

Aus der Klinik für Orthopädie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Rüdiger Krauspe

Klinische und radiologische Ergebnisse nach Implantation
der Kurzschaft-Totalendoprothese MiniHip®

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Katharina große Holthaus

2020

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der

Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. Christoph Zilkens

Zweitgutachter: PD Dr. Schleich

Für meine Eltern

ZUSAMMENFASSUNG

Die Arthrose des Hüftgelenkes ist die häufigste degenerative Gelenkerkrankung und verursacht Schmerzen, Bewegungseinschränkung und eine erhebliche Reduktion der Lebensqualität. Nach Ausschöpfung der konservativen Therapie ist ein operativer Gelenkersatz (Hüft-Totalendoprothese, HTEP) die Therapie der Wahl. Die Endoprothesenversorgung zählt zu den erfolgreichsten Operationen mit hoher Patientenzufriedenheit und mit Überlebensraten von über 95 % nach 15 Jahren. In Deutschland werden pro Jahr mehr als 120 000 HTEP-Erstimplantationen durchgeführt. In den vergangenen 10 Jahren hat neben der Standardprothese die Kurzschaftprothese zunehmend an Bedeutung gewonnen mit den Vorteilen des Knochenerhaltes und der physiologischeren Krafteinleitung in den proximalen Oberschenkel. Ziel der vorliegenden Arbeit ist retrospektive Untersuchung klinischer und radiologischer Parameter vor- und nach Implantation der Kurzschaftprothese MiniHip®.

Im Zeitraum von Januar 2009 bis Mai 2018 wurden in der Orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf 554 Schenkelhals-teilerhaltende MiniHip® Prothesen implantiert. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug $54,7 \pm 15,7$ Jahre (12,9 – 86,1 Jahre, 52 % Frauen, 48 % Männer). Der Body-Maß-Index (BMI) betrug im Durchschnitt $28,0 \pm 5,8$ Punkte. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug $1,8 \pm 1,8$ Jahre (0,1 – 7,9 Jahre). Die klinischen Parameter wurden mit Hilfe des Merle-d'Aubigné Scores (MdAS) evaluiert. Radiologische Parameter wurden anhand standardisierter Röntgenbilder präoperativ und postoperativ verglichen. Es wurden periimplantäre radiologische Veränderungen (standardisiert nach den Gruen und Delee/Charnley-Zonen) sowie postoperative Komplikationen untersucht. Die statistische Analyse erfolgte mit dem SPSS® Programm.

Der MdAS war postoperativ signifikant erhöht ($5,5 \pm 2,6$ Punkte ($p < 0,05$)) im Vergleich zu präoperativ. Die Beinlänge wurde wiederhergestellt. Signifikant veränderten sich postoperativ das durchschnittliche femorale Offset (FO) ($0,08 \pm 0,08$ cm), das acetabuläre Offset (AO) ($-0,04 \pm 0,06$ cm) und der Centrum-Collum-Diaphysen Winkel (CCDW) ($-3,4 \pm 6,0$ °). Bei 4,9 % der MiniHip® Prothesen erfolgte eine Schaftsinterung von über 4 mm: $3x > 6$ mm, $3x > 8$ mm and $4x > 10$ mm. Neun Schäfte (1,6 %) wurden revidiert. 84 % der Patienten wurden mit einem 36 mm Kopf und 92,4 % mit einer Keramik-Keramik-Gleitpaarung versorgt. Die Kaplan-Meier-Überlebensrate betrug 96,6 % nach 7,9 Jahren. Anhand der Röntgenbilder wurden Aufhellungslinien (Periimplantäre *Radiolucent Lines*, RLL) bei 10,9 % der Patienten in den Gruen Zonen 1 und 7 bzw. *Spot Welds* und *Radiodense Lines* (RDL) bei 24,3 % der Patienten in mindestens einer Gruen Zone dokumentiert. Bei 2 % der Patienten traten Wundheilungsstörungen und bei 4,5% postoperative Femurfrakturen auf. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede beim Auftreten einer Komplikation in Bezug zum Patientenalter, Indikation oder Geschlecht. Die Femurmorphologie nach Dorr hatte keinen statistischen Einfluss auf die postoperativen Ergebnisse bezüglich der Wiederherstellung der Biomechanik.

Die klinischen und radiologischen Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die Kurzschaftprothese MiniHip® die anatomischen Gegebenheiten wiederherstellen kann. Die statistische Analyse zeigt, dass die Resultate vom Alter und der zugrundeliegenden Indikation unabhängig sind. Die Überlebensrate von 96,6 % und die geringe Komplikationsrate sind mit den Ergebnissen anderer Kurzschaftprothesen wie auch mit Standardschäften vergleichbar. Die kurz- und mittelfristigen Ergebnisse dieser Studie sollten Grundlage weiterer Untersuchungen bilden, um den längerfristigen Verlauf nach Kurzschaftprothesenimplantation im vorliegenden Patientenkollektiv zu beurteilen.

SUMMARY

Osteoarthritis of the hip is the most common degenerative joint disease and causes pain, reduced mobility and a significant reduction in quality of life. After exhaustion of the conservative therapy, an operative joint replacement (total hip arthroplasty, THA) is the treatment of choice. Endoprosthesis is one of the most successful surgeries with high patient satisfaction and survival rates of over 95% after 15 years. In Germany, more than 120,000 THA primary implantations are performed each year. In the past 10 years, in addition to the standard stems, the short stems have become increasingly important with the benefits of bone preservation and more physiological force transmission in the proximal femur. The aim of the present work is the retrospective examination of clinical and radiological parameters before and after implantation of the short stem MiniHip®.

In the period from January 2009 to May 2018, 554 femoral neck-preserving MiniHip® short stems were implanted in the orthopedic clinic of the University of Düsseldorf. The mean age of the patient was 54.7 ± 15.7 years (52 % women, 48 % men). The Body Mass Index (BMI) averaged 28.0 ± 5.8 points. The mean follow up was 1.8 ± 1.8 years (0.1 – 7.9 years). Clinical parameters were evaluated using the Merle-d'Aubigné Score (MdAS). Radiological parameters were compared using standardized x-rays preoperatively and postoperatively. Periimplant radiographic changes (standardized to the Gruen and Delee / Charnley zones) and postoperative complications were investigated. Statistical analysis was carried out with the SPSS® program.

The MdAS was significantly increased postoperatively (5.5 ± 2.6 points ($p < 0.05$)) compared to preoperatively. The leg length was restored. The mean femoral offset (FO) (0.08 ± 0.08 cm), the acetabular offset (AO) (-0.04 ± 0.06 cm) and the center-collum-diaphyseal angle (CCDW) ($-3.4 \pm 6.0^\circ$) changed significantly postoperatively. In 4.9% of the MiniHip® short stems, a stem showed subsidence at least 4 mm: 3x > 6 mm, 3x > 8 mm and 4x > 10 mm. Nine stems (1.6 %) have been revised. 84 % of the patients were treated with a 36 mm head and 92.4 % with a ceramic-ceramic bearing. The Kaplan-Meier survival rate was 96.6 % after 7.9 years. On the X-rays, radiolucent lines (RLL) in 10.9 % of patients in the Gruen zones 1 and 7 and spot welds and radiodense Lines (RDL) in 24.3 % of the patients were in at least one Gruen zone documented. In 2 % of patients, wound healing disorders and in 4.5 % postoperative fractures of the femur occurred. There were no significant differences in the incidence of a complication related to patient age, indication or gender. Dorr's femoral morphology had no statistical impact on the postoperative outcome in terms of restoration of biomechanics.

