,8^\circ$ nach anterior zur proximalen Femurachse.

3.2.6 Postoperative Beinlänge

Es zeigte sich eine postoperative Beinverlängerung im Vergleich zur Gegenseite um durchschnittlich $1,3\text{mm} \pm 3\text{mm}$. Bei insgesamt 98% ($n=43$) aller Patienten war die postoperative Beinlängendifferenz im Intervall von $\pm 10\text{mm}$.

3.3 Klinisches Outcome

3.3.1 Harris-Hip-Score

Der präoperative Harris-Hip-Score (HHS) des gesamten Patientenkollektivs betrug durchschnittlich $57,1 \pm 16,6$. Drei Monate nach der Operation lag der HHS bei $82,7 \pm 18,1$. Die Änderung des HHS im postoperativen Verlauf war hoch signifikant ($p < 0,001$, t-Test).

Der präoperative HHS der ALMI-Gruppe lag bei $62,5 \pm 16,7$, der der mDL-Gruppe bei $53,1 \pm 15,8$ ($p=0,14$, t-test). Postoperativ verbesserte sich der HHS der ALMI-Gruppe auf $82,1 \pm 18,1$ und der der mDL-Gruppe auf $83,5 \pm 18,6$ ($p=0,82$, t-Test).

Eine zugangsspezifische Verteilung des HHS zeigt die Tabelle 9.

Zeitpunkt	ALMI	mDL	p-Wert
Präoperativ	$62,5 \pm 16,7$	$53,1 \pm 15,8$	0,14
3 Monate postoperativ	$82,1 \pm 18,1$	$83,5 \pm 18,6$	0,82

Tabelle 9: Darstellung des prä- und postoperativen HHS in Abhängigkeit des Zugangsweges.

3.3.2 Schmerz- und Zufriedenheitsscore

Der durchschnittliche Schmerzscore des Patientenkollektivs 3 Monate nach der Operation lag bei $1,7 \pm 2,4$. In der ALMI-Gruppe lag der Schmerzscore bei $1,5 \pm 1,9$ und in der mDL-Gruppe bei $2,0 \pm 2,8$ ($p=0,58$, t-Test).

Der mittlere Zufriedenheitsscore lag zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei $1,7 \pm 1,0$. Der Zufriedenheitsscore der ALMI-Gruppe betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung $1,7 \pm 1,0$ und der der mDL-Gruppe $1,6 \pm 1,0$ ($p=0,70$, t-Test).

Score	ALMI	mDL	p-Wert
Schmerzscore 3. Monat	$1,5 \pm 1,9$	$2,0 \pm 2,8$	0,58
Zufriedenheitsscore 3.Monat	$1,7 \pm 1,0$	$1,6 \pm 1,0$	0,70

Tabelle 10: Darstellung des postoperativen Schmerz- und Zufriedenheitsscores in Abhängigkeit des Zugangsweges.

3.3.3 Trendelenburg-Zeichen

Drei Monate postoperativ wiesen insgesamt drei Patienten (13%) der ALMI-Gruppe ein Trendelenburg-Zeichen auf. Dieses war bei zwei Patienten schwach positiv (-/+) und bei einem Patienten positiv (+/+).

In der mDL-Gruppe hatten fünf Patienten (24%) ein schwach positives (-/+) Trendelenburg-Zeichen ($p= 0,448$, Exakter Test nach Fisher).

3.3.4 Komplikationen

Im postoperativen Verlauf zeigte sich bei einem Patienten der ALMI-Gruppe eine Fraktur (Trochanter major-Abriss).

Des Weiteren hatten jeweils zwei Patienten der ALMI- und mDL-Gruppe innerhalb der ersten drei Monate nach der Operation eine oberflächliche Wundheilungsstörung.

Der postoperative Verlauf des restlichen Patientenkollektivs gestaltete sich unauffällig.

3.4 Einfluss der Änderung anatomischer Parameter auf das klinische Outcome

3.4.1 Einfluss der Änderung des CCD-Winkels auf den HHS sowie den Schmerz- und Zufriedenheitsscore

Es wurde zwischen einer postoperativen Vergrößerung bzw. Verkleinerung des CCD-Winkels unterschieden. Die postoperative Änderung des CCD-Winkels hatte keinen Einfluss auf den HHS oder den Schmerz- und Zufriedenheitsscore 3 Monate postoperativ.

CCD-Winkel	Vergrößerung	Verkleinerung	p-Wert
Anzahl der Patienten (%)	26 (63,6%)	16 (36,4%)	
HHS	80,7 ± 19,5	86,8 ± 14,6	0,365
Schmerzscore	1,7 ± 2,3	1,9 ± 2,7	0,807
Zufriedenheitsscore	1,7 ± 1,0	1,6 ± 1,1	0,946

Tabelle 11: Einfluss der CCD-Winkeländerung auf den HHS, den Schmerz- und Zufriedenheitsscore 3 Monate postoperativ.

3.4.2 Einfluss der Torsionsänderung auf den HHS, sowie den Schmerz- und Zufriedenheitsscore

Allgemein wurde zwischen einer Vergrößerung bzw. Verkleinerung der funktionellen Torsion in Bezug auf die präoperative Torsion unterschieden. Einen detaillierten Überblick über Unterschiede innerhalb der klinischen Scores gibt die Tabelle.

Torsion	Vergrößerung	Verkleinerung	p-Wert
Anzahl der Patienten (%)	7 (15,9%)	37 (84,1%)	
HHS	90,5 ± 7,7	80,7 ± 19,5	0,206
Schmerzscore	1,3 ± 3,4	1,8 ± 2,2	0,597
Zufriedenheitsscore	1,3 ± 0,5	1,7 ± 1,1	0,278

Tabelle 12: Einfluss der Torsionänderung auf den HHS, den Schmerz- und Zufriedenheitsscore 3 Monate postoperativ.

3.4.3 Einfluss der Änderung des Offsets auf den HHS sowie den Schmerz- und Zufriedenheitsscore

Es wurde zwischen einer Verkleinerung und einer Vergrößerung des Offsets unterschieden. Außerdem wurden eine Vergrößerung <5mm und eine Vergrößerung >5mm unterschieden.

Einen detaillierten Überblick über Unterschiede innerhalb der klinischen Scores gibt die Tabelle.

Offset	Verkleinerung		Vergrößerung <5mm		Vergrößerung >5mm	
				p-Wert		p-Wert
Patientenanzahl (%)	13 (29,5%)		19 (43,2%)		12 (27,3%)	
HHS	78,9 ± 23,8		82,2 ± 18,8	0,708	87,6 ± 8,2	0,318
Schmerzscore	2,5 ± 2,6		1,3 ± 2,2	0,207	1,7 ± 2,5	0,502
Zufriedenheitsscore	1,8 ± 1,3		1,7 ± 1,1	0,929	1,5 ± 0,5	0,459

Tabelle 13: Einfluss des Offsets auf den HHS, den Schmerz- und Zufriedenheitsscore 3 Monate postoperativ.

3.5 Schaftpositionierung in Abhängigkeit des Zugangsweges

Die in dieser Arbeit untersuchten Zugangswege, ALMI und mDL, unterscheiden sich in ihrer intraoperativen Übersicht und Orientierung. In beiden Verfahren haben die im Zugangsweg befindlichen Weichteilstrukturen einen Einfluss auf die postoperative Schaftimplantation. Trotz identischem Schaftsystem (CCD-Winkel, Design) kann es diesbezüglich zu zugangsspezifischen Abweichungen der postoperativen Schaftpositionierung kommen.

3.5.1 CCD-Winkel

Der durchschnittliche postoperative CCD-Winkel der ALMI-Gruppe betrug 131,8°. Im Vergleich zum präoperativen CCD-Winkel der ALMI-Gruppe vergrößerte sich dieser um 5,4° ± 5,8° (-4° - 13,3°).

Der mittlere postoperative CCD-Winkel der mDL-Gruppe betrug 131,3°. Dies entspricht, im Vergleich zum präoperativen CCD-Winkel der mDL-Gruppe, einer durchschnittlichen Änderung von 0° ± 6,5° (-14,2° - 11,4°).

Zwischen den postoperativen CCD-Winkeln beider Gruppen bestand kein signifikanter Unterschied ($p=0,45$, t-Test).

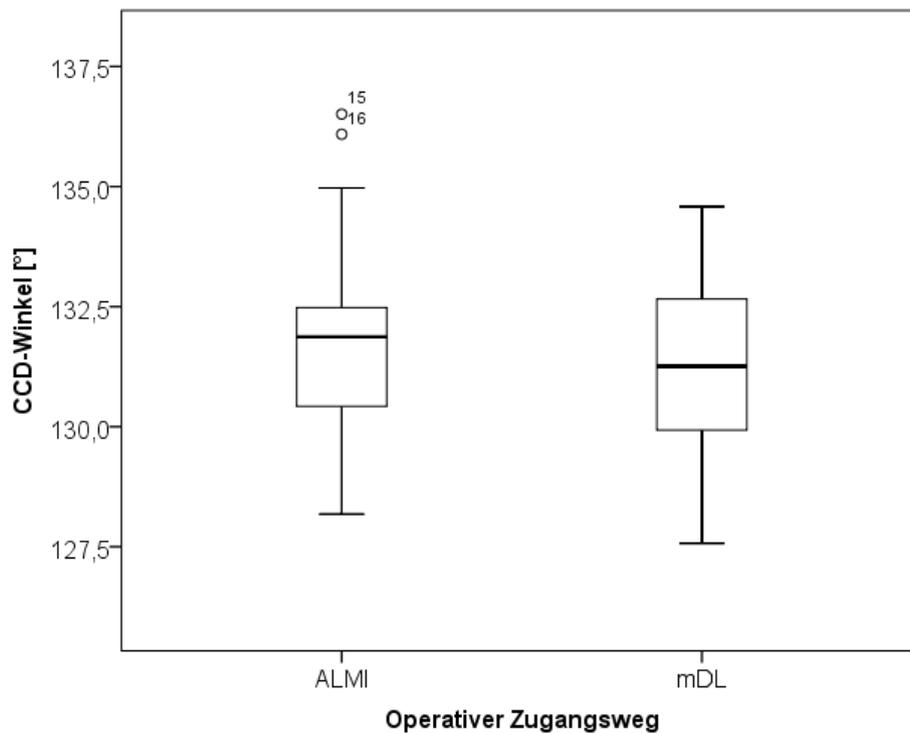


Abbildung 21: Die Abbildung zeigt den postoperativen CCD-Winkel [°] in Abhängigkeit des Zugangsweges (ALMI $131,8^\circ \pm 2,2^\circ$ bzw. mDL $131,3^\circ \pm 2,0^\circ$).

Innerhalb der ALMI-Gruppe vergrößerte sich der CCD-Winkel bei 18 (78,2%) und verkleinerte sich bei 5 Patienten (21,8%). In der mDL-Gruppe vergrößerte er sich bei 10 (47,6%) und verkleinerte sich bei 11 Patienten (52,4%).

CCD-Winkel	Vergrößerung		p-Wert	Verkleinerung		p-Wert
	ALMI	mDL		ALMI	mDL	
Anzahl (n=44)	18 (78,2%)	10 (47,6%)		5 (21,8%)	11 (52,4%)	
Präoperativ	$124,5^\circ \pm 4,3^\circ$	$126,2^\circ \pm 3,3^\circ$	0,266	$133,6^\circ \pm 2,6^\circ$	$135,9^\circ \pm 4,1^\circ$	0,266
Postoperativ	$132,2^\circ \pm 2,3^\circ$	$131,8^\circ \pm 2,1^\circ$	0,702	$130,5^\circ \pm 1,8^\circ$	$130,8^\circ \pm 1,9^\circ$	0,757
Differenz Δ	$7,7^\circ \pm 4,0^\circ$	$5,6^\circ \pm 3,1^\circ$	0,162	$-3,1^\circ \pm 1,1^\circ$	$-5,1^\circ \pm 3,9^\circ$	0,280

Tabelle 14: Übersicht über die postoperative Änderung des CCD-Winkels in Abhängigkeit des Zugangsweges.

3.5.2 Torsion

3.5.2.1 Torsion funktionell

Die mittlere funktionelle Torsion in der ALMI-Gruppe lag bei $18,6^\circ \pm 8,2^\circ$ ($6,2 - 37,2^\circ$) und die der mDL-Gruppe bei $18,9^\circ \pm 6,6^\circ$ ($7,9 - 35,7^\circ$). Die Verteilung der postoperativ funktionellen Torsion war statistisch nicht signifikant ($p=0,882$, t-Test).

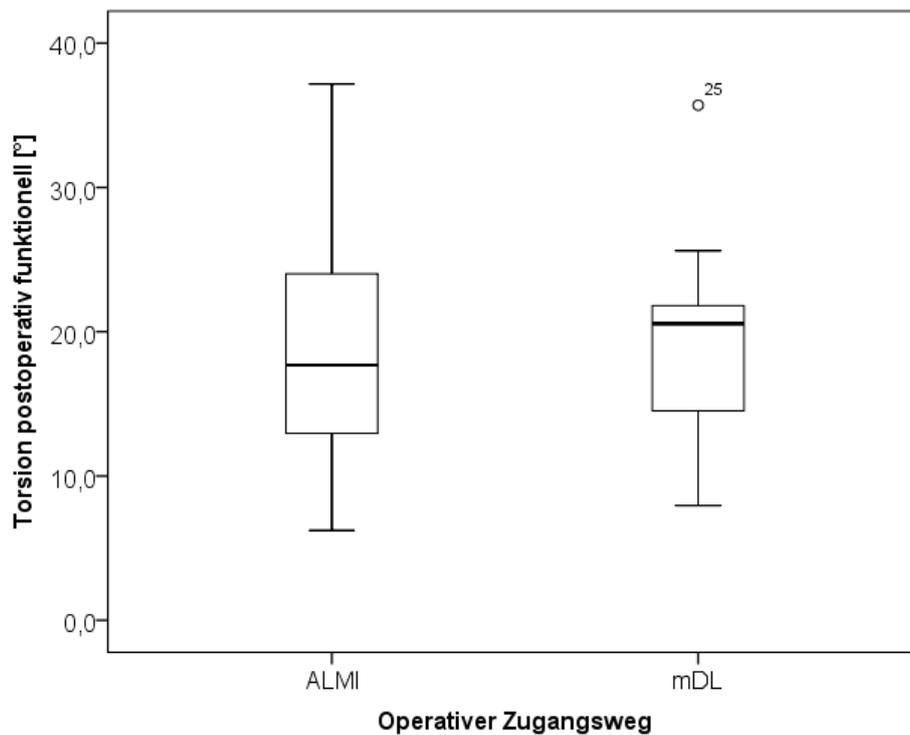


Abbildung 22: Darstellung der postoperativ funktionellen Torsion [°] in Abhängigkeit des Zugangsweges (ALMI $18,6^\circ \pm 8,2^\circ$ bzw. mDL $18,9^\circ \pm 6,6^\circ$).

In der ALMI-Gruppe verkleinerte sich die Torsion bei 20 Patienten (86,9%) und vergrößerte sich bei den restlichen drei Patienten (13,1%). In der mDL-Gruppe vergrößerte sich die Torsion bei vier Patienten (19,1%) und verkleinerte sich bei 17 Patienten (80,9%).

Torsion funktionell	Vergrößerung		p-Wert	Verkleinerung		p-Wert
	ALMI	mDL		ALMI	mDL	
Anzahl (n=44)	3 (13,1%)	4 (19,1%)		20 (86,9%)	17 (80,9%)	
Präoperativ	23,1° ± 12,9°	18,8° ± 8,4°	0,612	27,1° ± 7,4°	23,9° ± 7,6°	0,203
Postoperativ	30,2° ± 10,5°	22,4° ± 10,5°	0,376	16,9° ± 6,5°	18,2° ± 5,5°	0,53
Differenz Δ	7,1° ± 2,7°	3,6° ± 2,8°	0,163	-10,2° ± 7,1°	-5,7° ± 4,4°	0,030*

Tabelle 15: Übersicht über die postoperativ funktionelle Torsion in Abhängigkeit des Zugangsweges.

3.5.2.2 Torsion rotatorisch

In der ALMI-Gruppe betrug die postoperativ rotatorische Torsion $7,3^\circ \pm 8,3^\circ$ ($-11,6^\circ$ - $25,9^\circ$). Die postoperativ rotatorische Torsion der mDL-Gruppe betrug $7,5^\circ \pm 6,2^\circ$ ($-2,0^\circ$ - $23,6^\circ$). Hinsichtlich der postoperativ rotatorischen Torsion in Abhängigkeit des Zugangsweges bestand keine Signifikanz ($p=0,938$, t-Test).