The clinical and radiological results of the present study show that the MiniHip® short stem can restore the anatomical conditions. The statistical analysis shows that the results are independent of the age and the underlying indication. The survival rate of 96.6 % and the low complication rate are comparable with the results of other short stems as well as with standard stems. The short- and mid-term results of this study should form the basis for further investigations in order to assess the long-term course after short stem implantation in the present patient collective.

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

a. p.	Anterior posterior
AL	Anterolateral
ALMI	Anterolateral minimalinvasiv
AO	Acetabuläres Offset
ARCO	Association Research Circulation Osseous 1992: Klassifikation für atraumatische Femurkopfnekrosen
BLD	Beinlängendifferenz
BMI	Body Maß Index
CCDW	Centrum-Collum-Diaphysen Winkel
df	Freiheitsgrade
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
ECF	Epiphyseolysis capitis femoris
ECiMa™	Mit Vitamin E angereichertes hochvernetztes crosslink Polyethylen (HXLPE)
EPR	Endoprothesenregister
et al.	et alii, et aliae; und andere
Fa.	Firma
FAI	Femoro- Acetabuläre Impingement
FO	Femorales Offset
HG	Hüftgelenk
HKN	Hüftkopfnekrose
HTEP	Hüfttotalendoprothetik
HXLPE	hochvernetztes crosslink Polyethylen
K-K	Keramik auf Keramik
Max	Maximum
MdAS	Merle-d'Aubigné Score
min	Minuten
Min	Minimum
N	Anzahl
NJR	National Joint Registry
OP	Operation
PACS	Picture Archiving and Communication System
Pat.	Patient
PE	Polyethylen
RDL	Radiodense Lines
RLL	Radiolucent Lines
SAP®	Systeme Anwendungen und Produkte; Software, die in der Datenverarbeitung genutzt wird
TEP	Totalendoprothetik
UHMWPE	ultrahigh- molecular- weight Polyethylen
HO	Heterotrope Ossifikationen

INHALTSVERZEICHNIS

Zusammenfassung.....	I
Summary.....	II
Abkürzungsverzeichnis.....	III
1 Einleitung.....	1
1.1 Aktuelle Hüft-Totalendoprothetik.....	1
1.2 Indikation und Kontraindikation der Kurzschaftprothese.....	8
1.3 MiniHip® Kurzschaftprothese.....	9
1.3.1 Design.....	9
1.3.2 Pfanne.....	11
1.3.3 Kopf und Inlay.....	12
1.3.4 Operationstechnik.....	15
1.4 Zielsetzung der vorliegenden Arbeit.....	19
2 Material und Methoden.....	20
2.1 Studiendesign.....	20
2.2 Patientenkollektiv.....	21
2.3 Statistik.....	22
2.4 Klinische Untersuchung.....	24
2.4.1 Indikation.....	24
2.4.2 <i>Follow up</i>	24
2.4.3 Merle-d'Aubigné Score.....	25
2.4.4 Operationsdaten.....	26
2.5 Radiologische Untersuchung.....	27
2.5.1 Kriterien und Ausschlusskriterien.....	27
2.5.2 Femurmorphologie nach Dorr.....	29
2.5.3 Kalibrierung der Röntgenbilder.....	30

2.5.4	Centrum-Collum-Diaphysen Winkel	30
2.5.5	Beinlängendifferenz	31
2.5.6	Offset	31
2.6	Komplikationen	33
2.6.1	Allgemein	33
2.6.2	Heterotrope Ossifikationen nach Brooker	33
2.6.3	Schaftmigration	34
2.6.4	Gruen Zonen	35
2.6.5	DeLee-Charnley Zonen	36
3	Ergebnisse	37
3.1	Patientenkollektiv	37
3.1.1	Implantationen in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf	37
3.1.2	Geschlechterverteilung	38
3.1.3	Altersverteilung	38
3.1.4	<i>Follow up</i>	39
3.1.5	Body Maß Index	40
3.2	Prothesenmaterial	41
3.2.1	Schaft	41
3.2.2	Pfanne	44
3.2.3	Kopf	45
3.2.4	Inlay	45
3.3	Klinische Ergebnisse	46
3.3.1	Indikation	46
3.3.2	Operationsdaten	47
3.3.3	Merle-d'Aubigné Score	47

3.4	Radiologische Ergebnisse	49
3.4.1	Femurmorphologie nach Dorr	49
3.4.2	Centrum-Collum-Diaphysen Winkel	49
3.4.3	Beinlängendifferenz	51
3.4.4	Offset	53
3.5	Komplikationen	55
3.5.1	Allgemeine Komplikationen	55
3.5.2	Heterotrope Ossifikationen nach Brooker	59
3.5.3	Schaftmigration	59
3.5.4	Gruen Zonen	61
3.5.5	DeLee-Charnley Zonen	62
3.6	Statistische Ergebnisse	64
3.6.1	Klinische Untersuchung	64
3.6.2	Radiologische Untersuchung	67
3.6.3	Komplikationen	68
4	Diskussion	71
4.1	Überblick	71
4.2	Klinische Analyse	71
4.3	Radiologische Analyse	77
4.4	Komplikationen	82
4.5	Einschränkungen	88
4.6	Schlussfolgerung	90
5	Literaturverzeichnis	92
6	Anhang	93
6.1	Abbildungsverzeichnis	93
6.2	Tabellenverzeichnis	94

1 EINLEITUNG

1.1 Aktuelle Hüft-Totalendoprothetik

Die Osteoarthrose ist weltweit, besonders in den Industrienationen, die häufigste degenerative Gelenkerkrankung. In Deutschland sind ungefähr fünf Millionen Menschen betroffen (Fuchs et al., 2017; Ganz et al., 2008; Sakalauskienė and Jauniškienė, 2010). Die Entwicklung zur Coxarthrose zeigt eine multifaktorielle Genese, obgleich das weibliche Geschlecht, Adipositas und fortgeschrittenes Alter (> 65 Jahre) als Risikofaktoren gelten (Fuchs et al., 2017; Merx et al., 2007). Die Arthrose ist eine Verschleißerkrankung. Es kommt dabei zu Gelenkknorpelverschleiß und degenerativen Knochenveränderungen. Diese führen zu eingeschränkter Beweglichkeit des Gelenks, Gelenkentzündungen mit einhergehender Schwellung und Schmerzen. Die Osteoarthrose tritt neben dem Hüftgelenk auch häufig im Hand- und Kniegelenk aufgrund der Gelenkmechanik und dauerhaften Belastung auf. In weiteren Studien konnte nachgewiesen werden, dass das Femoro-Acetabuläre Impingement (FAI) ebenfalls eine Rolle in der Entwicklung der Coxarthrose spielt (Ganz et al., 2008; Leunig and Ganz, 2005; Pivec et al., 2012). Patienten mit einer symptomatischen Coxarthrose sind im Alltag unterschiedlich stark eingeschränkt. Laut dem Robert Koch Institut (RKI) steigt der Anteil von Personen mit Arthrose mit steigendem Alter an, sodass etwa 50 % der Erwachsenen ab 65 betroffen sind (Fuchs et al., 2017). Es wird außerdem davon ausgegangen, dass die Arthroseprävalenz in Deutschland weiter steigen wird (Fuchs et al., 2017).