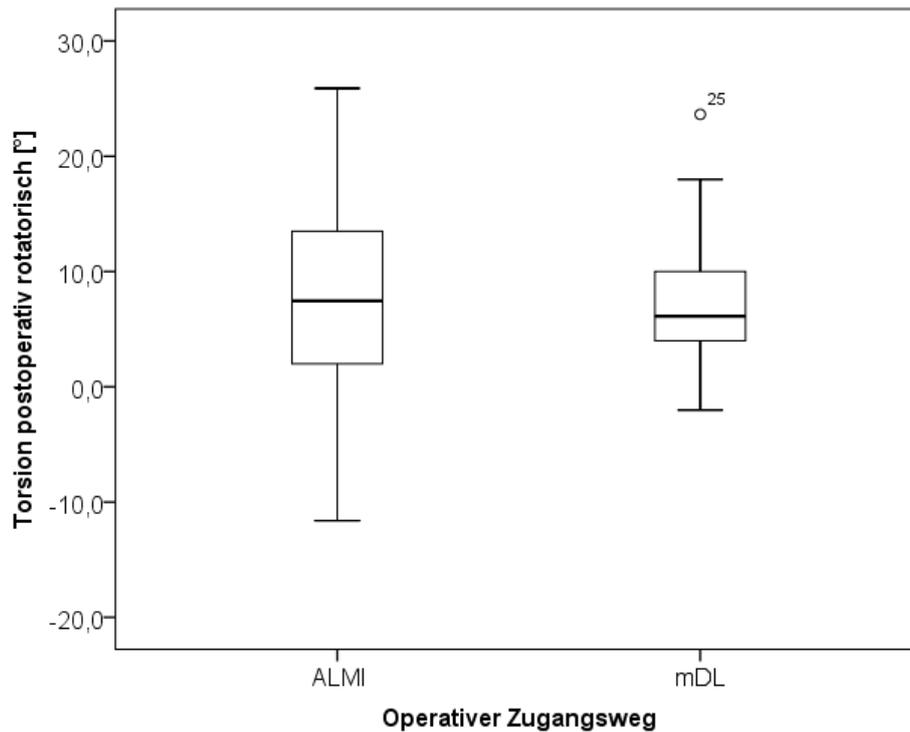


Abbildung 23: Die Abbildung zeigt die postoperativ rotatorische Torsion[°] in Abhängigkeit des Zugangsweges (ALMI $7,3^\circ \pm 8,3^\circ$ bzw. mDL $7,5^\circ \pm 6,2^\circ$).

Siebzehn Implantatschäfte (74%) der ALMI-Gruppe wurden in Antetorsionsposition implantiert. Bei insgesamt 6 Patienten (26%) dieser Gruppe zeigte sich eine Retrotorsion. In der mDL-Gruppe waren 20 von 21 Schäfte (95%) in Antetorsion positioniert. Bei nur einem Patienten (5%) lag eine Retrotorsion vor ($p=0,097$, Exakter Fisher Test).

Zugangsweg	Antetorsion	Retrotorsion	p-Wert
ALMI (n=23)	17 (74%)	6 (26%)	0,09
mDL (n=21)	20 (95%)	1 (5%)	

Tabelle 16: Überblick über die zugangsspezifische Verteilung implantatspezifischer Ante- und Retrotorsion (rAT).

Die Torsion der ALMI-Gruppe war in acht Fällen (35%) $<5^\circ$. Bei 11 Patienten (48%) lag die Torsion innerhalb des Intervalls von $10^\circ \pm 5^\circ$. Weitere vier Patienten (17%) zeigten eine Torsion $>15^\circ$.

In der mDL-Gruppe war die Torsion bei 8 Patienten (38%) $<5^\circ$, bei 10 Patienten (48%) lag sie im Intervall und bei 3 Patienten (14%) war sie $>15^\circ$.

Torsion	$<5^\circ$	$10^\circ \pm 5^\circ$	$>15^\circ$	p-Wert
ALMI (n=23)	8 (35%)	11 (48%)	4 (17%)	$>0,999$
mDL (n=21)	8 (38%)	10 (48%)	3 (14%)	

Tabelle 17: Überblick über das zugangsspezifische Torsions-Alignment ($p>0,999$, Exakter Test nach Fisher).

3.5.3 Varus-/Valgus-Alignment

Die mittlere Prothesenschaftabweichung war in der ALMI-Gruppe $0,1^\circ$ varisch und erstreckte sich von insgesamt $-3,2^\circ$ valgisch bis $4,5^\circ$ varisch. In der mDL-Gruppe lag die mittlere Prothesenschaftabweichung hingegen bei $0,1^\circ$ valgisch ($-2,6^\circ - 3,5^\circ$). Es bestand kein signifikanter Unterschied bezüglich des Alignment in der Frontalebene in Abhängigkeit vom Zugangsweg ($p=0,761$, t-Test). In der ALMI-Gruppe zeigten sich zwei Patienten (9%) mit einer Varus- und ein Patient (4%) mit einer Valgus-Abweichung $>3^\circ$. Bei allen anderen Patienten ($n=20$ (87%)) war die Abweichung $\leq 3^\circ$. Demgegenüber wies die mDL-Gruppe nur einen Patienten (5%) mit einer Varus-Abweichung $\geq 3^\circ$ auf. Bei allen anderen Patienten der mDL-Gruppe ($n=20$ (95%)) lag kein Varus-/Valgus-Alignment vor. Ein signifikanter Unterschied bezüglich des Auftretens von Varus/Valgus Abweichungen $>3^\circ$ lag zwischen den Gruppen nicht vor ($p=0.608$, Exakter Test nach Fisher).

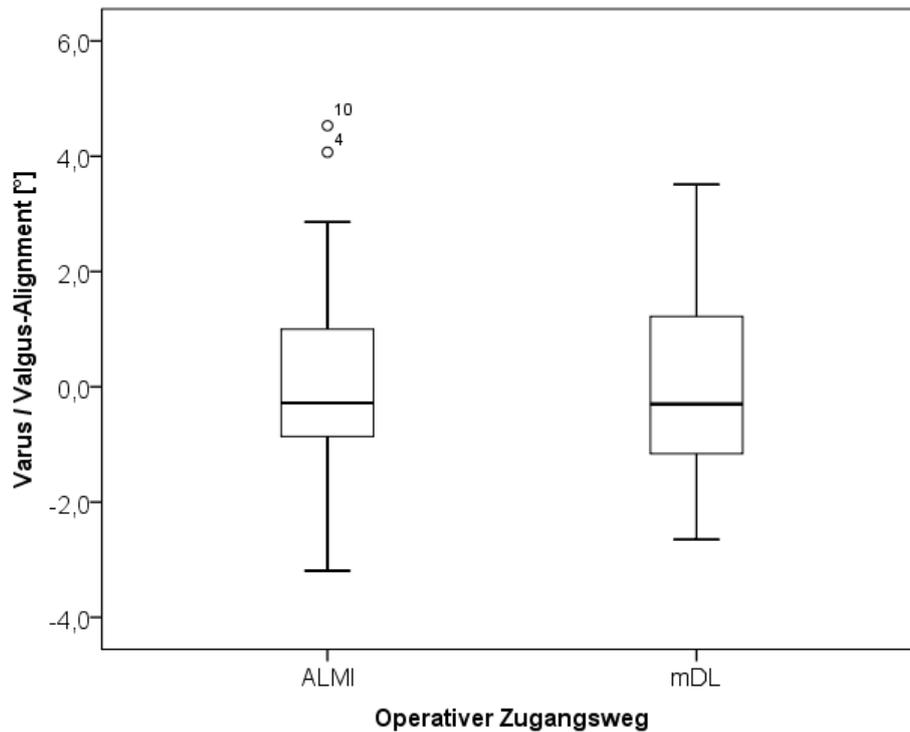


Abbildung 24: Die Abbildung zeigt das Varus-/Valgus-Alignment [°] in Abhängigkeit des Zugangsweges (ALMI $0,1^\circ \pm 1,9^\circ$ bzw. mDL $-0,1^\circ \pm 1,7^\circ$). Positive Werte zeigen eine varische Alignment, negative Werte eine valgische Alignment.

3.5.4 Offset

Das postoperative Offset in der ALMI-Gruppe lag bei $42,0\text{mm} \pm 4,9\text{mm}$ ($33,2\text{mm} - 49,5\text{mm}$) und in der mDL-Gruppe bei $41,4\text{mm} \pm 3,6\text{mm}$ ($35,3\text{mm} - 50,6\text{mm}$). In Abhängigkeit des Zugangsweges bestand hier kein signifikanter Unterschied ($p=0,632$, t-Test).

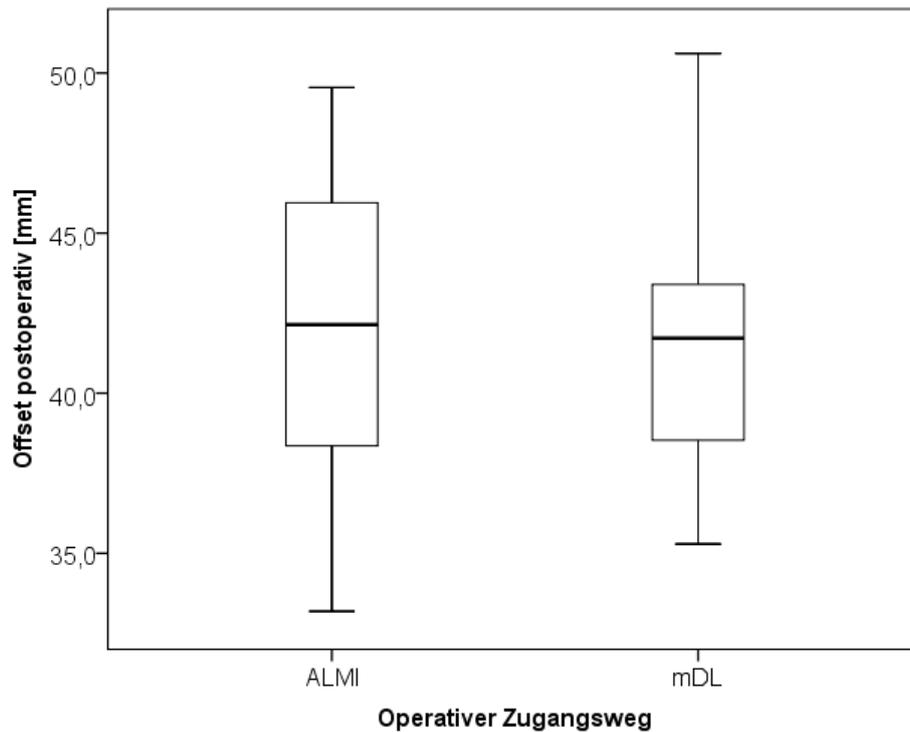


Abbildung 25: Abbildung des postoperativen Offsets [mm] in Abhängigkeit des Zugangsweges (ALMI $42,0\text{mm} \pm 4,9\text{mm}$ bzw. mDL $41,4\text{mm} \pm 3,6\text{mm}$).

In der ALMI-Gruppe vergrößerte sich das Offset bei 14 Patienten (60,8%) um mittlere $4,1\text{mm} \pm 3,2\text{mm}$ und verringerte sich bei 9 Patienten (39,2%) um durchschnittlich $3,7\text{mm} \pm 1,9\text{mm}$. In der mDL-Gruppe vergrößerte sich das Offset bei 17 Patienten (80,9%) im Mittel um $4,8\text{mm} \pm 4,8\text{mm}$, verkleinerte sich bei 4 Patienten (19,1%) um durchschnittlich $3,9\text{mm} \pm 2,3\text{mm}$ ($p = 0,193$, Exakter Test nach Fisher).

Offset	Vergrößerung		p-Wert	Verkleinerung		p-Wert
	ALMI	mDL		ALMI	mDL	
Anzahl (n=44)	14 (60,8%)	17 (80,9%)		9 (39,2%)	4 (19,1%)	
Präoperativ	38,5 ± 3,7mm	36,9 ± 4,3mm	0,285	44,9 ± 5,3mm	44,1 ± 3,9mm	0,794
Postoperativ	42,6 ± 4,1mm	41,7 ± 3,8mm	0,528	41,1 ± 6,1mm	40,1 ± 2,9mm	0,756
Differenz Δ	4,1 ± 3,2mm	4,8 ± 4,8mm	0,652	-3,7 ± 1,9mm	-3,9 ± 2,3mm	0,824

Tabelle 18: Übersicht über die postoperative Änderung des Offsets in Abhängigkeit des Zugangsweeges.

3.5.5 Sagittale Schaftverkipfung

Die Implantatachse wich in der ALMI-Gruppe durchschnittlich um 5,8° (2,1° - 9,3°) und in der mDL-Gruppe um durchschnittlich 5,1° (2,2° - 8,7°) nach anterior ab. Hinsichtlich eines Einflusses durch den Zugangsweg bestand kein signifikanter Unterschied ($p=0,250$, t-Test). Bei insgesamt 22 Patienten (96%) in der ALMI-Gruppe und 18 Patienten (86%) in der mDL-Gruppe ($p=0,334$, Exakter Test nach Fisher) war die Verkipfung $>3^\circ$ nach anterior (5,9° ALMI, 5,7° mDL).

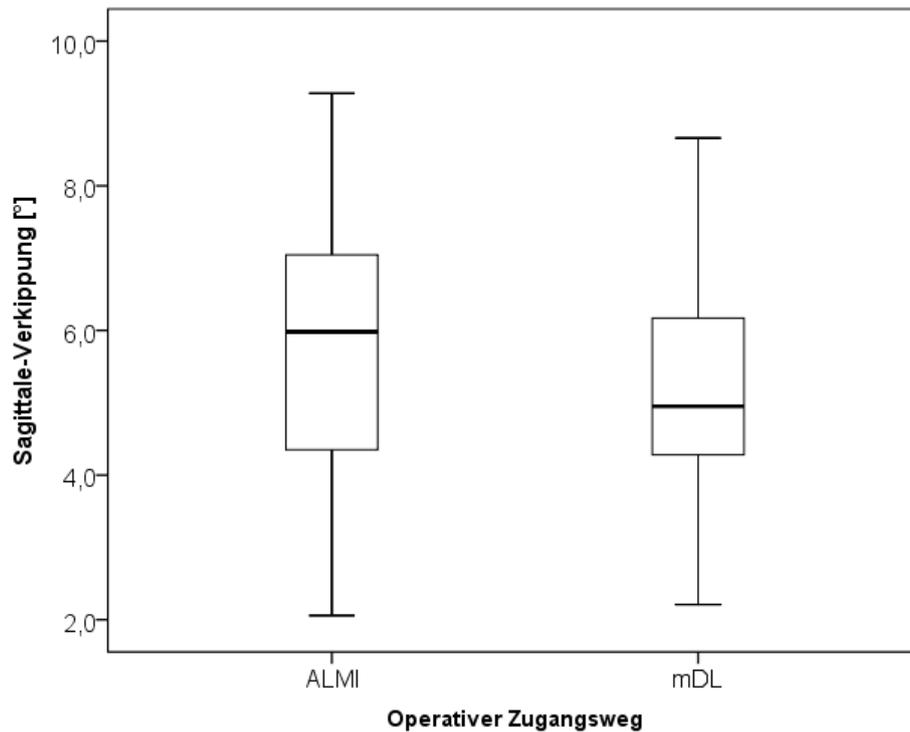


Abbildung 26: Die Abbildung zeigt die Sagittale-Verkipfung [°] in Abhängigkeit des operativen Zugangsweges (ALMI $5,8^\circ \pm 1,8^\circ$ bzw. mDL $5,1^\circ \pm 1,8^\circ$).

3.6 Einfluss des BMI auf die Implantatpositionierung

3.6.1 Einfluss des BMI auf die Abweichung in der Frontalebene (Varus-/Valgus-Alignment)

Bei der Gruppe mit einem BMI $<25\text{kg/m}^2$ ($n=15$) als auch in der Gruppe mit einem BMI $>25\text{kg/m}^2$ ($n=29$) lag das durchschnittliche Varus-/Valgus-Alignment bei 0° ($p=0,946$, t-Test). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied.

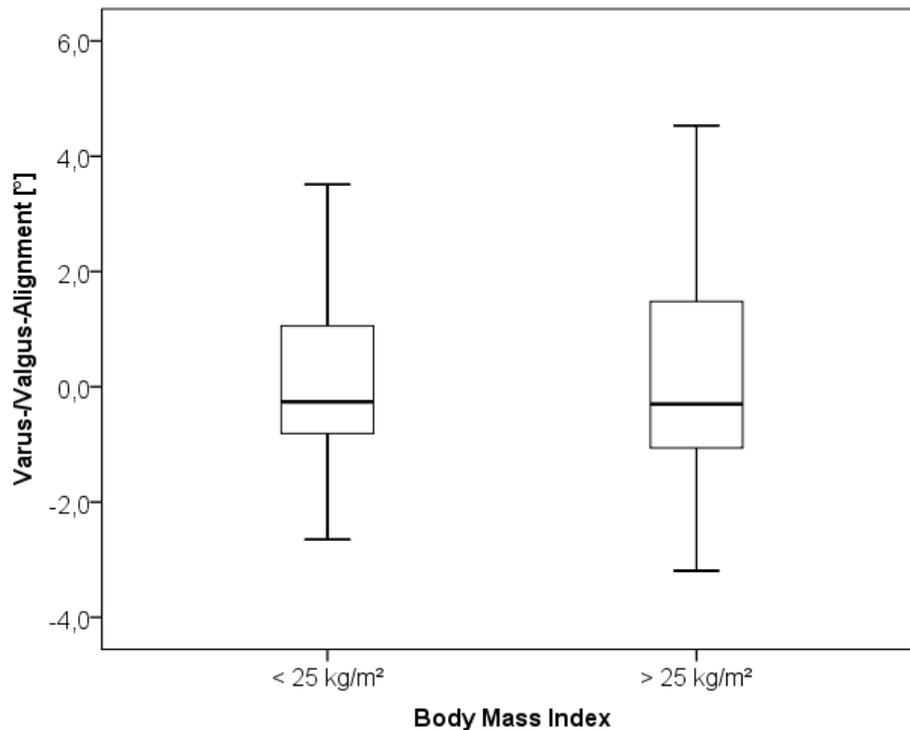


Abbildung 27: Einfluss des BMI auf das Varus-/Valgus-Alignment (BMI <25kg/m² = 0° ± 1,5° bzw. BMI >25kg/m² = 0° ± 2,0°). Positive Werte entsprechen einem varischen Alignment, negative Werte einem valgischen Alignment.

3.6.2 Einfluss des BMI auf die Abweichung in der Sagittalebene (Sagittale Schaftverkipfung)

Die sagittale Schaftverkipfung in der Gruppe mit einem BMI <25kg/m² (n=15) betrug im Mittel 5,2° ± 1,6° nach anterior. In der Gruppe mit einem BMI >25kg/m² (n=29) lag die mittlere Abweichung bei 5,6° ± 1,9° nach anterior (p=0,505, t-Test). Zwischen den beiden Gruppen bestand kein signifikanter Unterschied.

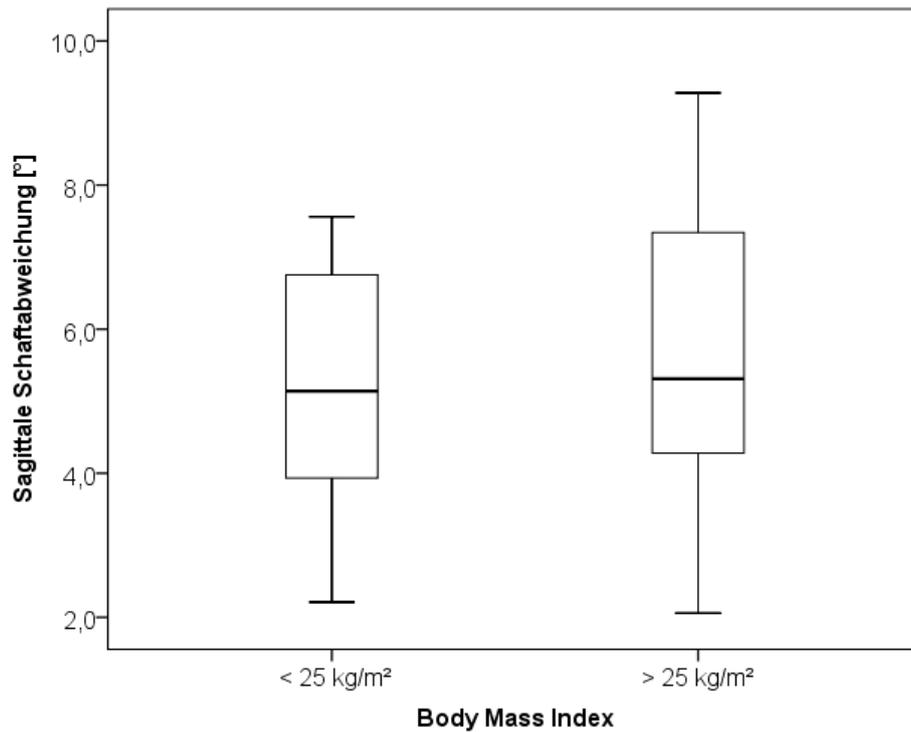


Abbildung 28: Einfluss des BMI auf die sagittale Schaftverkipfung des Implantatschaftes (BMI <25kg/m² = 5,2° ± 1,6° bzw. BMI >25kg/m² = 5,6° ± 1,9°). Alle Patienten zeigten ein anteriores Schaftalignment.

3.6.3 Einfluss des BMI auf die Torsion

3.6.3.1 BMI und funktionelle Torsion

Die funktionelle Torsion in der Gruppe mit einem BMI $<25\text{kg/m}^2$ ($n=15$) betrug im Mittel $17,1^\circ \pm 6,5^\circ$. In der Gruppe mit einem BMI $>25\text{kg/m}^2$ ($n=29$) lag die durchschnittliche Torsion bei $19,7^\circ \pm 7,8^\circ$ ($p=0,289$, t-Test). Der Unterschied zwischen beiden Gruppen war nicht signifikant.

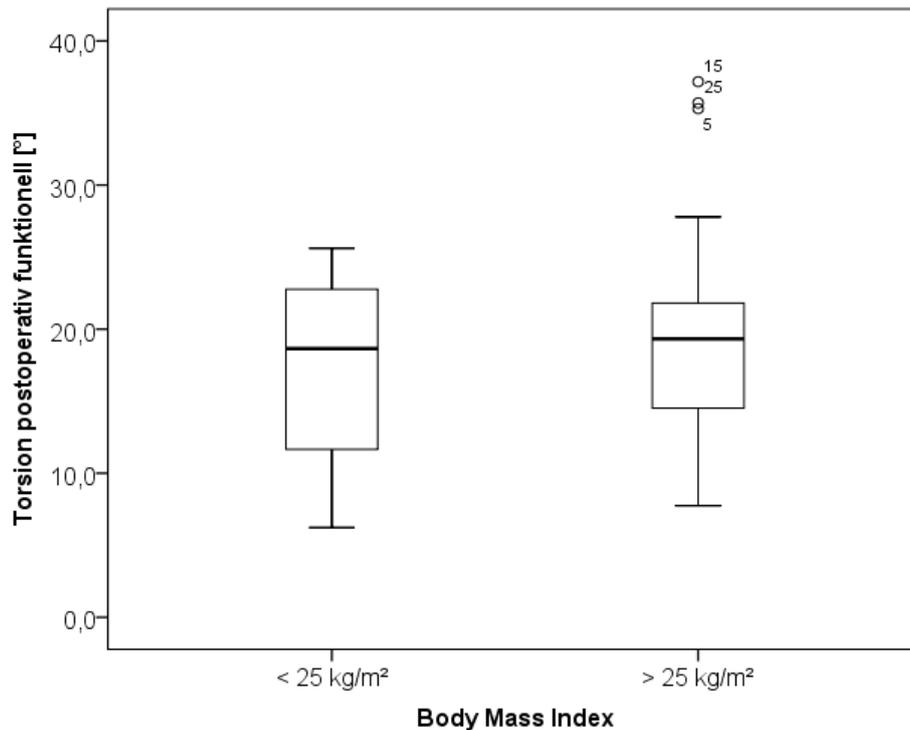


Abbildung 29: Nicht signifikanter Einfluss des BMI auf die funktionelle Torsion (BMI $<25\text{kg/m}^2 = 17,1^\circ \pm 6,5^\circ$ bzw. BMI $>25\text{kg/m}^2 = 19,7^\circ \pm 7,8^\circ$).

3.6.3.2 BMI und rotatorische Torsion

Die rotatorische Torsion in der Gruppe mit einem BMI $<25\text{kg/m}^2$ ($n=15$) betrug durchschnittlich $5,7^\circ \pm 7,1$. In der Gruppe mit einem BMI $>25\text{kg/m}^2$ ($n=29$) lag die mittlere Torsion bei $8,3^\circ \pm 7,3$ ($p=0,273$, t-Test). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied.

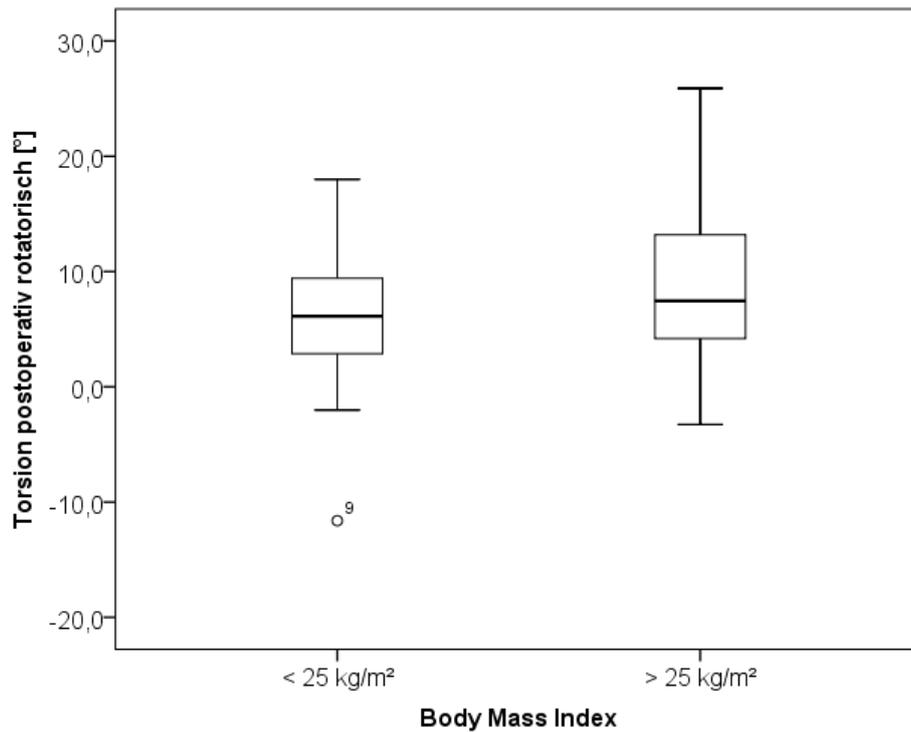


Abbildung 30: Einfluss des BMI auf die rotatorische Torsion (BMI <25kg/m² = 5,7° ± 7,1° bzw. BMI >25kg/m² = 8,3° ± 7,3°). Positive Werte entsprechen einer Antetorsion, negative Werte einer Retrotorsion.

4 Diskussion

4.1 Präoperative Gelenkanatomie

Die dreidimensionale femorale Hüftgelenksanatomie wird durch den Collum-Caput-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel), die femorale Torsion und die Schenkelhalslänge definiert^{8,9}. Das femorale Offset bestimmt den Abstand zwischen Hüftgelenkszentrum und proximaler Femurachse⁵⁵.

Der in dieser Arbeit gemessene präoperative CCD-Winkel von $128,8^\circ \pm 6,3^\circ$ entspricht in etwa den Werten der Literatur. So zeigten Maruyama et al. in ihrer Arbeit zur Morphologie gesunder Hüftgelenke (100 Skelette - 200 Femora) einen vergleichsweise ähnlichen mittleren CCD-Winkel von $125^\circ \pm 4,8^\circ$ mit einer Streubreite von $106^\circ - 137^\circ$ ¹⁰. Auch der in der Arbeit von Schidlo et al. ermittelte präoperative CCD-Winkel von 128° mit einer Standardabweichung von $\pm 8,9^\circ$ entspricht in etwa dem mittleren CCD-Winkel in dieser Arbeit⁵⁶. Atkinson et al. demonstrierten mit einem durchschnittlichen CCD-Winkel von 129° ($119^\circ - 138^\circ$) für Männer bzw. 128° ($121^\circ - 138^\circ$) für Frauen ebenfalls vergleichbare Werte⁵⁷.

Auffallend ist die in dieser Arbeit gezeigte hohe präoperative Antetorsionsvarianz im Intervall von $7,9^\circ - 39,1^\circ$. Im Vergleich zur normalen physiologischen Antetorsion, welche etwa 10° ¹⁰ - 15° ⁵⁸ beträgt, lag die mittlere präoperative Antetorsion dieser Arbeit bei ca. 25° . Maruyama et al. wiesen ebenfalls eine hohe femorale Torsionsvarianz nach¹⁰. Bei einer mittleren Antetorsion von $9,8^\circ \pm 8,5^\circ$ erstreckte sich diese im Intervall von 15° Retrotorsion bis 34° Antetorsion. Husmann et al. zeigten in ihrer Arbeit eine mittlere präoperative femorale Torsion von $24,7^\circ$ ($0,2^\circ - 44,5^\circ$)⁸, während diese in der Arbeit von Schildo et al. lediglich $14,1^\circ \pm 6,2^\circ$ betrug⁵⁶. Atkinson et al. zeigten bei männlichen Patienten eine mittlere AT von 8° ($-5^\circ - 26^\circ$), bei weiblichen Patienten eine AT von 9° ($-2^\circ - 31^\circ$)⁵⁷.

Im Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit zeigte nur die Arbeit von Husmann et al. vergleichbare mittlere Werte, während die Arbeiten von Maruyama et al., Schildo et al. und Atkinson et al. deutlich geringere femorale Torsion aufwiesen.

Das femorale Offset dieser Arbeit lag präoperativ bei $39,7\text{mm} \pm 5,3\text{mm}$ und erstreckte sich im Intervall von $29,3\text{mm} - 51,5\text{mm}$. Es war somit kleiner als in den Studien von Maruyama et al. ($47,2\text{mm} \pm 6,1\text{mm}$ ($32,0\text{mm} - 65,0\text{mm}$))¹⁰, Unnanuntana et al. ($41,16\text{mm} \pm 6,02\text{mm}$)⁵⁹ und Sariali et al. ($42,2\text{mm} \pm 5,1\text{mm}$)⁶⁰. Das durchschnittliche Offset der männlichen Patienten dieser Arbeit betrug $42,5\text{mm} \pm 5,6\text{mm}$, das der weiblichen Patienten $37,9\text{mm} \pm 4,3\text{mm}$.

In Übereinstimmung mit diesen Ergebnissen demonstrierten die Arbeiten von Maruyama et al., Unnanuntana et al. und Atkinson et al. ebenfalls geschlechterspezifische Unterschiede mit einem größeren, männlichen femoralen Offset.

Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass die Analyse des femoralen Offsets ausschließlich an arthrotischen Femura erfolgte. Ergänzend hierzu wurde die Berechnung des femoralen Offsets dieser Arbeit anhand der proximalen Femurachse durchgeführt, während Maruyama et al. und Atkinson et al. das femorale Offset mithilfe der Femurlängsachse berechneten. Die proximale Femurachse kann jedoch varisch von der Femurlängsachse abweichen und aufgrund dessen zu Messunterschieden führen¹⁰.