Die Behandlung der Arthrose unterscheidet sich zwischen konservativer und operativer Methode. Bei der konservativen Therapie werden die Gelenke durch Orthopädische Hilfen wie Unterarm Gehstützen (UAG) oder Schuheinlagen entlastet und vor Fehl- und Überbelastung geschützt. Bewegung mit limitierter Belastung, Krankengymnastik, Gewichtsreduktion bei adipösen BMI und medikamentöse Behandlung durch schmerzlindernde und entzündungshemmende Arzneimittel sind die wichtigsten Pfeiler der konservativen Therapie. Die operativen Behandlungsmethoden werden nach Ausschöpfung der konservativen Methoden verwendet. Dazu zählt unter anderem die Endoprothese. Der Hüftgelenkersatz und die Implantation einer Hüft-Totalendoprothese (HTEP) zählen laut der

Gesundheitsberichterstattung des Bundes (GBE) in Deutschland zu den am häufigsten durchgeführten Operationen der letzten Jahre (Operationsstatistik - DRG Statistik, 2018). Die Indikation für einen Hüftgelenksersatz ist mit annähernd 90 % die Coxarthrose, gefolgt von der Hüftkopfnekrose (HKN), der Osteonekrose, der Hüftdysplasie, der rheumatoiden Arthritis und der Schenkelhalsfraktur (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017; EPRD-Jahresbericht, 2016).

Erste Versuche eines künstlichen Ersatzes für ein Gelenk (Kniegelenk) wurde bereits im Jahre 1890 von dem Berliner Chirurgen Prof. Gluck durchgeführt. Seit diesem Meilenstein wurde die Implantation einer Gelenkprothese stetig weiterentwickelt. Im Laufe der Jahrzehnte wurde das Design, das Material und die Operationstechnik angepasst. Es zeigte sich, dass junge Patienten im Vergleich zu älteren Patienten ein anderes Prothesendesign und operatives Vorgehen benötigen. Die HTEP wurde kontinuierlich aufgrund dieser Erkenntnisse stetig weiterentwickelt. Neben dem ursprünglichen Standard- (Lang) Schaft wurden andere Konzepte verwirklicht, angepasst und optimiert.

Das Design eines Hüftimplantats sollte so gestaltet sein, dass dies auf sichere Art zu implantieren ist und als Bestandteil der Hüfte die eigene Funktion komplikationslos umsetzt (Claes et al., 2011). Ausgehend von der jeweiligen Indikation und Patientensituation sollte die individuelle Hüftgeometrie wiederhergestellt werden. Der Chirurg muss demnach bei der Wahl eines Schaftes mehrere Ziele verfolgen. Die optimale Spannungsverteilung im proximalen Femur bzw. die maximale Knochen- und Muskelschonung ohne Beeinträchtigung der Stabilität müssen berücksichtigt werden. Patientenspezifische Faktoren wie die Knochenmineraldichte, die proximale Femuranatomie und die zugrundeliegende Indikation sowie die körperliche Verfassung und Aktivität des Patienten müssen bei der Wahl der HTEP mitberücksichtigt werden (Ercan et al., 2016).

Eine weitere Entwicklung im Bereich des Hüftgelenksersatzes im Sinne einer HTEP betrifft die Verankerungstechnik der Prothesen. Es wird zwischen zementierter, unzementierter und Hybridprothese unterschieden. Hierbei kann entsprechend nach individueller Situation am Patienten der optimale Gelenkersatz genutzt werden. Der Hüftgelenksersatz im Sinne eines zementierten Schafts wurde, aufgrund von häufigen Infektionen und daraus resultierenden Frühversagen, weitestgehend abgelöst. Ein frühes Versagen konnte durch

fehlerhafte Zementationstechniken beobachtet werden und führte zu periimplantären Osteolysen (Harris et al., 1976; Jones und Hungerford, 1987). Als Ursache für diese lokalen Entzündung wurden die Zementpartikel genannt (Harris et al., 1976).

Wie in Tabelle 1 zu sehen, wird derzeit in Deutschland überwiegend zementfrei implantiert (EPRD-Jahresbericht, 2016). Dies ist auch in anderen Endoprothesenregistern (EPR) dokumentiert.

Tabelle 1: Vom deutschen Endoprothesenregister EPR ermittelte Verankerungsarten für Hüft-Totalendoprothesen (HTEP)-Erstimplantationen im Jahr 2016

Implantationen der HTEP	Anteil (%)	Durchschnittsalter (Jahre)	Männer-/Frauenanteil (%)
Zementfrei	78,4	67	45 / 55
Hybrid	14,4	77	28 / 72
Zementierte	5,9	80	26 / 74
Revers-Hybrid	1,3	74	28 / 72

Das *National Joint Replacement Registry* (NJRR) Australien benennt in seinem Bericht des Jahres 2017 einen Anstieg der zementfreien Implantationen von 51,3 % im Jahr 2003 auf 63,4 % im Jahr 2016, sowie einen Rückgang der zementierten HTEP um 10,5 % auf 3,4 % im gleichen Zeitraum (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017). Auf dieser Grundlage wurden zementfreie Schäfte und Pfannen entwickelt. Diese mussten Porositäten aufweisen, um eine ausreichende Primärstabilität zu gewährleisten. Diese Porositäten auf dem Implantat erfolgten durch aufgeraute Oberflächen bzw. durch ablativ oder subtraktiv beschichtungen (Learmonth et al., 2007). Nach Osteointegration des Implantats, die durch direkten Knochenkontakt gewährleistet sein sollte, kann eine physiologische Übertragung der Kräfte des Implantats auf den Knochen erfolgen. Bei den ersten Prothesendesigns konnte durch die ausgedehnte Beschichtung der Länge des Implantats ein gutes Einwachsen beobachtet werden. Nachteilig traten nun gehäuft Oberschenkel Schmerzen, kortikale Atrophie und proximales *stress shielding* auf (Bourne et al., 1994; Lavernia et al., 2004; Learmonth et al., 2007). Als *stress shielding* wird die periprothetische Knochendemineralisation nach der Implantation einer HTEP beschrieben. Kleine klinisch akzeptable Demineralisationen aufgrund von Veränderung der Kraftverteilung im Knochen, können im ausgeprägtem Zustand zu postoperativen (postOP)

Frakturen führen (Bugbee et al., 1997; Piao et al., 2014; Sanli et al., 2016). Infolgedessen wurden die Designs weiterentwickelt. Zusätzlich zur Art und Lokalisierung der Oberflächenstrukturierung unterscheiden sich femorale Komponenten in Form, Material und biomechanischen Eigenschaften. Alle unzementierten femoralen Designs beruhen auf metaphysärer, metaphysär-diaphysärer oder diaphysärer Fixierung bzw. einer Kombination dieser drei Fixierungen (Learmonth et al., 2007). Derzeit sind viele Prothesen Designs auf dem Markt vertreten. Diese Prothesenarten unterscheiden sich nicht nur in Verankerungsmöglichkeit und Design, sondern auch in der Länge der Schaftkomponente. Die Längenausführungen reichen vom Langschaft bis zum Ultrakurzschafft.