Zusammenfassend kann somit festgehalten werden, dass die dreidimensionale Hüftgelenksanatomie im Bevölkerungsdurchschnitt eine ausgesprochen hohe individuelle Variabilität aufweist. Diese individuelle Geometrie des Hüftgelenkes hat möglicherweise direkten Einfluss auf die Funktion und die am Hüftgelenk wirkenden Belastungen. Ein vergrößerter CCD-Winkel führt zu einer vermehrten, einseitigen Druckbelastung im Pfannenbereich mit ungünstiger Knorpelbelastung und der Gefahr einer vorzeitigen Arthroseentwicklung⁶¹. Bei der Torsion gilt eine stark erhöhte femorale Antetorsion als ein prädisponierender Faktor für frühzeitige Gelenkdegeneration⁶². Eine pathologisch erniedrigte Antetorsion ist nach Tönnis et al. ebenso geradezu typisch für arthrotische Femura⁶³. Das femorale Offset hingegen beeinflusst direktproportional den Hebelarm der Abduktorengruppe^{55,64} und somit auch die Gelenkkontaktkräfte des Hüftgelenkes⁶⁵. Aus Untersuchungen zum Prothesenabrieb ist bekannt, dass eine Offsetverkleinerung zu einem erhöhten Abrieb zwischen den Gelenkpartnern führt⁶⁶. Analog hierzu konnte der Einfluss des femoralen Offsets auf die Entstehung von Arthrose beschrieben werden⁶⁷.

Es bleibt festzuhalten, dass die individuelle Hüftgelenksanatomie einen direkten Einfluss auf die am Hüftgelenk wirkenden Belastungen hat und dass diese individuellen Besonderheiten unter Umständen gemeinsam oder unabhängig voneinander zu einer frühzeitigen Gelenkdegeneration führen können.

4.2 Änderung der femoralen Gelenkanatomie durch Implantation eines Monoblock-Geradschaftes

Ein Ziel der primären Hüftendoprothetik ist die Rekonstruktion der präoperativen Gelenkgeometrie mit der Wiedererlangung einer luxationssicheren und schmerzfreien Funktion und Beweglichkeit. Notwendig hierfür ist ein exakt aufeinander abgestimmtes Alignment von Schaft und Pfanne^{7,68,69}. Neben der adäquaten Komponentenpositionierung⁵ ist die Rekonstruktion des ursprünglichen Hüftzentrums für eine optimale Hüftgelenksbiomechanik von essentieller Bedeutung^{70,71}. Die Rekonstruktion des Hüftzentrums erfolgt durch eine geeignete Pfannenpositionierung, die der Beinlänge und des Offsets durch Schaftimplantatwahl (CCD-Winkel, Halslänge) und -ausrichtung (Torsion, Implantationstiefe).

Die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes führt, aufgrund der vorgegebenen Implantatgeometrie und der normierten Implantatpositionierung entlang der proximalen Femurachse, zu einer relativen Normierung der postoperativen Gelenkanatomie. Hieraus resultiert möglicherweise eine Änderung der präoperativen zur postoperativen Anatomie, insbesondere hinsichtlich CCD-Winkel, Torsion und Offset. Der durch die verwendete Schaftkomponente entstehende Einfluss auf die Änderung der anatomischen Parameter wurde bisher allerdings kaum untersucht.

Hinsichtlich des CCD-Winkels zeigten die postoperativen Ergebnisse im Mittel eine signifikante Vergrößerung zum präoperativ bestehenden CCD-Winkel. Lag der präoperative CCD-Winkel durchschnittlich bei $128,8^\circ \pm 6,3^\circ$, so betrug der postoperative CCD-Winkel im Mittel $131,6^\circ \pm 2,1^\circ$. Achtundzwanzig (64%) Patienten wiesen eine Vergrößerung des CCD-Winkels und 16 Patienten (36%) eine Verkleinerung auf. Bei 21 Patienten (48%) entsprach er in etwa dem präoperativen Wert ($\pm 5^\circ$). Auffallend war eine teilweise große Varianz zwischen dem prä- und postoperativen CCD-Winkel, welche von -14° bis zu $+13^\circ$ reichte. Die größten Differenzen zeigten sich bei einem

Patienten mit einem präoperativen CCD-Winkel von $146,9^\circ$ und einer postoperativen Reduktion um $-14,2^\circ$ auf $132,7^\circ$ sowie bei einem Patienten mit einem präoperativen CCD-Winkel von $123,2^\circ$ und einer postoperativen Vergrößerung um $13,3^\circ$ auf $136,5^\circ$.

Der postoperative CCD-Winkel resultiert aus dem verwendeten Monoblock-Geradschaft nach Zweymüller[®], der einen CCD-Winkel von 131° vorgab. Aufgrund der festen Geometrie war eine patientenspezifische CCD-Winkelrekonstruktion entsprechend der präoperativen Werte oftmals nicht möglich. Die Abweichungen des CCD-Winkels von 131° waren durch ein Varus-/Valgus-Alignment des Prothesenschaftes bedingt. Ein Varus-Alignment verkleinert den CCD-Winkel, während ein Valgus-Alignment den CCD-Winkel vergrößert. Ein möglicher projektionsbedingter Einfluss der sagittalen Verkippung auf die Messung des CCD-Winkels konnte aufgrund der Winkelbestimmung über die 3D-Rekonstruktion des CT-Datensatzes ausgeschlossen werden.

In der Arbeit von Schildo et al. war der postoperative CCD-Winkel ebenfalls klar abhängig von dem vorgegebenen CCD-Winkel des implantierten Schaftes und dessen intrafemorale Ausrichtung⁵⁶. Der postoperative CCD-Winkel ihrer Arbeit lag bei $145,4^\circ \pm 4,8^\circ$ entsprechend der von ihnen verwendeten Schäfte mit einem CCD-Winkel von 140° und 145° . Des Weiteren wies diese Arbeit eine ähnlich hohe Varianz der Änderung von prä- zu postoperativem CCD-Winkel auf. Dies war neben dem durch den jeweilig verwendeten Prothesenschaft vorgegebenen CCD-Winkel auch Folge des individuellen präoperativen Wertes.

Auf die Bedeutung des richtigen postoperativen CCD-Winkels wiesen Widmer et al. in ihrer Untersuchung zum Einfluss des CCD-Winkel auf die impingementfreie Beweglichkeit hin⁷². Aus den Ergebnissen ihrer Arbeit geht hervor, dass ein Prothesen-CCD-Winkel zwischen 125° und 131° einen optimalen Bewegungsumfang, bei gleichzeitig maximal reduziertem Risiko für Luxation, ermöglicht. Des Weiteren zeigten die Autoren, dass ein kleiner Prothesen-CCD-Winkel durch eine größere Inklination und kleinere Anteversion der Pfanne ausgeglichen werden müsse. Eine Änderung des CCD-Winkels um 1° , erfordert eine Anpassung der Pfanneninklination um $0,45^\circ$ und der Pfannenanteversion um 2° , um einen ausreichenden und maximalen Bewegungsumfang zu erreichen. Hieraus resultiert, dass der in dieser Arbeit verwendete Prothesen-CCD-Winkel von 131° offensichtlich in einem idealen Bereich für einen maximalen impingementfreien Bewegungsumfang (ROM) liegt.

Schildo et al. weisen in ihrer Arbeit zum Einfluss der Hüftprothesenimplantation auf eine weitere Folge einer implantationsbedingten Änderung des CCD-Winkels hin⁵⁶. Ihrer Meinung nach führt eine Vergrößerung des CCD-Winkels (Coxa valga) zu einer Offsetreduktion, die möglicherweise eine pelvitrochantäre Insuffizienz oder aber zumindest eine vermehrte Beanspruchung der Abduktoren bedingt^{12,73}. Die Folge wäre eine Überbelastung an der muskulären Ansatzstelle mit entsprechenden trochantären Schmerzen. Andersherum, so Schildo et al., würde eine Vergrößerung des CCD-Winkels mit einer ungleichmäßigen Druckbelastung der künstlichen Pfanne im kranial-lateralen Pfannenerkerbereich einhergehen. Hier besteht möglicherweise das Risiko für einen vermehrten Abrieb bei ungünstiger Kraftresultierender⁶¹ und damit die Gefahr einer vorzeitigen Prothesenlockerung. Eine postoperative Verkleinerung des CCD-Winkels führt nach Schildo et al. zwar zu besseren Hebelverhältnissen (Offsetvergrößerung), jedoch folgt daraus auch eine erhöhte Biegebeanspruchung am proximalen Femur, wodurch die Prothesenverankerung einer stärkeren Belastung ausgesetzt ist. Dies wird ebenfalls mit einer erhöhten Lockerungsgefahr in Verbindung gebracht.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes aufgrund des fixen CCD-Winkels in mehr als der Hälfte der Fälle zu einer postoperativen Änderung des CCD-Winkels führt. Der postoperative CCD-Winkel liegt entsprechend der aktuellen Datenlage zwar in einem idealen Bereich für einen maximalen Bewegungsumfang, allerdings kommt es durch dessen Änderung höchstwahrscheinlich zu einer Veränderung der am Hüftgelenk wirkenden biomechanischen Kräfte. Hier sind weitere vertiefende Untersuchungen notwendig, welche den Einfluss dieser biomechanischen Änderungen auf die Haltbarkeit der Schaftprothese analysieren.

Bezüglich des Schaftalignments in der sagittalen Ebene war eine Abweichung von $5,5^\circ \pm 1,8^\circ$ nach anterior nachweisbar. Die kleinste Abweichung von der proximalen Femurachse betrug $2,1^\circ$, die größte Abweichung $9,3^\circ$.

Unter der Annahme, dass die korrekte sagittale Schaftausrichtung entlang der proximalen Femurachse verläuft, lag unter Berücksichtigung eines Toleranzintervalles von $\pm 3^\circ$ nur bei lediglich vier Patienten (9%) eine neutrale Schaftimplantation vor.

Entsprechend den Ergebnissen ist offensichtlich eine nach anterior ausgerichtete Geradschaftprothese als normwertig anzusehen. Daher sollte diskutiert werden, ob die im Vorfeld der Auswertung definierten Grenzwerte nicht zu gering gewählt wurden, da z.B. bei einem Alignment von bis zu $\pm 5^\circ$ von der proximalen Femurachse insgesamt 19 Patienten (43%) eine normwertige Implantation aufweisen würden.

Insgesamt gibt es bisher kaum Untersuchungen über das sagittale Schaftalignment in der primären Hüftendoprothetik. Aus diesem Grund gibt es auch keine Normwerte bzw. entsprechend auch keine Grenzwerte, die ein Malalignment definieren. Die in dieser Arbeit erhobenen Daten sind erstmalig.

Die sagittale Abweichung des Schaftes wird am ehesten von der femoralen Antekurvatur und von der Antetorsion des Schenkelhalses beeinflusst. Beide Faktoren bewirken bei der Schaftpräparation ein frühzeitiges Auftreffen der Raspel auf die anteriore Kortikalis und somit eine unbewusst korrigierende Abweichung der Raspel nach anterior durch den Operateur, um dadurch eine ausreichend tiefe Positionierung des Schaftes entsprechend der präoperativen Planung zu erreichen.

Die Antetorsion des Schenkelhalses würde sich insbesondere bei schenkelhalserhaltender oder sparender Resektion als Einflussgröße der sagittalen Schaftpositionierung (Einfluss der Osteotomieebene) zeigen. Bei einer kranialeren Halsosteotomie (basisfern) würde sich die Femureingangsebene nach anterior verlagern, was mit einer anterioren Schaftabweichung gegenüber der proximalen Femurachse einhergeht. Bei zusätzlich vorliegender sehr großer Antetorsion des Schenkelhalses würde dieser Effekt noch verstärkt werden. Speziell bei der Implantation von Kurzschaftprothesen sollte dieser Effekt berücksichtigt werden, da hier standardisiert eine schenkelhalssparende oder -erhaltende Osteotomie durchgeführt wird.

Zusätzlich kann die sagittale Positionierung des Geradschaftes durch die anteriore-posteriore Kortikalisstärke (intrafemorale Anatomie) insbesondere im Bereich der Isthmusregion beeinflusst werden⁷⁴. Ähnlich der Antekurvatur des Femurs kann diese intraoperativ nicht bestimmt werden. Nach Dorr et al. führt eine Verkleinerung des intrafemorales Raumes zu einer ungewollten intraoperativen Schaftabweichung. Speziell in Femura mit stärkerer Kortikalis (Vergleich Typ A- und Typ C-Femur⁷⁵) kann

es zu einer vermehrten posterioren Schaftpositionierung mit einer höheren Retrotorsionsrate kommen.

In der aktuellen Literatur gibt es bezüglich des sagittalen Alignments des Schaftes nur Untersuchungen von Ogonda et al.³⁰. In dieser prospektiven Untersuchung des posterioren Zugangsweges erfolgte die Bestimmung des sagittalen Alignments als Abweichung der langen Implantatachse zur anatomischen Femurachse. Beurteilt wurde die Abweichung der Implantatachse nach anterior, posterior oder neutral zur Femurachse. Allerdings beschrieben die Autoren nicht, ab welcher Abweichung sie von einem Malalignment des Schaftes ausgingen, was grundsätzlich einen Vergleich mit den in dieser Arbeit erhobenen Daten unmöglich macht. Ferner war nicht ersichtlich, wie die anatomische Femurachse bestimmt wurde. Die von ihnen verwendeten lateralen Röntgenaufnahmen eignen sich hierfür nur bedingt, da notwendige anatomische Parameter (Kondylenebene), welche zur exakten Definition der Sagittalebene benötigt werden, nicht erfasst sind. Mögliche Rotations- und Projektionsfehler können somit nicht ausgeschlossen werden, was wiederum eine genaue Bestimmung des Schaftalignments ausschließt.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes in der Sagittalebene größtenteils durch die individuelle Femuranatomie beeinflusst wird. Aufgrund dieser ist eine Ausrichtung des Monoblock-Geradschaftes entlang der proximalen Femurachse oftmals unmöglich, weshalb ein anteriores Alignment möglicherweise als normwertig anzusehen ist. Inwiefern dieses Alignment einen Einfluss auf das Langzeitüberleben der Schaftprothese haben könnte, kann durch diese Arbeit nicht geklärt werden. Auch hier sind weiterführende Analysen notwendig, um einen negativen Einfluss des sagittalen Alignments auszuschließen.

Die mittlere postoperative Antetorsion des Schaftes reduzierte sich signifikant von 17,5° auf 7,4° gegenüber der präoperativen Antetorsion. Die überwiegende Reduktion der Schafttorsion resultiert aus der anzustrebenden rotatorischen Torsion (rAT) von ca. 10°, die deutlich unter dem präoperativen Mittelwert liegt. Dadurch zeigten 98% der Patienten eine Verkleinerung von durchschnittlich $18,1^\circ \pm 7,7^\circ$ (-37° - -2°). Lediglich in einem Fall fand sich eine Vergrößerung um 8° (von 8° auf 16°). Bei insgesamt 38 Patienten (86%) lag eine postoperative Reduktion der Antetorsion von $\leq 15^\circ$ und bei 6 Patienten (14%) eine Reduktion von $\geq 15^\circ$ vor.

Aufgrund der anterioren Abweichung der Schaftachse gegenüber der proximalen Femurachse (ca. $5,5^\circ$) lag die funktionelle Antetorsion (fAT) im Mittel ca. $11,4^\circ$ ($1,7^\circ - 21,9^\circ$) über der rotatorischen Antetorsion.

Obwohl die fAT größer als die rAT war, lag sie dennoch insgesamt unter der präoperativen Antetorsion. Es zeigte sich gegenüber der präoperativen Antetorsion eine Verkleinerung um durchschnittlich $6,1^\circ$ auf $18,9^\circ$. Bei insgesamt 37 der 44 Patienten betrug die Verkleinerung im Schnitt $8,2^\circ$ ($-27,4^\circ - -0,1^\circ$). Nur 15,9% der Fälle zeigten eine resultierende Vergrößerung der Torsion um ca. $5,1^\circ$ ($1,6^\circ - 9,5^\circ$).

Die Erkenntnis, dass im Falle einer anterioren Verkipfung sich die fAT deutlich vergrößert, muss berücksichtigt werden, da eine kombinierte Anteversionsmenge $> 60^\circ$ mit einem sechsfach erhöhten Risiko für Luxation oder Impingement einhergeht⁷⁶. Entsprechend der aktuellen Datenlage sollten Pfanne und Schaft in einem bestimmten Verhältnis zueinander implantiert sein⁷⁷. Geschlechterabhängig sollte eine kombinierte Anteversion von $25^\circ - 35^\circ$ für Männer und $35^\circ - 45^\circ$ für Frauen angestrebt werden⁵. Diesbezüglich definierten Widmer et al. mit Hilfe einer Modell-basierten Formel die kombinierte Anteversion durch: $\text{Pfannenanteversion} + (0,7 \times \text{Schaftantetorsion}) = 37,3^\circ$ ⁵. Beispielhaft sollte somit bei einer Pfannenanteversion von 25° eine Schaftantetorsion von ca. 18° angestrebt werden. Dies wiederum bedeutet, dass die anzustrebende rAT bei einem durchschnittlichen sagittalen Alignment von $5,5^\circ$ etwa 8° betragen sollte.

Auffällig ist die große postoperative Varianz der Antetorsion (rAT) mit einem Intervall von $-11,6^\circ - 25,9^\circ$. So wurde nur bei der Hälfte der Patienten ($n=22$) die zu implantierende Antetorsion von $10^\circ \pm 5^\circ$ erreicht. Insgesamt lagen 5 Patienten (11%) ober- und 17 Patienten (39%) unterhalb des Intervalls.

Die relativ große Varianz der postoperativen Schaftantetorsion resultiert am ehesten aus der individuellen präoperativen Patientenanatomie. So können aufgrund der physiologischen Antetorsion des Femurs, welche von distal nach proximal zunimmt, Raspel und Schaft beim Eintritt in das proximale Femur nach außen unbewusst abgelenkt werden (Zunahme Antetorsion). Neben der physiologischen Antetorsion des proximalen Femurs, kann auch die intraluminale Oberflächenstruktur des Femurs die Schaftposition beeinflussen. Durch eine unregelmäßige Oberflächenstruktur ist eine

Ablenkung von Rassel und Schaft ebenfalls unbewusst möglich⁷⁸. Ein weiterer Faktor ist die Antetorsion des Schenkelhalses. Durch diese, insbesondere bei Schenkelhals-sparender Osteotomie und gleichzeitig erhöhter Halstorsion, kann ebenfalls eine Ablenkung des Schaftes nach außen (vermehrte Antetorsion) hervorgerufen werden. All diese anatomischen Gegebenheiten sind Ablenkungsmöglichkeiten von Rassel und Schaft, die intraoperativ durch den Operateur nur begrenzt beurteilt und berücksichtigt werden können und daher zu einer Abweichung der ursprünglich geplanten Schafttorsion führen^{74,79}.

In der derzeitigen Literatur berichten auch andere Autoren über eine vermehrte Torsionsvarianz bei der Verwendung eines zementfreien Monoblock-Geradschaftes.

So ermittelten Dorr et al. in ihrer computertomographischen Untersuchung ebenfalls eine große Varianz der Schafttorsion⁷⁴. Erstaunlicherweise erstreckt sich diese über eine ähnliche Streubreite, von $-8,6^\circ$ - $27,1^\circ$, wie die Antetorsionswerte dieser Arbeit. Ebenfalls lagen auch nur ca. 45% (49/109) der von ihnen implantierten Schäfte im angestrebten Antetorsionsintervall von 10° - 20° . Ihrer Meinung nach hat die hohe postoperative Torsionsvarianz verschiedene Ursachen. So wirkt sich beispielsweise eine hohe präoperative Torsionsvarianz negativ auf die Torsionsausrichtung des Schaftes aus, da deren intraoperative Bestimmung, aufgrund der eingeschränkten Orientierung (Femurhals und posteriore Kondylenebene), nur sehr ungenau ist⁷⁴. Hauptsächlich jedoch wird die Schaftausrichtung von der individuellen femoralen Anatomie beeinflusst. Insbesondere haben ihrer Meinung nach die anteriore-posteriore Isthmusregion (Kortikalisstärke) auf Höhe des Trochanter minor und die Antekurvatur des Femurs einen Einfluss auf die Torsionsausrichtung von Rassel und Schaft. Beide Faktoren können intraoperativ nicht vorhergesehen werden und sind maßgeblich dafür verantwortlich, weshalb sich die Schafttorsion oftmals nicht in dem anzustrebenden Intervall befindet.

Auch Stendter et al. wiesen in ihrer Arbeit eine hohe Varianz der Schafttorsion unter Verwendung eines zementfreien Geradschaftes nach, die sich von -19° - 33° erstreckte⁷⁹. In ihrer Arbeit lag das angestrebte Schaftantetorsionsintervall zwischen 10° und 15° , welches sie nur in 8% der Fälle (5/60) erreichten. Ursächlich für die intraoperativ unzureichende Schaftpositionierung sei aus ihrer Sicht ebenfalls die individuelle Femuranatomie des Patienten.

Um dieser hohen Schafttorsionsvarianz entgegen zu wirken bzw. die Schafttorsion besser zu justieren, verwendeten Sariali et al. ein modulares Schaftdesign mit einem modularen Konus, durch welchen Halslänge, CCD-Winkel und Antetorsion variabel justierbar waren¹⁴. Ziel ihrer Untersuchung war die postoperative Torsionsausrichtung entsprechend der präoperativen Planung. Den Ergebnissen ihrer Arbeit nach erreichten sie eine hohe Übereinstimmung, was einer auffallend guten Schaftpositionierung entspricht. Die dennoch aufgetretene postoperative Antetorsionsvarianz ($\pm 14,1^\circ$) entspricht weitestgehend der geplanten Antetorsionsvarianz. Kritisch anzumerken ist, dass die Methode der intraoperativen Torsionsbestimmung nicht beschrieben wurde. Prinzipiell ist die intraoperative Torsionsbestimmung entsprechend den Erfahrungen anderer Autoren (Dorr et al.⁷⁴) als auch aus der vorliegenden Arbeit jedoch nur sehr ungenau möglich, was die Ergebnisse der Arbeit relativiert.

Bergmann et al. konnten in ihrer Arbeit zur Bedeutung der Antetorsionsänderung auf die geänderte Biomechanik nach Schaftimplantation zeigen, dass eine Änderung der präoperativen Torsion einen Einfluss auf das Langzeitüberleben der Schaftprothesen haben kann¹¹. Sie stellten fest, dass eine postoperative Reduktion des Antetorsionswinkels zu einer Steigerung des Torsionsmomentes an der Schaftprothese führt. Hieraus resultiert eine erhöhte mechanische Belastung der Prothese, wodurch sich möglicherweise das Lockerungsrisiko vergrößert. Klinische Daten, die diese theoretischen Überlegungen validieren, liegen bisher noch nicht vor.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass es aufgrund der operativ anzustrebenden Schafttorsion (rAT) von ca. 10° in nahezu allen Fällen zu einer Reduktion der postoperativen Torsion kam. Ursächlich für die hohe postoperative Torsionsvarianz ist die individuelle femorale und intrafemorale Anatomie, aber auch eine eingeschränkte intraoperative Orientierung. Einen Einfluss der Antetorsionsverkleinerung auf die am Hüftgelenk wirkenden biomechanischen Kräfte ist grundsätzlich denkbar und sollte in Bezug auf eine möglichst hohe Standzeit der Prothese in weiterführenden Studien untersucht werden.

4.3 Rekonstruktion von Beinlänge und Offset

Die Rekonstruktion einer ausgeglichenen Beinlänge und eines physiologischen Offsets sind für eine optimale Hüftgelenksbiomechanik und Patientenzufriedenheit essentiell. Sie erfolgen durch geeignete Implantatschaftwahl und -ausrichtung. Die Ursachen einer unzureichenden Rekonstruktion liegen einerseits in der Implantatschaftgeometrie, andererseits haben die postoperative Schaftantetorsion und die -implantationstiefe einen zusätzlichen Einfluss auf Beinlänge und Offset.

Postoperative Beinlängendifferenzen (>10mm) sind oftmals ein Hauptgrund für Patientenunzufriedenheit. Der vollständige Ausgleich eines bereits bestehenden Beinlängenunterschiedes durch Implantation einer Hüftgelenksendoprothese ist jedoch häufig nicht möglich. Gleichwohl kann die bestehende Beinlängendifferenz deutlich minimiert werden. Hierfür ist die Bestimmung der präoperativen Beinlängen, die radiologische Evaluation, die präoperative Planung und die intraoperative Umsetzung essentiell⁸⁰.

Entsprechend der Ergebnisse dieser Arbeit erfolgte durch die Implantation des Monoblock-Geradschaftes bei 98% der Patienten (n=43) eine Rekonstruktion der Beinlänge (± 10 mm). Es konnte eine durchschnittliche Verlängerung des operierten Beines um ca. $1,3\text{mm} \pm 3\text{mm}$ nachgewiesen werden.

Zu einem vergleichbaren Ergebnis kamen auch Ranawat et al., welche im Rahmen ihrer intraoperativen Beinlängenmessung eine postoperative Beinverlängerung im Vergleich zur Gegenseite von durchschnittlich $1,9\text{mm}$ ($-7\text{mm} - 8\text{mm}$) beschrieben⁸¹.

Erstaunlicherweise zeigten Schmidutz et al. nach Implantation eines zementfreien Geradschaftes ein annähernd identisches Ergebnis mit einer postoperativen Beinverlängerung von $1,3\text{mm} \pm 3,4\text{mm}$ ($-7\text{mm} - 9\text{mm}$)⁸².

Archibeck et al. verweisen darauf, dass eine Rekonstruktion der Beinlänge oftmals durch die Implantatgeometrie limitiert wird⁸³. In ihrer Arbeit zeigten sie, dass Beinlänge und Offset durch das verwendete nicht-modulare Schaftsystem in nur 60% der Fälle rekonstruiert wurden. Durch ein modulares Schaftsystem mit zwei Halskomponenten konnten in der Vergleichsgruppe Beinlänge und Offset in 85% der Fälle rekonstruiert werden. Archibeck et al. betrachten jedoch Beinlänge und Offset im Zusammenhang.

Eine angemessene Beinlängenrekonstruktion könnte somit infolge einer unzureichenden Offsetrekonstruktion unberücksichtigt bleiben.

Nach Implantation einer Hüftgelenksendoprothese kommt es wiederholt zu geringen Beinlängenunterschieden⁸⁴. Bereits im Jahr 1978 ist die postoperative Beinverlängerung das häufigste Ergebnis⁸⁵. Die Konsequenzen des postoperativen Beinlängenunterschiedes wurden in der orthopädischen Gesellschaft bereits weitreichend diskutiert. Eine Beinverlängerung wird vorwiegend mit peripheren neurologischen Beschwerden in Verbindung gebracht. Patienten klagten wiederholt über postoperativen Hüftschmerz teilweise mit radikulärer Symptomatik⁸⁶. Selten werden auch erhöhte aseptische Lockerungsraten mit höhergradigen Beinverlängerungen in Verbindung gebracht⁸⁷.

Patienten mit Beinverkürzungen zeigten hingegen vermehrt postoperatives Hinken⁸⁸. Durch eine reduzierte Weichteilspannung des Hüftgelenkes⁸⁹ und aufgrund einer beeinträchtigten Abduktorenfunktion^{90,91} wird gleichzeitig das Luxationsrisiko erhöht. Auch wenn Beinlängenverkürzungen seltener auftreten als Verlängerungen, scheinen sie einen größeren Einfluss auf das klinische Outcome und die Patientenzufriedenheit zu besitzen⁹².

Hinsichtlich des Offsets geht aus den Ergebnissen der Arbeit hervor, dass dieses in 31 Fällen (70,5%) geplant zur gesunden Gegenseite anhand von Röntgenschablonen rekonstruiert werden konnte. Dabei wies das postoperative Offset im Vergleich zum präoperativen Offset eine durchschnittliche Vergrößerung um ca. 2,1mm auf. Bei 13 Patienten (29,5%) wurde das Offset nicht rekonstruiert bzw. um durchschnittlich 3,8mm verkleinert. Insgesamt 77% dieser 13 Patienten zeigten eine postoperative Valgisierung von ca. 125,4° auf durchschnittlich 131,5°.

In der vorliegenden Arbeit wurde bei ca. 70% der Patienten das Offset postoperativ um ca. 4,5mm vergrößert. Lecerf et al. wiesen in ihrer Arbeit ebenfalls eine Vergrößerung des femoralen postoperativen Offsets nach⁹³. Bei ihnen wurde insgesamt in 84% der 76 Patienten das Offset durch den Hüftgelenkersatz um ebenfalls durchschnittlich 4,85mm (-2,8mm - 11,6mm), im Vergleich zur normalen Gegenseite, vergrößert. Auch zeigten sie ähnlich zu den Ergebnissen dieser Arbeit eine hohe Varianz des präoperativen Offsets.

Schildo et al. zeigten, dass der CCD-Winkel einen Einfluss auf das Offset hat⁵⁶. In ihrer Arbeit resultierte aus einer postoperativen Valgisierung des CCD-Winkels (von 128° auf 145°) eine signifikante Offsetreduktion. Ihrer Meinung nach ist diese ursächlich für eine vermehrte Belastung der Abduktoren und eine ungünstigere Krafteinwirkung auf die Pfanne.

Die Vorteile eines modularen Schaftsystems gegenüber einem Geradschaft liegen in der schaftpositionsunabhängigen Rekonstruktion von Torsion und Offset durch die verfügbaren modularen Halskomponenten^{94,95}. In zwei aufeinander folgenden Studien untersuchten Sakai et al. durch computertomographische Analyse die Möglichkeit der Offset-Rekonstruktion unter Verwendung eines modularen Schaftsystemes. Dabei zeigten die Autoren in dem prospektiven Teil der Untersuchung, dass entsprechend des präoperativen Offsets in allen 116 Fällen eine Offsetrekonstruktion durch die verwendeten modularen Halskomponenten möglich war⁹⁴. Hierbei wurde in der Gruppe mit einer AT $\leq 30^\circ$ das präoperative Offset signifikant von durchschnittlich 22,5mm ($\pm 7,3$ mm) auf 31,2mm ($\pm 5,4$ mm) postoperativ vergrößert. Allerdings beziehen sich ihrer Berechnungen nur auf die ipsilaterale Seite. Eine Aussage hinsichtlich einer ausreichenden (adäquaten) Vergrößerung kann hiermit nicht getroffen werden, da die gesunde kontralaterale Seite für eine Vergleichsmessung nicht einbezogen wurde.

Allerdings sollte die Modularität nicht für den Ausgleich einer inadäquaten Schaftpositionierung verwendet werden, da durch diese zusätzliche Risiken wie ein mechanisches Versagen durch Ermüdungsbrüche, zusätzlich auftretender Metallabrieb bzw. Korrosion und Korrosionspartikel an den modularen Verbindungen aufgrund von Mikrobewegungen auftreten können^{83,95-98}.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die Implantation eines zementfreien Monoblock-Geradschaftes in der Mehrzahl der Fälle eine angemessen Beinlängenrekonstruktion ermöglicht und dass in mehr als zwei Dritteln der Fälle eine Rekonstruktion des Offsets entsprechend der Gegenseite möglich war.

4.4 Einfluss der Änderungen auf das funktionelle Outcome

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass es durch die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes in der Mehrzahl der Fälle zu einer Änderung der hochvariablen präoperativen Hüftgelenksanatomie kommt.

Die Änderung des prä- zu postoperativen CCD-Winkels hat jedoch keine Auswirkungen auf die Funktion, die Zufriedenheit und das Schmerzempfinden des Patienten. Auch die nachgewiesene durchschnittliche postoperative Torsionsreduktion hat entsprechend der Ergebnisse keinen Einfluss auf das funktionelle Outcome.

Es konnte allerdings festgestellt werden, dass die postoperative Offsetrekonstruktion einen Einfluss auf das klinische Outcome hat. So gaben die Patienten mit einer Offsetreduktion, im Vergleich zu den Patienten der Offsetvergrößerung, häufiger mehr Schmerzen an. Auch die Auswertung des HHS und des Zufriedenheitsscore ergab ein tendenziell besseres klinisches Outcome bei Patienten mit postoperativer Offsetvergrößerung.

Eine physiologische Offset-Rekonstruktion ist für ein gutes funktionelles Outcome essentiell, da dies zu einer verbesserten Abduktionskraft durch einen effizienteren Hebelarm führt^{55,99}. Zusätzlich resultiert daraus ein stabileres Gelenk, wodurch die Luxationsrate deutlich gesenkt, der Bewegungsumfang vergrößert und die Gefahr eines Impingements verringert wird⁷. Des Weiteren geht ein physiologisches Offset mit einer reduzierten aseptischen Lockerungsrate¹⁰⁰ und einem verminderten Abrieb einher^{66,101,102}.

Eine Vergrößerung des Offsets, z.B. durch eine Verisierung des CCD-Winkels, führt zu einer günstigeren Kraftresultierenden (Hebelarm) bei allerdings gleichzeitig erhöhter Biegebeanspruchung des proximalen Femurs. Infolgedessen wird die Prothesenverankerung einer erhöhten Belastung ausgesetzt, welche mit einem erhöhten Lockerungsrisiko des Schaftes in Verbindung gebracht wird⁵⁶.