Kurzschafft-Totalendoprothesen wurden erstmals vor über 30 Jahren auf dem Markt angeboten, fanden aber erst im letzten Jahrzehnt größeren Zuspruch (Jerosch, 2014). Vorerst wurden sie für jüngere Patienten entwickelt. Der Anteil der unter 60-jährigen Patienten, die eine HTEP benötigen, wird auf ca. 20 % geschätzt (Jerosch, 2014). Jüngere Patienten mit einer Coxarthrose haben andere tägliche Herausforderungen und zumeist einen größeren Anspruch an ihre Lebensqualität als ältere Patienten. Die Belastung auf die Prothese und das Material durch häufigere und intensivere Bewegungen, sowie die potentiell höhere Lebenserwartung sind bei der Versorgung zu berücksichtigen. Bei jungen Patienten muss zudem mit der Möglichkeit mehrfacher Wechseloperationen gerechnet werden. Daraus folgt, dass bei dieser Patientengruppe eine substanzschonende Implantation bevorzugt werden sollte.

In der Literatur sind viele unterschiedliche Einteilungen für die Kurzschafftprothese beschrieben (Falez et al., 2015). So definiert Khanuja vier Unterteilungen: Prothesen mit ausschließlicher Oberschenkelhalsbelastung, Kalkar-Belastung, lateraler Flare-Kalkar-Belastung und verkürzter konischer Belastung (Khanuja et al., 2014). Feyen und Shimin unterteilen in fünf Gruppen entsprechend der Länge des Schafts und der Fixierung im Knochen (Feyen und Shimmin, 2014). Die häufig verwendete Klassifikation nach Jerosch klassifiziert die Prothesen nach Erhalt des Schenkelhalses in schenkelhalserhaltend, -resezierend und -teilerhaltend (Jerosch, 2012). In Abb. 1 werden verschiedene Kurzschafftssysteme beschrieben. Bei den schenkelhalserhaltenden Kurzschafftprothesen sind verschiedene Ultrakurzschafftprothesen zu finden, etwa Silent (Fa. DePuy) oder Spiron (Fa. K-Implant) (Jerosch, 2017). Zu den schenkelhalsteilerhaltenden Systemen zählen MiniHip® (Fa. Corin) oder Optimys

(Fa. Mathys) (Jerosch, 2017). Schenkelhalsresezierende Prothesen sind Mayo (Fa. Zimmer), Proxima (Fa. DePuy), Fitmore (Fa. Zimmer-Biomet) oder METHA® (Fa. Aesculap)

(Jerosch, 2017). Diese Unterteilung gibt keinen Ausschluss darüber, ob die Prothesen zementiert oder unzementiert implantiert werden.

Schenkelhalserhaltend



Schenkelhalsteilerhaltend



Schenkelhalsresezierend



Abb. 1: Klassifikation der Kurzschafthprothesen nach Jerosch (Jerosch, 2017): Beispiele für schenkelhalserhaltende,-teilerhaltende und -resezierende Kurzschafthprothesen

Der Kurzschafth wie auch der Standardschafth erreichen eine stabile Fixation. Aktuelle Studien zeigen, dass kurze zementlose Schäfte eine geringere Inzidenz von Oberschenkel Schmerzen und intraoperativen Frakturen aufweisen (Yu et al., 2016). Obwohl der Standardschafth weiterhin erfolgreich implantiert wird, steigen die Implantationszahlen der Kurzschafthprothesen bei gleichzeitigem Rückgang der Implantation von Standardschäften (Lewinski und

Floerkemeier, 2015). Die vielversprechenden Ergebnisse für Kurzschaftprothesen in der Literatur sorgen für einen Anstieg der Implantationszahlen bei den über 60-Jährigen (EPRD-Jahresbericht, 2016; Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty.pdf, n.d.; (NJR 14th Annual Report for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man, 2017); Kim und Oh, 2012; Lewinski und Floerkemeier, 2015). Mithin werden die Kurzschaftprothesen bei älteren Patienten als Alternative zum Standardschaft implantiert.

Das Endoprothesenregister (EPR) von Australien gibt in seinem Bericht für 2017 eine Zunahme von 5,6 % im Vergleich zum Vorjahresbericht an (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017). Das *National Joint Registry* (NJR) für England und Wales gibt im Bericht desselben Jahres an, dass 44 083 primäre HTEP bzw. im Vergleich zum Vorjahr insgesamt eine Zunahme von 3,5 % bei allen dokumentierten HTEP verzeichnet wurde (NJR 14th Annual Report for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man, 2017). Der Report des deutschen EPR im Jahr 2016 verzeichnet 122 961 Erstimplantationen und 137 295 Operationen insgesamt (EPRD-Jahresbericht, 2016). Die Alters- und Geschlechtsverteilung entspricht mit einem Durchschnittsalter von 72 Jahren und 60 % Frauenanteil annähernd jener des Vorjahres, während der Anteil der über 75-Jährigen im Vergleich zu 2014 um 3,6 % stieg (EPRD-Jahresbericht, 2016). In Deutschland wird vor allem zementfrei implantiert; der Anteil der hybriden bzw. zementierten Verankerung liegt bei nicht mehr als 20,3 %.

Wie in Tabelle 2 ersichtlich, verzeichnete das australische EPR für 2017 bei zementlosen HTEP für Patienten mit einer primären Coxarthrose eine Fünfjahresstandzeit von 96,9 % (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017).

Tabelle 2: Prozentuale Revision von primär implantierten Hüft-Totalendoprothese (HTEP) mit diagnostizierter primärer Coxarthrose (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017)

N revidiert	N total	Revidiert nach x Jahren (%)					
		Nach 1 Jahr	Nach 3 Jahren	Nach 5 Jahren	Nach 10 Jahren	Nach 15 Jahren	Nach 16 Jahren
11 610	314 627	1,5	2,3	3,1	5,1	8,1	8,8

Zu vergleichbaren Ergebnissen bei Kurzschaftprothesen liegen bereits Studien mit vielversprechenden kurz- und mittelfristige Daten vor (Banerjee et al., 2013; Jerosch, 2011; Lewinski und Floerkemeier, 2015; Mai et al., 2016; Wacha et al., 2018; Wittenberg et al., 2013). Briem et al. gaben im Jahr 2011 für die Collum-Preserving-Prothese (CFP) eine Überlebensrate von 99,4 % nach 6,2 Jahren *follow up* (Nachuntersuchungszeitraum) an (Briem et al., 2011). Morrey et al. dokumentierten für die Mayo-Prothese eine Überlebensrate von 98,2 % (Morrey et al., 2000); dies deckt sich mit ähnlichen Studien (Gustke, 2012; Loppini and Grappiolo, 2018; Schmidutz et al., 2012; Wittenberg et al., 2013).

Die Frage der Ablösung des Standardschafts durch den Kurzschaft steht im Raum. Der epidemiologische Wandel der immer älter werdenden und zeitgleich im hohen Alter noch aktiven Patienten steht zunehmend im Konflikt zur relativ invasiven Implantation eines Langschaftes.