Die Offsetverkleinerung wiederum führt zu einer vermehrten Beanspruchung der Abduktoren aufgrund eines ungünstigeren Hebelverhältnisses der pelvitrochantären Muskulatur. Deren Krafteinwirkung muss stark zunehmen, um eine Abduktion mit gleicher Kraft am Trochanter major zu ermöglichen. Hierbei kann es zur muskulären

Überbelastung und zur Entstehung von trochantären Schmerzen und Hinken kommen⁷³. Des Weiteren kann eine Offsetverkleinerung zu einer erhöhten Impingementrate⁷, einer reduzierten Weichteilspannung⁵⁵ mit erhöhtem Luxationsrisiko¹⁰³ und einem möglicherweise unbefriedigenden funktionellen Outcome führen.

Lecerf et al. hingegen zeigten, dass eine postoperative Offsetreduktion nach Hüftgelenkersatz das funktionelle Ergebnis nicht nachteilig beeinflusst⁹³. Die Autoren relativierten jedoch ihr Ergebnis, da die Vergleichsgruppe der Offsetreduktion durch Patienten gebildet wurde, denen lediglich ein Oberflächenersatz implantiert wurde. Die Autoren suggerierten, dass eine adäquate Offsetrekonstruktion hier wohlmöglich nicht entscheidend ist.

Cassidy et al. hingegen demonstrierten, dass eine Offsetverkleinerung zwar nicht mit vermehrtem postoperativem Schmerz einhergeht, dass diese jedoch aufgrund der biomechanischen Nachteile möglicherweise einen funktionellen Einfluss auf das postoperative Ergebnis hat¹⁰⁴.

Zusammenfassend kann somit gesagt werden, dass es durch die Implantation eines Monoblock-Geradschaftes in der Mehrzahl der Fälle zwar zu einer umfassenden Änderung der präoperativen Anatomie kommt, dass jedoch lediglich eine femorale Offsetreduktion einen Einfluss auf Zufriedenheit und Schmerzempfinden des Patienten hat.

4.5 Einfluss des Zugangsweges auf die postoperative Schaftpositionierung

Die minimalinvasive Hüftendoprothetik hat sich in den letzten Jahren weitestgehend in der orthopädischen Chirurgie etabliert²¹⁻²³. Einer der wesentlichsten Vorteile ist die muskelschonendere Implantation mit einer nachweislichen Reduktion des operationsbedingten Traumas^{24,25}. Aus dem reduzierten muskulären Trauma resultieren ein geringerer Blutverlust^{23,26}, eine frühere Mobilisation²⁷, ein besseres frühfunktionelles Outcome²⁸, geringere Schmerzen^{21,27} und theoretisch auch bessere Langzeitergebnisse. Trotz dieser Vorteile bestehen dennoch gewisse Risiken aufgrund

des kleineren Zugangsweges. So konnte gezeigt werden, dass vermehrt Wundheilungsstörungen durch stärkere Traktionskräfte der Haut unter der Verwendung eines kleineren Zugangsweges auftreten können³². Des Weiteren zeigte sich in einigen Untersuchungen eine höhere Varianz (mehr Outliner) der Pfanneninklination und -anteversion unter Verwendung eines minimalinvasiven Zuganges^{32,33}.

Während es eine Reihe von Arbeiten zur Pfannenpositionierung gibt³⁴, ist über den Einfluss der minimalinvasiven Hüftendoprothesenimplantation auf die Schaftpositionierung bisher noch wenig bekannt. Insbesondere gibt es keine dreidimensionalen Schaft-Positionsanalysen zur exakten Beurteilung der Antetorsion oder auch des sagittalen Schaftalignments. In den wenigen existierenden Studien, welche den Einfluss eines minimalinvasiven Zugangsweges auf die Schaftposition untersuchen, wurden bisher ausschließlich Röntgenanalysen zur Positionsanalyse des Schaftes verwendet^{35-37,105}. Diese ermöglichen aber nur eine eingeschränkte Beurteilung.

Die Positionierung eines Geradschaftes erfolgt entlang der proximalen Femurachse, in ca. 10° Antetorsion unter Vermeidung eines Varus-/Valgus-Malalignment sowie unter Gewährleistung eines adäquaten Offsets und einer ausgeglichenen Beinlänge⁵. Die Präparation des Schaft Eintrittspunktes in das proximale Femur wird dabei von weit lateral vorgenommen.

Beim ALMI-Zugang ist aufgrund der intermuskulären Präparation, die Präparation des Eintrittspunktes, die intraoperative Übersicht und Orientierung reduzierter und eingeschränkter als beim mDL-Zugang, wodurch möglicherweise ein erhöhtes Risiko für Fehlpositionierungen besteht.

Da ein inadäquates Komponentenalignment nachweislich zu einem häufigeren Auftreten von einem Impingement⁵, Luxationen^{6,106}, einem erhöhten Abrieb und zu Frühlockerungen führt, sollte dieses potentielle Risiko einer Schaftfehlpositionierung für einen minimalinvasiven Zugang ausgeschlossen werden.

Ein Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss des ALMI-Zuganges auf die Schaftpositionierung gegenüber einem mDL-Standardzugang mit Hilfe einer 3D-Rekonstruktion eines CT-Datensatzes zu untersuchen und ein mögliches, einhergehendes Risiko für ein Schaftmalalignment auszuschließen.

Hinsichtlich des Alignments in der Frontalebene (Varus/Valgus) zeigen die Ergebnisse keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Zugangswegen. Weder der ALMI- noch der mDL-Zugangsweg haben einen nachteiligen Einfluss auf die Schaftposition in der Frontalebene. Die durchschnittliche Abweichung beider Gruppen lag bei 0°. Insgesamt 87% der Patienten der ALMI- und 95% der Patienten der mDL-Gruppe zeigten eine neutrale Schaftimplantation.

Dieses Ergebnis spiegelt sich in der gegenwärtigen Literatur wider. Martin et al. kommen in einer prospektiven Studie ebenfalls zu dem Ergebnis, dass es keinen röntgenologischen Unterschied bei der Implantatpositionierung zwischen einem ALMI- und mDL-Zugang in der Frontalebene gibt¹⁰⁵. Auch in den Studien von Laffosse et al.³⁶, Jerosch et al.³⁵ und Pflüger et al.³⁷ zeigte der ALMI-Zugang kein erhöhtes Risiko für ein Varus-/Valgus-Malalignment. Pflüger et al. erreichten in ihrer Arbeit in 83% der Fälle eine Neutralposition des Schaftes unter Verwendung des ALMI-Zuganges, im Vergleich zu 82% in der Kontrollgruppe (anterolateraler Standardzugang - Watson-Jones)³⁷.

Demgegenüber zeigten Bernasek et al. in ihrer Studie unter Verwendung des ALMI-Zuganges bei nur 77% (36/47) eine Neutralposition (Schaftabweichung $<5^\circ$) des Schaftes⁴⁶. Bei 18% kam es zu einem varischen und 8% zu einem valgischen Malalignment von mehr als 5° . Unter Verwendung des modifizierten Hardinge-Zuganges wiesen sie in ihrer Arbeit eine signifikant bessere Schaftpositionierung, mit insgesamt 93% (42/45) neutraler Schaftpositionierung, nach. Die Ursache für diesen signifikanten Unterschied sei laut den Autoren eine erschwerte Femurkanalpräparation unter Verwendung des ALMI-Zuganges. Aufgrund des Lernprozesses mit dem minimalinvasiven Zugang kam es vor allem anfänglich zu einer vermehrten varischen Schaftimplantation, welche sich jedoch im Verlauf, nach entsprechender Erfahrung, deutlich besserte. Insgesamt schlussfolgern die Autoren jedoch abschließend, dass selbst unter schwierigen Bedingungen (hoher BMI, große Muskelmasse) eine adäquate Schaftpositionierung möglich ist und der ALMI-Zugang ein weichteilschonendes und implantationssicheres Verfahren darstellt.

Hinsichtlich der Schafttorsion konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass bei nur 48% der Patienten der ALMI- und bei 52% der Patienten der mDL-Gruppe die Schaftimplantation nahe dem anzustrebenden Richtwert von $10^\circ \pm 5^\circ$ Antetorsion erfolgte. In beiden Patientengruppen lagen eine rotatorische Torsion von ca. $7,4^\circ$ und

eine postoperative funktionelle Torsion von ca. 19° vor. In der ALMI-Gruppe war die rotatorische Torsion um $0,2^\circ$ bzw. die funktionelle Torsion um durchschnittlich $0,4^\circ$ geringer. Diese Abweichungen waren nicht signifikant.

In beiden Patientengruppen bestand eine hohe Varianz der Antetorsion mit einer Streuung von $-11,6^\circ$ - $25,9^\circ$. Die Varianz war in der ALMI-Gruppe größer. So wurden unter der Verwendung eines ALMI-Zuganges die Schäfte häufiger retrotorquiert implantiert. Möglicherweise besteht hier ein Einfluss des Zugangsweges auf die Antetorsion des Schaftes, zumindest auf das Vorkommen einer erhöhten Torsionsvarianz.

Die gegenüber dem mDL-Zugang erhöhte Torsionsvarianz des ALMI-Zuganges erklärt sich am wahrscheinlichsten aus der doch etwas reduzierten intraoperativen Übersicht als auch aus der intermuskulären Präparation des proximalen Femurs. Dabei kann es beim ALMI-Zugang durch den ventralen Muskelbauch des M. gluteus medius und minimus zu einer indirekten, gegen die anteriore femorale Kortikalis abgelenkten Raspelführung kommen. Hierdurch und durch das unbewusste Bestreben muskelschonend zu arbeiten, ist eine Abweichung zur angestrebten Torsion möglich.

Bezüglich des Schaftalignments in der sagittalen Ebene waren keine zugangsbedingten Abweichungen nachweisbar. Zwar war die anteriore Abweichung in der ALMI-Gruppe um ca. $0,7^\circ$ größer, bei gleichzeitig bestehender größerer Varianz, jedoch waren diese Ergebnisse im Vergleich zur mDL-Gruppe nicht signifikant.

Das sagittale Schaftalignment wird individuell von der vorliegenden femoralen Antekurvatur und von der Antetorsion des Schenkelhalses beeinflusst. Gleichzeitig ist auch eine zugangsspezifische Beeinflussung durch den M. gluteus medius und minimus denkbar. Wie bereits für die Antetorsion beschrieben kann es vor allem beim ALMI-Zugang durch den ventralen Muskelbauch des M. gluteus medius und minimus zu einer zusätzlich nach anterior abgelenkten Raspelführung kommen. Diese kann insbesondere bei der intermuskulären Vorgehensweise des ALMI-Zuganges auftreten, da die Raspel am vorderen Anteil des Gluteus medius und minimus vorbei in das proximale Femur eingeführt werden muss. Unter maximaler Muskelschonung, insbesondere bei ausgeprägter Muskulatur, besteht dabei die Gefahr mit Raspel und Schaft nach anterior gegenüber der proximalen Femurachse abzuweichen. Dies könnte die zwar nicht

signifikante aber dennoch um etwa $0,7^\circ$ vermehrt nach anteriore gekippte sagittale Ausrichtung beim ALMI-Zugang erklären.

Aktuell gibt es fast keine Untersuchung hinsichtlich des sagittalen Schaftalignments. Ogonda et al. untersuchten das sagittale Alignment des Schaftes mit Hilfe der Röntgendiagnostik³⁰. In ihrer Arbeit zum posterioren Zugangsweg (219 Patienten) lag bei 72% der MIS-Gruppe (Haut- und Fascia lata-Inzision $\leq 10\text{cm}$) ein neutrales sagittales Alignment vor. Im Vergleich zur Standardgruppe (Hautinzision 16cm) konnte kein signifikanter Unterschied gezeigt werden, denn auch hier wurde bei 68% der Patienten eine neutrale Schaftposition erreicht. Das sagittale Schaftalignment wurde in dieser Arbeit in den Röntgenaufnahmen als Winkel zwischen langer Implantatachse und der anatomischen Femurachse bestimmt. Eingeteilt wurde die Schaftabweichung nach anterior, posterior und neutral zur Femurachse. Kritisch anzumerken ist, dass Ogonda et al. dabei nicht beschrieben, ab welcher Abweichung sie von einem Malalignment in der Sagittalebene ausgingen und wie sie in ihrer Arbeit die anatomische Femurachse bestimmten. Die Beurteilung des sagittalen Alignments erfolgte anhand lateraler Röntgenaufnahmen. An diesen Aufnahmen ist die eindeutige Definition/Erfassung der Sagittalebene allerdings nur sehr grob möglich, da notwendige anatomische Parameter zur Definition der Ebene, wie posteriore Kondylenebene oder Epikondylen in der Regel nicht abgebildet werden. Zur exakten Erfassung der Sagittalebene und zur Vermeidung von Rotationsfehlern (Projektionsfehlern) ist es notwendig, diese abzubilden bzw. exakt aufeinander zu projizieren. Dies ist mit statischen Röntgenaufnahmen jedoch fast unmöglich.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass ein ALMI-Zugang keinen wesentlichen nachteiligen Einfluss auf die Schaftpositionierung gegenüber einem mDL-Zugang hat. Eine korrekte Schaftpositionierung ist ähnlich eines Standardzugangsweges möglich.

4.6 Einfluss des Body-Mass-Index auf die postoperative Schaftpositionierung

Übergewichtige ($\text{BMI} \geq 25\text{kg/m}^2$) und adipöse Patienten ($\text{BMI} \geq 30\text{kg/m}^2$) besitzen im Vergleich zur Allgemeinbevölkerung häufig eine stärker ausgeprägte Subkutanschicht,

unter anderem auch im Bereich des Hüftgelenkes. Durch diese wird die ohnehin schon reduzierte intraoperative Übersicht minimalinvasiver Zugänge zusätzlich eingeschränkt und damit die intraoperative Identifizierung anatomischer Landmarken erschwert⁴³. Dies erhöht nachgewiesen die Rate an Pfannenfehlpositionierungen minimalinvasiver Implantationsverfahren⁴³.

Von einigen Autoren wird u.a. deshalb ein BMI $\geq 30 \text{ kg/m}^2$ als Kontraindikation für die minimalinvasive Hüftgelenksendoprothetik (MIS) angesehen^{46,47}. Andere Autoren wiederum sehen hier keine Einschränkungen^{35,48}.

Im Vergleich zum Standardverfahren wurden für die MIS Wundheilungsstörungen, Wundrandnekrosen oder Weichteilinfekte nicht häufiger beschrieben¹⁰⁷. Trotzdem bleibt die Gefahr hierfür bestehen und kann sich durch einen erhöhten BMI vergrößern, da das Risiko, den Wundrand beim Einführen von Raspeln oder durch Retraktorenzug zu verletzen, erhöht ist.

Infolge einer Kombination aus minimalisierten Zugang und stärkerem Unterhautfettgewebe besteht möglicherweise auch ein erhöhtes Risiko für Schaftfehlpositionierungen, wie z.B. durch eine schlechtere Orientierung oder ein ungewolltes Abdrängen der Implantationsinstrumente an der ausgeprägteren Unterhautfettschicht.

In der vorliegenden Arbeit konnte bezüglich des Varus-/Valgus-Alignments für den anterolateral-minimalinvasiven Zugangsweg gegenüber einem Standardzugang (mDL) nachgewiesen werden, dass ein erhöhter BMI ($\geq 25 \text{ kg/m}^2$) nicht mit einer erhöhten Rate an Varus- oder Valgusfehlstellungen einhergeht und dass auch bei diesen Patienten eine neutrale Schaftimplantation in der Frontalebene erreicht werden kann.

In Bezug auf die Schafttorsion bestand ebenfalls kein Einfluss durch einen erhöhten BMI. Beide Patientengruppen zeigten vergleichbare Ergebnisse für die Schaftantetorsion im gewünschten Intervall von $10^\circ \pm 5^\circ$.

Auch bei der sagittalen Schaftausrichtung bestand kein negativer Einfluss durch einen erhöhten BMI.

Röttinger untersuchte in seiner Arbeit zum ALMI-Zugang ebenfalls den Einfluss des BMI auf ein mögliches Varus- bzw. Valgus-Malalignment und kam dabei zu einem mit dieser

Arbeit vergleichbaren Ergebnis³¹. Unabhängig vom BMI wiesen 88% (41/47) aller Patienten eine neutrale Schaftimplantation (Varus-/Valgus-Alignment $<4^\circ$) auf. Hieraus und anhand der bestehenden Erfahrung aus mehr als 1000 Operationen schlussfolgerte er, dass durch den ALMI-Zugangsweg selbst Patienten mit einem BMI von bis zu 51kg/m^2 problemlos, ohne erhöhtes Risiko für eine Schaftfehlpositionierung operiert werden können.