Feyen und Shimmin untersuchten 2014 in einer Studie, ob die Länge des Schafts entscheidend für das Überleben des HTEP ist (Feyen und Shimmin, 2014). Obwohl die Autoren biomechanische Vorteile in der Belastung des proximalen Femurs sahen, beschrieben sie, dass das Schaftdesign von patientenspezifischen Faktoren abhängig ist (Feyen und Shimmin, 2014). Yu et al. demonstrierten gleichgute Stabilität und Implantationsresultate für die 50 untersuchten zementfreien Kurzschaftprothesen im Vergleich zu 53 zementfreien Standardprothesen (Yu et al., 2016). Für den Kurzschaft wurde eine geringere Inzidenz für Oberschenkel Schmerzen und intraoperative Frakturen nachgewiesen (Yu et al., 2016). Diese zeigte sich vor allem bei älteren Patienten, die typischerweise die Femurmorphologie nach Dorr Typ B oder C sowie geringe Knochenqualität aufwiesen (Yu et al., 2016).

Auch andere retrospektive Studien zeigen vielversprechende kurz- und mittelfristige Überlebensanalysen für die kürzeren und unzementierten knochenerhaltenden Designs (Gustke, 2012; Lewinski und Floerkemeier, 2015; Wittenberg et al., 2013).

1.2 Indikation und Kontraindikation der Kurzschafthprothese

Die zementfreie Kurzschafthprothese hat in den letzten Jahrzehnten wesentlich an Bedeutung gewonnen (Kapitel 1.1). Die anfänglichen Indikationseinschränkungen für den Kurzschafth wurden die letzten Jahre aufgrund der vielversprechenden Studienlage erweitert (Banerjee et al., 2013; Budde et al., 2016; Buttaro et al., 2017; Falez et al., 2015; Giardina et al., 2018; Jerosch et al., 2014; Lewinski und Floerkemeier, 2015; Pelayo-de-Tomás et al., 2017; Pivec et al., 2012; Schnurr et al., 2018; Spencer und Bernstein, 2002).

Die Hauptindikationsstellungen für die Kurzschafthprothese sind die avaskuläre Hüftkopfnekrose und Coxarthrose (Jerosch et al., 2014). Der Report von 2017 des EPR von England und Wales gibt bei der zugrundeliegenden Diagnose für eine HTEP zu 90 % die Osteoarthritis an (NJR 14th Annual Report for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man, 2017). Dabei wird nicht zwischen primärer und sekundärer Coxarthrose unterschieden. Weiter können ankylosierte Hüftkopfnekrosen und sekundären Coxarthrosen bei Hüftkopfnekrose, sowie Hüftgelenksdysplasien und sekundäre Coxarthrosen bei Hüftgelenksdysplasien operativ mit einer Kurzschafthprothese versorgt werden (Jerosch et al., 2014). Darüber hinaus können u.a. Krankheiten und Fehlstellungen des Femurs mit einer Kurzschafthprothese weniger invasiv operativ versorgt werden: Epiphyseolysis Capitis Femoris (ECF), rheumatoide Arthritis, Morbus Perthes, Leukämie, Sichelzellanämie, metastasierte Karzinome, posttraumatische Osteoarthritis, Adipositas und Trisomie 21 (Jerosch, 2012, 2014, 2017; Lewinski und Floerkemeier, 2015; Schnurr et al., 2018; Wittenberg et al., 2013).

Es gibt keine einheitliche Aussage bezüglich der Altersgrenzen zur Implantation einer Kurzschafthprothese. So benennt Jerosch 2011 das Altersspektrum für Kurzschafthprothesen noch zwischen 60 und 85 Jahren (Jerosch, 2011). Angesichts des demographischen Wandels der deutschen Bevölkerung und dem Bestreben vor allem junge Patienten möglichst weichteilschonend und knochensparend zu behandeln, wird das genannte Altersspektrum dem heutigen Standard nicht gerecht (Birg, 2018; Merx et al., 2007). Die Knochenqualität des Patienten und die konstitutionelle Verfassung geben den größeren Ausschlag für die Entscheidung der Implantation einer Kurzschafthprothese. Bezüglich des Körpergewichts der Patienten und deren BMI gibt es keine Einschränkungen. Dennoch berichten aktuelle Studien wie von der Deutschen Gesellschaft für Endoprothetik (AE) und der Deutschen Gesellschaft für

Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU), dass die Komplikationsgefahr bei extremer Fettleibigkeit generell steigt (Ploeger et al., 2018; Ward et al., 2015).

Die Hüftgeometrie und die Knochenstruktur bedingen eine weitere Einschränkung. Offizielle Limitationen werden vom jeweiligen Hersteller der verwendeten Prothese vorgegeben. Große Ante torsion des Femurs von $> 20^\circ$ und varische CCDW stellen für die Implantation einer MiniHip® eine relative Kontraindikation dar (Jerosch, 2011)

Problematisch können ferner die unterschiedlichen proximalen Femurkonfigurationen sein. Bei der proximalen Femurmorphologie (Klassifikation nach Dorr) Typ A und B erreichen die Prothesen meist eine adäquate Primärstabilität, während Typ C durch die sogenannte Champagnerglasgkonfiguration eher zur distalen Verankerung neigt (Kim et al., 2018). Dieses Risiko einer Revision steigt, wenn eine unterdimensionierte Prothese gewählt wurde (Braun und Sabah, 2009; Lewinski und Floerkemeier, 2015; Teoh et al., 2016). Bei der Operation muss auf korrekten kortikalen metaphysären Kontakt nach dem *fit and fill* Prinzip und auf eine Verankerung der Prothese geachtet werden (Patil et al., 2017; Schmidt et al., 2011).

1.3 MiniHip® Kurzschaftprothese

1.3.1 Design

Die in dieser Studie untersuchte zementfreie, metadiaphysär verankerte MiniHip® (Fa. Corin, 2007) zählt zu den schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothesen (Abb. 2). Entsprechend der Einteilung nach Jerosch (2017) ist die Prothese dem Offset-Typ 3 zuzuordnen: „Die Gelenkrekonstruktion wird mit einem dem Calcar femoris angepassten, kurvieren Schaftdesign nur durch die patientenindividuelle Variabilität der Schenkelhalsresektionshöhe mit Änderungen der Varus-/Valgusposition gelöst (Beispiele: MiniHip®, Nanos, Collo-MIS)“ (Jerosch, 2017).

Das Prothesendesign beruht auf der radiologischen Auswertung von zahlreichen CT-Datensätzen von Hüftgelenken. So konnte bei individueller Schaftgeometrie der Patienten der größtmögliche Erhalt des Schenkelhalses bei gleichzeitig großem Bewegungsumfang erreicht werden (Abb. 3) (Jerosch und Glameyer, 2009). Das Ziel der Entwicklung bestand darin, 90 % der potentiellen Patienten in Deutschland mit diesem Design versorgen zu können.



Abb. 2: MiniHip® Schaft

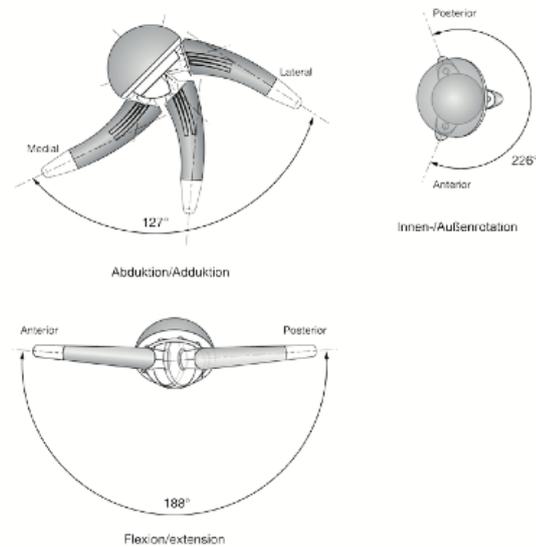


Abb. 3: Bewegungsgrad (range of motion) der MiniHip® Kurzschaftprothese

Es wurden Finite-Elemente-Analysen durchgeführt, die Veränderungen bei der Belastung und Fixierung der Prothese bestimmen sollten. Die Kraft auf dem proximalen Femur sollte physiologisch medial und an der Trochanterregion eingeleitet und übertragen werden (Jerusch und Glameyer, 2009; MiniHip Designprinzip.pdf, n.d.).

Die *Bi-Coat*-beschichtete Titanlegierung hat eine hohe Biokompatibilität und osteointegrative Eigenschaften. Es handelt sich bei der Beschichtung um eine additiv aufgetragene, ca. 100 µm dicke Hydroxylapatit-Beschichtung. Diese soll durch Oberflächenvergrößerung die primäre und sekundäre Osteointegration verbessern. Die polierte Prothesenspitze soll eine distale Fixierung und Osteointegration verhindern, was zu anteriorem Oberschenkel-schmerz führen kann. Laterale Finnen tragen zu einer erhöhten Rotationsstabilität bei. Das Implantatsystem umfasst neun verschiedene Schaftgrößen (Tabelle 3), die stufenweise zunehmende Halslängen und Offsets aufweisen.

Die operative Resektionslinie am Schenkelhals richtet sich bei dieser Prothese nach der Fossa piriformis. Diese wird je nach präoperativen (präOP) CCDW des Patienten individuell gewählt, um einen größtmöglichen Knochenerhalt zu gewährleisten. Für eine Valgusposition

wird eine tiefe Resektion in Relation zur Fossa piriformis gewählt. Für eine Varusposition ist vice versa eine hohe subkapituläre Resektion zu wählen.

Tabelle 3: Schaftgrößen mit entsprechend steigenden Halslängen und Offsets



1.3.2 Pfanne

Die Kombinationsmöglichkeiten mit Kopf-/Pfannensystemen erhöhen zusätzlich das Spektrum der Varianten, die individuelle Anatomie und Biomechanik im Hüftgelenk zu rekonstruieren.

Tabelle 4: Trinity™-Pressfit-Pfanne

Größe der Pfannen	44–46 mm	46–50 mm	50–68 mm	54–68 mm
Größe des Gleitlagers	28 mm	32 mm	36 mm	40 mm

In dieser Studie wurde hauptsächlich die zementfreie Trinity™-Pressfit-Pfanne (Fa. Corin) implantiert – eine zementfreie Pfanne mit mikrokristalliner biphasischer Kalziumphosphat-Beschichtung. Diese wirkt sich positiv auf Regenerationsprozess und Osteointegration (Kazemzadeh-Narbat et al., 2010; Li et al., 2008; Vehof et al., 2000). Sie misst 44 mm bis 68 mm; innerhalb dieses Pfannengrößenspektrums können ein oder zwei verschiedene Größen für das Gleitlager verwendet werden (Tabelle 4). Außerdem wurden zementfreie Pressfit-Pfannen, sowie die ebenfalls mit Kalziumphosphat beschichtete ALPHA-Lock-Pfanne (Fa. Corin),

die mit Hydroxylapatit beschichtete Cerafit-Pfanne (Fa. Ceraver Osteal), die mikroporöse, beschichtete MRS-Titan-Revisions-Stützpfanne (Fa. Brehm), die mit Hydroxylapatit beschichtete Pinnacle™ Pressfit (Fa. DePuy) und die mit Kalziumphosphat beschichtete Plus-Fit-Pfanne (Fa. Alloplus) in dieser Studie verwendet. Diese Pfannen sind ebenfalls in unterschiedlichen Größen und Gleitlagergrößen erhältlich.

1.3.3 Kopf und Inlay

Für die verwendeten Pfannen können unterschiedliche Inlays und somit Gleitpaarungen von Kopf und Inlay verwendet werden (Abb. 4). Die hierfür am häufigsten verwendeten Materialien sind Keramik, unterschiedlich verarbeitetes Polyethylen und Metall.

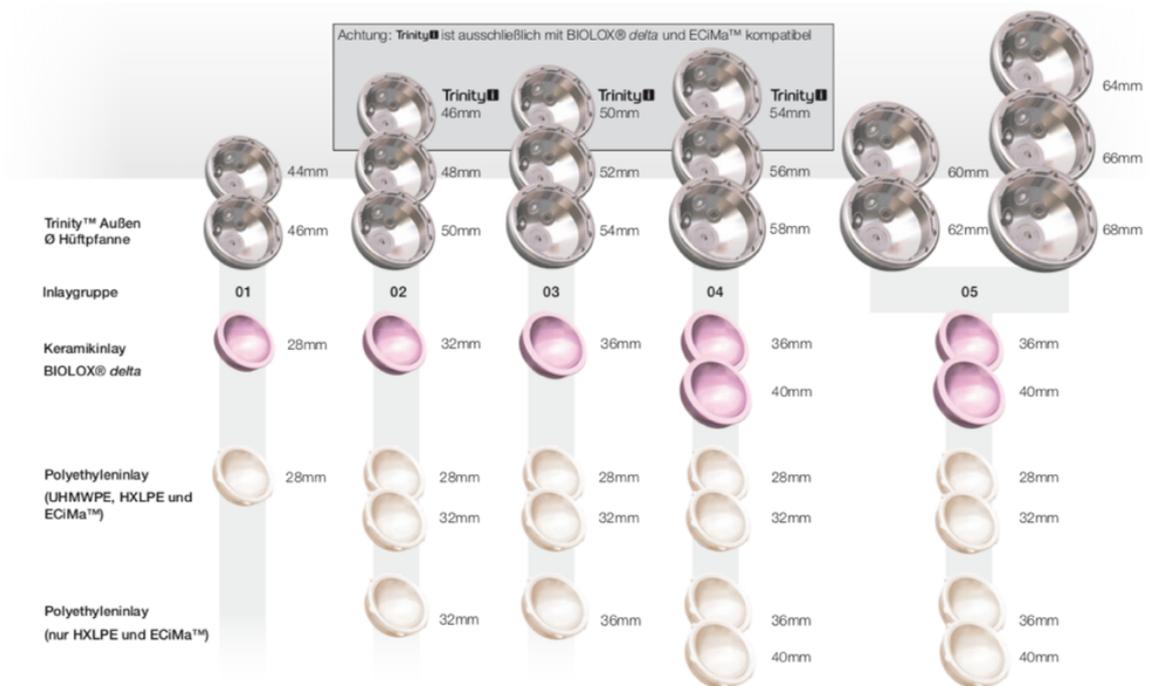


Abb. 4: Trinity™-Pressfit-Durchmesser mit möglichen Inlaysystemen der Firma Corin

Die Abnutzung infolge von Abrieb ist bei den verschiedenen Materialien nicht einheitlich. Aufgrund ihrer E-Module sind einige für Abrieb anfälliger als andere (Abb. 5). Abrieb zählt zu den Hauptursachen der aseptischen Osteolyse sowie der folgenden Prothesenlockerung und des Prothesenverlusts (Müller et al., 2015). Daher ist je nach Patientensituation zu entscheiden, welches Inlay eingesetzt werden sollte. So bestätigen Zagra und Gallazzi in ihrer Studie von 2018 das seit 2004 bestehende Konzept bei HTEP-Implantationen (Zagra und