Auch für Martin et al. ist Übergewicht keine direkte Kontraindikation für die Verwendung des ALMI-Zuganges¹⁰⁵. Bei einem durchschnittlichen BMI von $30,6\text{kg/m}^2$ lagen im Vergleich zum direkt lateralen Zugangsweg keine Unterschiede bei der Schaftpositionierung (coronales Alignment) vor.

Jerosch et al. konnten ebenfalls keinen Zusammenhang zwischen einem erhöhtem BMI und einem häufigeren Varus-/Valgus-Malalignment finden³⁵. Insgesamt waren 45% der von ihnen untersuchten Patienten übergewichtig ($\text{BMI} >25\text{kg/m}^2$).

Demgegenüber empfehlen Bernasek et al. den ALMI-Zugang bei Übergewichtigen sowie muskulösen Patienten ($\text{BMI} \geq 30\text{kg/m}^2$) nicht zu verwenden⁴⁶. Ursächlich hierfür waren Schwierigkeiten bei der intraoperativen Schaftpräparation einhergehend mit einem signifikant häufigeren Varus-Malalignment im Vergleich zum modifizierten lateralen Zugang nach Hardinge. In Erwartung möglicher intraoperativer Komplikationen selektierten die Autoren dünnere Patienten (geringer BMI) für den ALMI-Zugang.

Bei der Interpretation des BMI sollte in Bezug auf einen minimalinvasiven Zugang zwischen hoher Fett- oder hoher Muskelmasse unterschieden werden.

Beispielsweise besitzen Frauen im Vergleich zu Männern bei gleichem BMI einen deutlich höheren Fettanteil¹⁰⁸. Bei einem BMI von 25kg/m^2 haben diese ca. 24kg Körperfett und somit ca. 6,3kg mehr als Männer¹⁰⁹. Ein hoher BMI unterscheidet demnach nicht zwingend zwischen Übergewicht aufgrund eines erhöhten Fettanteils oder aufgrund einer erhöhten Muskelmasse¹¹⁰.

Gerade aber die Unterscheidung zwischen kräftiger Muskulatur und hohem Fettanteil scheint für die MIS bezüglich der korrekten Schaftpräparation und -positionierung von relevanter Bedeutung zu sein.

Jerosch et al. wiesen in ihrer Arbeit zum ALMI-Zugang auf diese Problematik hin und schlussfolgerten, dass weniger der BMI, im Sinne eines größeren Fettanteiles einen Einfluss auf die Komponentenstellung hat, als vielmehr eine ausgeprägte Muskulatur³⁵. Fettgewebe könne durch Retraktoren leichter verdrängt werden als kräftige Muskulatur.

Daher reduziert eine gut ausgebildete Muskulatur die intraoperative Übersicht und erschwert die Zugänglichkeit stärker als Fettgewebe, wodurch die korrekte Schaftpositionierung bei muskelkräftigen Patienten eine größere Herausforderung darstellt, als bei Patienten mit vermehrtem Fettanteil¹⁰⁷.

Bertin et al. deuteten ebenfalls unter Verwendung eines ALMI-Zugangs auf eine erschwerte Implantation bei ausgeprägter Muskulatur hin²⁹. Sie empfehlen in diesen Fällen eine geringe kaudale Hautschnitterweiterung, wodurch die femorale Darstellung deutlich verbessert wird und sich somit das Risiko einer Schaftfehlpositionierung reduzieren lässt.

Die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse sind mit denen der Literatur vergleichbar. Offensichtlich erscheint eine adäquate Schaftimplantation in der Frontalebene durch den ALMI-Zugangsweg auch bei erhöhtem BMI möglich.

Ein möglicher Einfluss des BMI auf die Schafttorsion bzw. das sagittale Alignment ist bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt in keiner der bisher veröffentlichten Arbeiten untersucht worden. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen aber, dass die Schafttorsion und das sagittale Alignment durch einen erhöhten BMI ebenfalls nicht nachteilig beeinflusst werden.

4.7 Einschränkungen der Arbeit

Ein limitierender Faktor dieser Arbeit ist das relativ geringe Patientenkollektiv. Aufgrund der Ergebnisse dieser Arbeit erscheint die Patientenzahl allerdings als ausreichend. Beispielsweise konnten mehrfach statistisch signifikante Änderungen zwischen der prä- und postoperativen Gelenkanatomie, teilweise mit hoher Varianz nachgewiesen werden. Aus diesen Ergebnissen resultierten zum Teil hohe Effektstärken (z.B. Antetorsionsänderung $d=0,79$) und damit genügend statistische Power.

Auch ist die Patientenzahl mit derer anderer prospektiver Arbeiten vergleichbar, welche durchschnittlich ebenfalls 30 - 50 Patienten pro Zugangsweg oder Schaftsystem beinhalten^{35,36,46,105}.

Ein für die im 3D-Modell durchgeführte Messung kritisch zu diskutierender Faktor ist die Genauigkeit der Bestimmung der proximalen Femurachse. Die exakte Festlegung der proximalen Femurachse ist für die Messung aller anatomischen Gelenkparameter von grundlegender Bedeutung. Aufgrund von individuellen anatomischen Gegebenheiten, wie z.B. der natürlichen Antekurvatur des Femurs, ist der Verlauf der proximalen Femurachse jedoch in einem gewissen Maße variabel¹⁰. Die Ermittlung der proximalen Femurachse erfolgte am 3D-Oberflächenmodell durch Bestimmung des Mittelpunktes zweier Femurellipsen, ca. 1cm und ca. 5cm, distal des Trochanter minors. Durch die errechneten Mittelpunkte wurde anschließend eine Gerade gelegt, die der proximalen Femurachse entsprach. In dieser Weise erfolgten mehrere Messungen (n=10), woraus eine mittlere proximale Femurachse resultierte. Das Risiko einer falsch bestimmten proximalen Femurachse, aufgrund von anatomischen individuellen Besonderheiten, konnte durch Mehrfachmessungen reduziert und damit die Genauigkeit der Berechnungen verbessert werden.

Ein weiterer möglicher Kritikpunkt dieser Arbeit ist, dass sowohl prä- als auch postoperativ nur das femorale Offset bestimmt wurde. Als Maß für die Gesamtkraft der Abduktoren des Hüftgelenkes gilt das Gesamtoffset, welches sich aus femoralem und acetabulärem Offset berechnet⁹³. In der aktuellen Literatur konnte das femorale Offset als der wesentliche Parameter für die Gesamtkraft der Abduktoren herausgestellt werden⁵⁵. Des Weiteren konnte es als ein wichtiger Parameter hinsichtlich des Auftretens von vermehrtem Gelenkabrieb und Hüftluxationen identifiziert werden^{93,101}. Auch ein besseres funktionelles Outcome wird mit einer angemessenen femoralen Offsetrekonstruktion in Verbindung gebracht⁵⁵. Aufgrund der zentralen theoretischen und klinischen Bedeutung des femoralen Offsets erschien eine zusätzliche Berechnung des acetabulären Offsets in dieser Arbeit vernachlässigbar.

Ein anderer, womöglich limitierender Faktor für die Untersuchung des funktionellen Outcomes der Patienten dieser Arbeit, ist die Verwendung des Harris-Hip-Scores (HHS). Dieser Score wird seit seiner Einführung im Jahre 1969 zur Beurteilung von Schmerz und Funktion des Hüftgelenkes standardmäßig eingesetzt und deswegen

auch in dieser Arbeit verwendet⁵². Ursprünglich wurde der HHS benutzt um die Vorteile der Endoprothetik gegenüber der Arthrodese bei sekundären Koxarthrosen aufzuzeigen. Daher ist der Score heutzutage womöglich weniger geeignet und aussagekräftig, um die kleineren und diffizileren Unterschiede zu ermitteln, welche von den neuen minimalinvasiven Implantationstechniken ausgehen können. Im Jahr 2003 wurde erstmalig der Hip disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS) beschrieben^{111,112}. Eventuell wird durch diesen Score eine empfindlichere und detailliertere Beurteilung der Funktionseinschränkungen des Hüftgelenkes vor und nach Hüftgelenksersatz ermöglicht. Deshalb ist dieser mutmaßlich geeigneter, um Unterschiede zwischen beiden Gruppen (ALMI vs. mDL) detektieren zu können.

5 Zusammenfassung

Die Planung und Implantation eines Monoblock-Geradschaftes nach Zweymüller® in der primären Hüftendoprothetik erfolgt entlang der proximalen Femurachse. Dieses Vorgehen führt unter Umständen zu Änderungen der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie. Aktuell ist unklar, inwieweit diese Änderungen einen Einfluss auf das klinisch-funktionelle Ergebnis, sowie den Schmerz und die Zufriedenheit des Patienten haben können. Weiterhin ist unzureichend geklärt, ob die etablierten minimalinvasiven Implantationsverfahren in Verbindung mit einem Monoblock-Geradschaft ein höheres Risiko für Schaftmalalignment aufweisen und ob die intraoperative Schaftpositionierung durch einen erhöhten Body-Mass-Index (BMI) negativ beeinflusst wird.

Unter Verwendung eines zementfreien Monoblock-Geradschaftes (Alloclassic®, Zimmer®, Warsaw, Indiana, USA) wurde 44 Patienten (17 Männer / 27 Frauen) eine Hüftendoprothese implantiert. Die Operation erfolgte randomisiert über einen anterolateral-minimalinvasiven (ALMI) oder modifiziert-transglutealen (mDL) Zugang. Prä- und postoperativ wurde bei alle Patienten, neben der klinischen Evaluation (HHS und VAS), eine Computertomographie (CT) durchgeführt. Durch die dreidimensionale (3D)-Visualisierungssoftware (Amira®) erfolgten 3D-Rekonstruktion der CT-Datensätze und die Analysen der prä- und postoperativen Hüftgelenksparameter.

Hinsichtlich der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie wiesen die Patienten statistisch signifikante Änderungen von CCD-Winkel, Torsion und Offset auf ($p < 0,05$, t-Test). Des Weiteren zeigte sich eine hohe postoperative Schafttorsionsvarianz (rAT). Lediglich 50% aller Probanden wiesen eine rAT im angestrebten Intervall ($10^\circ \pm 5^\circ$) auf. Zusätzlich wurde ein sagittales Alignment des Schaftes von ca. $5,5^\circ$ nach anterior nachgewiesen. Hieraus resultierte eine deutlich erhöhte funktionelle Torsion (fAT). Hinsichtlich der klinischen Scores hatten die Patienten gute postoperative Ergebnisse. Entsprechend der Daten scheint lediglich eine Offsetreduktion einen Einfluss auf die postoperative Funktion, sowie den Schmerz und die Zufriedenheit des Patienten zu besitzen. Im Vergleich zum Standardzugangsweg (mDL) wird die intraoperative Schaftpositionierung, das klinisch-funktionelle Ergebnis, der Schmerz sowie die Zufriedenheit des Patienten durch den ALMI-Zugangsweg nicht nachteilig beeinflusst. Ein erhöhter BMI ($\geq 25 \text{ kg/m}^2$) ist kein Risikofaktor für Schaftmalalignment.

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse können umfangreichen Änderungen der prä- zu postoperativen Hüftgelenksanatomie durch die Implantation des Monoblock-Geradschaftes, teilweise mit erheblichen Abweichungen von der angestrebten Schaftpositionierung, nachgewiesen werden. Die individuelle präoperative Femuranatomie scheint diesbezüglich einen maßgeblichen Einfluss auf die intraoperative Schaftpositionierung zu besitzen. Im Einzelnen werden allerdings selbst größere Änderungen durch den Patienten gut adaptiert. Lediglich eine postoperative Offsetreduktion scheint einen negativen Einfluss auf Funktion, Zufriedenheit und Schmerzempfinden des Patienten zu besitzen. Im Vergleich zum mDL-Zugang wird die Schaftpositionierung durch den ALMI-Zugangsweg nicht nachteilig beeinflusst. Auch ein erhöhter BMI führt nicht zu einem erhöhten Schaftmalalignment.

6 Literaturverzeichnis

1. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1961 May 27;(7187):1129-32.
2. Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1970 Sep-Oct;72:7-21.
3. Learmonth I, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007;Oct 27;370(9597):1508-19.
4. Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) - Die 20 häufigsten Operationen der vollstationär behandelten Patienten 2012 Statistisches Bundesamt, Wiesbaden, 2012. (Accessed 04. März, 2014, at <https://www.destatis.de>.)
5. Widmer K, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res* 2004;22(4):815-21.
6. Lewinnek G, Lewis J, Tarr R, Compere C, Zimmerman J. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60:217-20.
7. Malik A, Maheshwari A, Dorr L. Impingement with Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89:1832-42.
8. Husmann O, Rubin P, Leyvraz P, de Roquin B, Argenson J. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty* 1997 Jun;12(4):444-50.
9. Rubin P, Leyvraz P, Aubaniac J, Argenson J, Estève P, de Roquin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br* 1992 Jan;74(1):28-32.
10. Maruyama M, Feinberg J, Capello W, D'Antonio J. The Frank Stinchfield Award: morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res* 2001;393:52-65.
11. Bergmann G, Graichen A, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 1993;26:969-90.
12. Davy D, Kotzar G, Brown R, et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1988 Jan;70(1):45-50.
13. Grossmann P, Braun M, Becker W. Dislocation following total hip endoprosthesis. Association with surgical approach and other factors. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1994 Nov-Dec;132(6):521-6.
14. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91-B:333-40.
15. De Thomasson E, Mazel C, Guingand O, Terracher R. Value of preoperative planning in total hip arthroplasty. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002 May;88(3):229-35.
16. Citak M, Oszwald M, O'Loughlin P, et al. Three-dimensional measurement of femoral antetorsion: comparison to a conventional radiological method. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010;130:513-8.
17. Pieringer H, Auersperg V, Labek G, Böhler N. Radiologisches Erscheinungsbild des zementfreien Alloclassic SL-Schaftes bei sehr alten Patienten mit primärer Coxarthrose. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2004;142(3):322-7.
18. Vervest T, Anderson P. The Zweymüller cementless total hip prosthesis in patients aged 50 years and younger. *Hip Int* 2005;15(1):1-11.
19. Perka C, Fischer U, Taylor W, Matziolis G. Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86(2):312-9.

20. Zimmer, Ltd.: Hip - Alloclassic® Zweymüller® Stem. Zimmer, Ltd., 2014. (Accessed 09. Februar, 2014, at <http://www.zimmer.com>.)
21. Moskal J, Capps S. Is limited incision better than standard total hip arthroplasty? A meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2013 Apr;471(4):1283-94.
22. Pitto R. CORR Insights™: Is limited incision better than standard total hip arthroplasty? A meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2013 Apr;471(4):1295-6.
23. Imamura M, Munro N, Zhu S, et al. Single mini-incision total hip replacement for the management of arthritic disease of the hip: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Bone Joint Surg Am* 2012 Oct 17;94(20):1897-905.
24. Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. Evidence of Reduced Muscle trauma Through a Minimally Invasive Anterolateral Approach by means of MRI. *Clin Orthop Relat Res* 2010:Epub ahead of print.
25. Müller M, Tohtz S, Springer I, Dewey M, Perka C. Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to the surgical approach for primary total hip replacement: minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010:Epub ahead of print.
26. Vavken P, Kotz R, Dorotka R. Der minimalinvasive Hüftgelenkersatz - eine Metaanalyse. *Z Orthop Unfallchir* 2007;145:152-6.
27. Wohlrab D, Hagel A, Hein W. Vorteil der minimalinvasiven Implantation von Hüftendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. *Z Orthop* 2004;685-90.
28. Jung J, Anagnostakos K, Kohn D. Clinical results of minimally invasive total hip arthroplasty. *Orthopäde* 2012 May;41(5):399-406.
29. Bertin K, Röttinger H. Anterolateral Mini-incision Hip Replacement Surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:248-55.
30. Ogonda L, Wilson R, Archbold P, et al. A Minimal-Incision Technique in Total Hip Arthroplasty Does Not Improve Early Postoperative Outcomes. A Prospective, Randomized, Controlled Trial. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:701-10.
31. Röttinger H. Minimal-invasiver anterolateraler Zugang in der Hüftendoprothetik. *Orthopäde* 2006;35:708-15.
32. Woolson S, Mow C, Syquia J, Lannin J, Schurman D. Comparison of Primary Total Hip Replacements Performed with a Standard Incision or a Mini-Incision. *J Bone Joint Surg* 2004;86(7):1353-8.
33. Szendrői M, Sztrinkai G, Vass R, Kiss J. The impact of minimally invasive total hip arthroplasty on the standard procedure. *International Orthopaedics (SICOT)* 2006;30:167-71.
34. Ybinger T, Kumpan W. Enhanced acetabular component positioning through computer-assisted navigation. *Int Orthop* 31 2007;(Suppl 1):S35-S8.
35. Jerosch J, Theising C, Fadel M. Antero-lateral minimal invasive (ALMI) approach for total hip arthroplasty technique and early results. *Arch Orthop Trauma Surg* 2006;126:164-73.
36. Laffosse J, Accadbled F, Molinier F, Chiron P, Hocine B, Puget J. Anterolateral mini-invasive versus posterior mini-invasive approach for primary total hip replacement. Comparison of exposure and implant positioning. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128:363-9.
37. Pflüger G, Junk-Jantsch S, Schöll V. Minimally invasive total hip replacement via the anterolateral approach in the supine position. *International Orthopaedics (SICOT)* 2007;31 (Suppl 1):S7-S11.