Gallazzi, 2018). Bei Patienten unter 60 Jahren soll eine Keramik-Keramik (K-K) Gleitpaarung mit einer acetabulären Komponente von 32 mm oder 36 mm, bei Patienten über 65 Jahren hingegen eine Keramik- hochvernetztes Crosslink-Polyethylen (HXLPE) -Gleitpaarung mit 28 mm, 32 mm oder 36 mm acetabulärer Komponentengröße angestrebt werden (Zagra und Gallazzi, 2018). Für Patienten zwischen 60 und 65 Jahren wird empfohlen, bei aktiveren Personen eine K-K-Gleitpaarung zu implantieren. Der BMI soll die Wahl der acetabulären Komponente nicht beeinflussen, während bei größeren anatomischen Hüftgelenksdeformitäten und präOP Hypermobilität die K-K-Gleitpaarung verwendet werden soll (Zagra und Gallazzi, 2018). Eine Metall-XLPE Kombination sei eine alternative Lagerungsoption, zeige aber keine Überlegenheit gegenüber den anderen Kombinationen (Zagra und Gallazzi, 2018). Deswegen raten die Autoren Zagra und Gallazzi von der Verwendung eines Metallkopfes anstelle eines Keramikkopfes ab. Die Abb. 5 zeigt unterschiedliche Gleitpaarungskombinationen mit jeweiligem Abrieb in Millimeter pro Jahr (mm/Jahr).

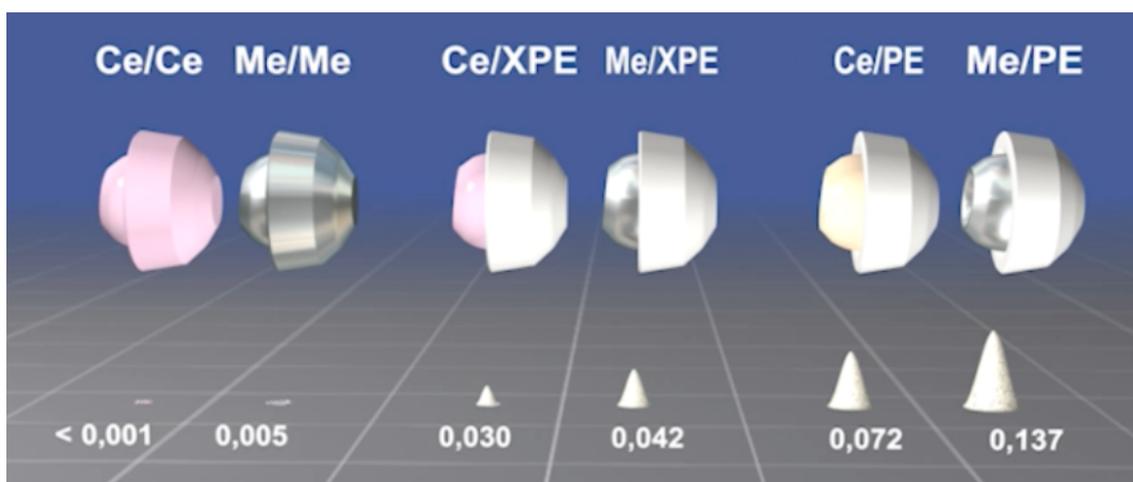


Abb. 5: Verschiedene Gleitpaarungen und jeweiliger Abrieb in mm/Jahr

(©CeramTec)

Zu den verwendeten Inlays in dieser Studie zählen das K-K-System BIOLOX® delta, das hochvernetztes Polyethylen mit Vitamin E (ECiMa™), das *ultrahigh- molecular- weight* Polyethylen (UHMWPE) und das hochvernetztes *crosslink* Polyethylen (HXLPE).

Das BIOLOX®-delta-System besteht aus den beiden Hauptkomponenten Zirkonoxid und Aluminiumoxid. Additive wie Strontiumoxide, Yttriumoxide und Chromoxide werden während des Verarbeitungsprozesses hinzugefügt und sollen zur Steigerung der Härte sowie zur

Stabilisierung der tetragonalen Zirkonoxidpartikel beitragen (Bradt, 1967; Burger und Richter, 2001).

Das UHMWPE ist ein thermoplastisches Polyethylen (PE) mit einem sehr hohen Molekulargewicht, also einem langkettigen Kohlenstoff-Gerüst. Dies führt aufgrund intermolekularer Wechselwirkungen zu sehr hoher Viskosität, hoher Abriebfestigkeit (mittlere Abriebrate von 0,137 mm/Jahr) und geringem Reibungskoeffizienten sowie geringer Feuchtigkeitsaufnahme (Kurtz, 2004; Müller et al., 2015; Callary et al., 2013). Die mechanischen Eigenschaften sind dennoch begrenzt. Wenn das Inlay hohen Kontaktspannungen ausgesetzt ist und kann es bei Überschreitung der Belastbarkeit zu dauerhaften Verformungen wie auch zu Implantatversagen kommen (Brach del Prever et al., 2009). Der oxidative Abbauprozess der abradierten PE-Partikel löst ggf. eine Osteolyse aus, die zum Verlust des Gelenkersatzes führen kann (Brach del Prever et al., 2009).

Das Vitamin-E-Pfannen-Inlay ECiMa™ soll nach Implantation eine bioverträgliche, verschleißarme Lösung für Gelenke mit großem Durchmesser darstellen (mittlere Abriebrate von < 0,001 mm/Jahr) (Callary et al., 2013). Die mechanische Festigkeit ist aufgrund des veränderten Herstellungsverfahrens erhöht, da die vermischte Vitamin-E-Masse in ein einheitlich geformtes, hochvernetztes PE direktkomprimiert und mit kalten Gammastrahlen hochvernetzt wird (Technologie - ECiMa - Corin Group, n.d.).

Eine weitere Entwicklung der PE in der Hüftendoprothetik ist das HXLPE. Eine Vernetzung des HXLPE kann auf mehreren Wegen erreicht werden; sie erfolgt in der Regel durch Bestrahlung des erwärmten Kunststoffes. Mit einer mittleren Abriebrate von 0,042 mm/Jahr hat HXLPE ein im Verhältnis zu UHMWPE um 90 % geringeren Abrieb (Harris and Muratoglu, 2005; Callary et al., 2013).

Die genannten Abriebraten gelten für optimale Bedingungen. Sie können bei ungünstigen Einflussfaktoren wie Komponentenfehlstellungen mit unphysiologischen Randbelastungen, Subluxationen oder dem Vorhandensein von weiterem Implantatmaterial deutlich ansteigen (Müller et al., 2015).

1.3.4 Operationstechnik

Die Operationsplanung erfolgt anhand der klinischen Situation und der präOP erstellten Röntgenbilder (Abb. 6). Mit Hilfe eines Planungsprogramms kann die jeweils gewünschte Schaft-, Kopf- und Pfannengröße in die Beckenübersichtsaufnahme projiziert werden. Grundsätzlich ist die Verankerungstrecke bei Kurzschaftprothesen deutlich kürzer. Deshalb ist es besonders wichtig, eine ausreichende Primärstabilität zu erreichen. Dies muss bei der Planung berücksichtigt werden.