38. Mikrozensus - Fragen zur Gesundheit - Körpermaße der Bevölkerung. Statistisches Bundesamt, Wiesbaden, 2009. (Accessed 13. November, 2014, at <https://www.destatis.de>.)
39. Viszeralmedizin 2011: Viszeralmediziner diskutieren Schritte gegen die Adipositas-Epidemie. idw-Informationdienst Wissenschaft, 2011. (Accessed 19. Februar, 2014, at <https://www.idw-online.de>.)
40. Finucane M, Stevens G, Cowan M, et al. National, regional, and global trends in body-mass index since 1980: systematic analysis of health examination surveys and epidemiological studies with 960 country-years and 9.1 million participants. *The Lancet* 2011;377:557-67.
41. Carroll K, Dowsey M, Choong P, Peel T. Risk factors for superficial wound complications in hip and knee arthroplasty. *Clin Microbiol Infect* 2014 Feb;20(2):130-5.
42. Friedman R, Hess S, Berkowitz S, Homering M. Complication rates after hip or knee arthroplasty in morbidly obese patients. *Clin Orthop Relat Res* 2013 Oct;471(10):3358-66.
43. Callanan M, Jarrett B, Bragdon Cea. The John Charnley Award: Risk Factors for Cup Malpositioning: Quality Improvement Through a Joint Registry at a Tertiary Hospital *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2010;468(2):319-29.
44. Barrack R, Krempec J, Clohisy J, et al. Accuracy of acetabular component position in hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2013 Oct 2;95(19):1760-8.
45. McBride A, Flynn J, Miller G, Barnes M, Mackie S. Body mass index and acetabular component position in total hip arthroplasty. *ANZ J Surg* 2013 Mar;83(3):171-4.
46. Bernasek T, Lee W, Lee H, Lee J, Kim K, Yang J. Minimally invasive primary THA: anterolateral intermuscular approach versus lateral transmuscular approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010;130(11):1349-54.
47. Sculco T, Jordan L, Walter W. Minimally invasive total hip arthroplasty: the Hospital for Special Surgery experience. *Orthop Clin North Am* 2004 Apr;35(2):137-42.
48. Rittmeister M, Peters A. A posterior mini-incision for total hip arthroplasty -- results of 76 consecutive cases. *Z Orthop* 2005 Jul-Aug;143(4):403-11.
49. Bauer R, Kirschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W. The transgluteal approach to the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 1979;95:47-9.
50. Hardinge K. The Direct Lateral Approach To The Hip. *J Bone Joint Surg Br* 1982;64:17-9.
51. Roth A, Layher F, Venbrocks R. Transgluteal Miniinzision. *Orthopäde* 2006;35:744-50.
52. Harris W. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:737-55.
53. Wirth C, Zichner L, Tschauner C, Aigner R, Anderhuber F, Beck M. *Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Becken Hüfte*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2004.
54. Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision*. Heidelberg Dordrecht London New York: Springer; 2012.
55. McGrory B, Morrey B, Cahalan T, An K, Cabanela M. Effect Of Femoral Offset On Range Of Motion And Abductor Muscle Strength After Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77(6):865-9.
56. Schidlo C, Becker C, Jansson V, Refior J. Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z Orthop* 1999;137:259-64.

57. Atkinsin H, Johal K, Willis-Owen C, Zadow S, Oakeshott R. Differences in hip morphology between the sexes in patients undergoing hip resurfacing. *J Orthop Surg Res* 2010 Oct;15;5:76.
58. Tayton E. Femoral anteversion. A NECESSARY ANGLE OR AN EVOLUTIONARY VESTIGE? *J Bone Joint Surg [Br]* 2007;89-B:1283-8.
59. Unnanuntana A, Toogood P, Hart D, Cooperman D, Grant R. Evaluation of proximal femoral geometry using digital photographs. *J Orthop Res* 2010 Nov;28(11):1399-404.
60. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E. Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset. *J Arthroplasty* 2009 Sep;24(6):990-7.
61. Mills H, Horne J, Purdie G. The relationship between proximal femoral anatomy and osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1993 Mar;(288):205-8.
62. Terjesen T, Benum P, Anda S, Svenningsen S. Increased femoral anteversion and osteoarthritis of the hip joint. *Acta Orthop Scand* 1982 Aug;53(4):571-5.
63. Tönnis D, Heinecke A. Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81(12):1747-70.
64. Carls J, Wirth C, Börner C, Pape A. [Changes of biomechanical parameters in dysplasia of the hip by total hip replacement]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2002 Sep-Oct;140(5):527-32.
65. Kleemann R, Heller M, Stoeckle U, Taylor W, Duda G. THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res* 2003 Sep;21(5):767-74.
66. Sakalkale D, Sharkey P, Eng K, Hozack W, Rothman R. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001;388:125-34.
67. Peelle M, Della Rocca G, Maloney W, Curry M, Clohisy J. Acetabular and femoral radiographic abnormalities associated with labral tears. *Clin Orthop Relat Res* 2005 Dec;441:327-33.
68. D'Lima D, Urquhart A, Buehler K, Walker R, Colwell CJ. 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.
69. Enocson A, Lapidus G, Törnkvist H, Tidermark J, Lapidus L. Direction of hip arthroplasty dislocation in patients with femoral neck fractures. *Int Orthop* 2010;34(5):641-7.
70. Bicanic G, Delimar D, Delimar M, Pecina M. Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia. *Int Orthop* 2009;33(2):397-402.
71. Heller M, Schröder J, Matziolis G, et al. Musculoskeletal load analysis. A biomechanical explanation for clinical results--and more? *Orthopade* 2007;36(3):188:190-4.
72. Widmer K, Majewski M. The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics* 2005;20:723-8.
73. Crowninshield R, Johnston R, Andrews J, Brand R. A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* 1978;11(1-2):75-85.
74. Dorr L, Wan Z, Malik A, Zhu J, Dastane M, Deshmane P. A Comparison of Surgeon Estimation and Computed Tomographic Measurement of Femoral Component Anteversion in Cementless Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2598-604.
75. Dorr L, Faugere M, Mackel A, Gruen T, Bognar B, Malluche H. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993;14:231-42.

76. Jolles B, Zangger P, Leyvraz P. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty* 2002;17(3):282-8.
77. Dorr L, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467(1):119-27.
78. Eckrich S, Noble P, Tullos H. Effect of Rotation on the Radiographic Appearance of the Femoral Canal. *The Journal of Arthroplasty* 1994;9(4):419-26.
79. Sendtner E, Tibor S, Winkler R, Wörner M, Grifka J, Renkawitz T. Stem torsion in total hip replacement - CT measurements in 60 patients. *Acta Orthopaedica* 2010;81(5):579-82.
80. Maloney W, Keeney J. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004 Jun;19(4 Suppl 1):108-10.
81. Ranawat C, Rao R, Rodrigues J, Bhende H. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001 Sep;16(6):715-20.
82. Schmidutz F, Beirer M, Weber P, Mazoochian F, Fottner A, Jansson V. Biomechanical reconstruction of the hip: comparison between modular short-stem hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2012 Jul;36(7):1341-7.
83. Archibeck M, Cummins T, Carothers J, Junick D, White RJ. A comparison of two implant systems in restoration of hip geometry in arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(2):443-6.
84. Konyves A, Bannister G. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2005 Feb;87(2):155-7.
85. Williamson J, Reckling F. Limb length discrepancy and related problems following total hip joint replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1978 Jul-Aug;(134):135-8.
86. Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine* 1983;8(6):643-51.
87. Visuri T. Long-term results and survivorship of the McKee-Farrar total hip prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 1987;106(6):368-74.
88. Edeen J, Sharkey P, Alexander A. Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. *Am J Orthop(Belle Mead NJ)* 1995 Apr;24(4):347-51.
89. Austin M, Hozack W, Sharkey P, Rothman R. Stability and leg length equality in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003 Apr;18(3 Suppl 1):88-90.
90. Suh K, Cheon S, Kim D. Comparison of preoperative templating with postoperative assessment in cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 2004 Feb;75(1):40-4.
91. Abraham W, Dimon J. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992 Apr;23(2):201-9.
92. Röder C, Vogel R, Burri L, Dietrich D, Staub L. Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction. *BMC Musculoskeletal Disord* 2012 Jun 11;13:95.
93. Lecerf G, Fessy M, Philippot R, et al. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2009;95:210-9.
94. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci* 2002;7:62-7.
95. Srinivasan A, Jung E, Levine B. Modularity of the femoral component in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2012;20(4):214-22.
96. Grupp T, Weik T, Bloemer W, Knaebel H. Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement - failure mode analysis and influence of implant material. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2010;10:3.

97. Baxmann M, Jauch S, Schilling C, Blömer W, Grupp T, Morlock M. The influence of contact conditions and micromotions on the fretting behavior of modular titanium alloy taper connections. *Med Eng Phys* 2012;[Epub ahead of print].
98. Jauch S, Huber G, Hoenig E, Baxmann M, Grupp T, Morlock M. Influence of material coupling and assembly condition on the magnitude of micromotion at the stem-neck interface of a modular hip endoprosthesis. *J Biomech* 2011;44(9):1747-51.
99. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson K, Kinsey T, Mahoney O. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005;20-4:414-20.
100. Hodge W, Andriacchi T, Galante J. A relationship between stem orientation and function following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1991;6-3:229-35.
101. Little N, Busch C, Callagher J, Rorabeck C, Bourne R. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467-11:2895-900.
102. Devane P, Horne J. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1999 Dec;369:59-72.
103. Fackler C, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 1980;151:169-78.
104. Cassidy K, Noticewala M, Macaulay W, Lee J, Geller J. Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012 Dec;27(10):1863-9.
105. Martin R, Clayson R, Troussel S, Fraser B, Docquier P. Anterolateral Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty - A Prospective Randomized Controlled Study With a Follow-Up of 1 Year. *The Journal of Arthroplasty* 2011;00(0):1-11.
106. Dorr L, Wan Z. Causes of and treatment protocol for instability of total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1998;355:144-51.
107. Jerosch J. Minimalinvasive Hüftendoprothetik. *Dtsch Arztebl* 2006;103(49):A 3333-9.
108. Shah N, Braverman E. Measuring Adiposity in Patients: The Utility of Body Mass Index (BMI), Percent Body Fat, and Leptin. *PLoS ONE* 2012;7(4):e33308.
109. Pasco J, Nicholson G, Brennan S, Kotowicz M. Prevalence of Obesity and the Relationship between the Body Mass Index and Body Fat: Cross-Sectional, Population-Based Data. *PLoS ONE* 2012;7(1):e29580.
110. Roué J, De Thomasson E, Carlier A, Mazel C. Influence of body mass index on outcome of total hip arthroplasty via a minimally invasive anterior approach. *Revue de chirurgie orthopédique* 2007;93:165-70.
111. Klässbo M, Larsson E, Mannevik E. Hip disability and osteoarthritis outcome score. An extension of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index. *Scand J Rheumatol* 2003;32(1):46-51.
112. Nilsson A, Lohmander L, Klässbo M, Roos E. Hip disability and osteoarthritis outcome score (HOOS)--validity and responsiveness in total hip replacement. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2003;May 30;4:10. Epub 2003 May 30.

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
ALMI	anterolateral- minimalinvasiver Zugangsweg
AT	Antetorsion
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
CCD-Winkel	Collum-Caput-Diaphysen-Winkel
cm	Zentimeter
cos	Kosinus
CT	Computertomographie
et al.	et alii
fAT	funktionelle Antetorsion
HHS	Harris-Hip-Score
HOOS	Hip disability and Osteoarthritis Outcome Score
HU	Hounsfield-Units
Hüft-TEP	Hüfttotalendoprothese
IL	Illinois
Inc.	Incorporated
kg/m ²	Kilogramm je Quadratmeter
M.	Musculus
max.	maximal
mDL	modifiziert Direkt Lateraler Zugangsweg
MIS	minimalinvasiver Zugangsweg
mm	Millimeter
n	Anzahl
Nr.	Nummer
postOP	postoperativ
präOP	präoperativ
fAT	funktionelle Antetorsion
rAT	rotatorische Antetorsion
ROM	Range of motion - Bewegungsumfang
u.a.	unter anderem
US	United States

USA	United States of America
VAS	visuelle Analogskala
vs.	versus
WA	Washington
WHO	Weltgesundheitsorganisation
WOMAC	Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index
z.B.	zum Beispiel

Erklärung an Eides Statt

„Ich, Dirk Crucius, versichere an Eides Statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass die vorgelegte Dissertation mit dem Thema

„Die Änderung der prä- zur postoperativen Hüftgelenksanatomie in der primären Hüftendoprothetik durch Implantation eines Monoblock-Geradschaftes sowie der Einfluss des chirurgischen Zugangsweges und Body-Mass-Index auf die femorale Implantatpositionierung - CT-basierte Analysen“

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt wurden.

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

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

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

Berlin, den 02.12.2015

Dirk Crucius

Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Dirk Crucius hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Müller M, Crucius D, Perka C, Tohtz S. The association between the sagittal femoral stem alignment and the resulting femoral head centre in total hip arthroplasty. Int Orthop. 2011 Jul; 35(7):981-7. Epub 2010 Jun 13.

Beitrag im Einzelnen (bitte kurz ausführen):

- Patientenakquise und –koordination
- Datenerhebung
- CT-Analyse
- 3D-Rekonstruktion mittels 3D-Software des CT-Datensatzes
- Vermessung des 3D-Modells
- Auswertung der Daten

Berlin, 02.12.2015

Priv.-Doz. Dr. med. Michael Müller
Betreuender Hochschullehrer

Dirk Crucius
Doktorand

Lebenslauf

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

Publikationsliste

Müller M, Crucius D, Perka C, Tohtz S. The association between the sagittal femoral stem alignment and the resulting femoral head centre in total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2011 Jul; 35(7):981-7. Epub 2010 Jun 13.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Michael Müller für die Überlassung des Dissertationsthemas, die intensive Betreuung, die ständige Ansprechbarkeit und die geduldigen Korrekturen. Neben den Erkenntnissen aus zahlreichen wissenschaftlichen Diskussionen möchte ich mich besonders herzlich für die gewissenhafte Begleitung sowie die Unterstützung bei der Erstellung der Dissertation bedanken.

Des Weiteren möchte ich mich herzlichst bei Herrn Prof. Dr. med. Carsten Perka für die Möglichkeit bedanken, dass ich diese Arbeit an der Klinik für Orthopädie der Charité durchführen durfte.

Ebenso gilt mein Dank Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Robert Hube für die Betreuung und abschließende Begutachtung dieser Arbeit.

Danken möchte ich auch Frau Anne Zergiebel und Frau Annette Bowitz für ihr hervorragendes Patientenmanagement.

Diese Arbeit wäre ohne die Zustimmung und Mitarbeit der untersuchten Patienten nicht möglich gewesen. Daher sei auch ihnen an dieser Stelle ganz besonders gedankt.

Ermöglicht wurde diese Arbeit jedoch erst durch die endlose Geduld, liebevolle Unterstützung und Motivation meiner Frau, meiner Tochter und meines Sohnes.