Die Planung mit Hilfe eines Planungsprogramms erfolgte in der orthopädischen Abteilung der Uniklinik Düsseldorf anhand von standardisierten Röntgenbildern. Die Operation erfolgte nach Empfehlung der Fa. Corin und der aktuellen Studienlage für Zugänge in der Totalendoprothetik (Basad et al., 2009; Jerosch et al., 2006; Jong et al., 2018; Lingnau, 2010; Merle et al., 2012). Zugang zur Hüfte erfolgte in dieser Studie ausschließlich anterolateral bei Patientenrückenlage. Der Zugang erfolgte weiter nach Bauer, minimalinvasiv (ALMI) oder nach Watson-Jones, welche Standardzugänge für die Versorgung von primären HTEP darstellen. Sie können ebenfalls bei einer Revisionsoperation gewählt werden.



Abb. 6: Schematische Darstellung der präoperativen (präOP) Planung mit Hilfe einer Planungssoftware

Der Hautschnitt bei einem anterolateralen Zugang verläuft von der Spitze des Trochanter majors proximal zur Spina iliaca anterior superior und distal entlang der Femur Längsachse. Hierbei erfolgt keine oder nur eine bedingte Ablösung der Muskulatur. Zuerst wird der Tractus iliotibialis freigelegt und mobilisiert; sodann wird der proximale Anteil des M. vastus lateralis dargestellt. Hierbei wird die meist entzündete Bursa trochanterica beurteilt und anschließend weitreichend entfernt. Es folgt das Anschlingen der Mm. vastus lateralis und gluteus medius und minimus. Die Gelenkkapsel wird anschließend in Längsrichtung gespalten und reseziert. Der Gelenkkopf liegt frei; es folgen die Mobilisation und Luxation des Hüftgelenks unter Außenrotation. Die in der OP-Planung bestimmte Schenkelhalsresektionslinie wird in Relation zur Fossa piriformis gesetzt (Abb. 7). Die Osteotomie wird mit Hilfe einer oszillierenden Säge unter Weichteilschutz durchgeführt. Es erfolgt je nach präOP Planung anhand des CCDW eine hohe/*mid-neck*/tiefe Resektion (Abb. 7). Es soll eine 90-90-Resektion des Schenkelhalses erfolgen (Abb. 8 und Abb. 9, Schritt 1) (Jerosch et al., 2012). Dabei verläuft die Resektionsebene im 90 °-Winkel zum anterioren Kortex und ebenfalls im rechten Winkel zum medialen Schenkelhals. Der Trochanter major bleibt intakt.

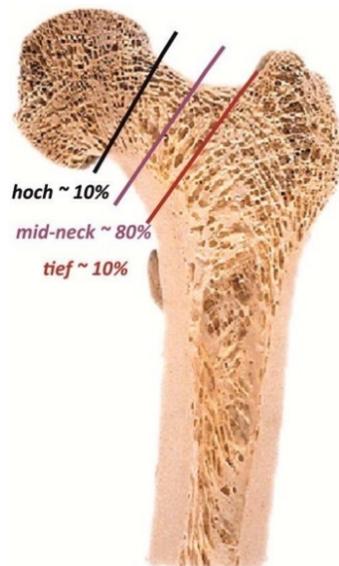


Abb. 7: Schenkelhals – Resektionsebenen: hohe/*mid-neck*/tiefe Resektion mit jeweiliger relativer Häufigkeit



Abb. 8: 90-90 Resektion des Schenkelhalses

Das funktionsbehindernde Weichgewebe wird entfernt und es wird eine ausführliche Synovektomie durchgeführt. Unter Erhalt des Lig. transversum wird das acetabuläre Weich- und Labrumgewebe entfernt. Die Pfannen soll in der Regel in 10 ° Anteversion und 45 ° Inklination zur Sagittalebene positioniert werden. Die Implantatlage soll möglichst physiologisch den Schenkelhals rekonstruieren. Bei starker Coxarthrose erfolgt die Rekonstruktion entsprechend nach der kontralateralen gesunden Seite. Optional ist die Pfannengrundplastik bzw. das Einbringen von autologer Spongiosa zur Optimierung der Osteointegration.

Mit Hilfe des Implantationsinstrumentariums der Fa. Corin wird nun das metaphysäre Femur intramedullär komprimiert (primäres *impaction grafting*) (Abb. 9, Schritt 2-3). Die sogenannte *Round-the-corner*-Technik erhält die natürliche Krümmung des medialen Kalkars und minimiert so das Risiko ungewollter Trochanter-major-Abbrüche.

Nach mehrmaliger Verdichtung der Spongiosa wird der Schaft probeweise mit einer mittleren Halslänge eingesetzt. Die Zielsetzung des metadiaphysären *fit and fill* mit einem Isthmuskeil, die Beinlänge und das Offset werden überprüft und bei Bedarf korrigiert. Die finale MiniHip® Schaftgröße wird anschließend per Hand eingesetzt (Abb. 10, Schritte 4–6). Bei der Kontrolle sollte die Prothese nicht mehr als 10 mm überstehen.

Nach der Reposition des Hüftgelenks wird das Bewegungsausmaß, die Luxationstendenz und die Implantatlage durch Röntgenbilder in zwei Ebenen überprüft. Bei ausgewählten Patienten wurde das Corin *Optimized Positioning System* (OPS™) genutzt. Dieses System kann der Operateur für die patientenindividuelle Implantatpositionierung anhand präOP angefertigter CT-Datensätze zu Hilfe nehmen.

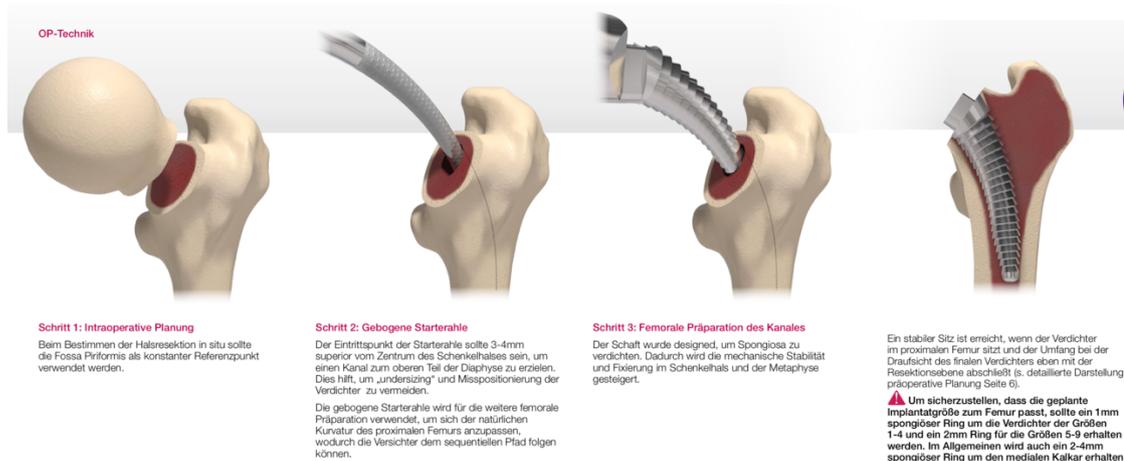


Abb. 9: Empfohlener Operationsablauf der Firma Corin, Teil 1

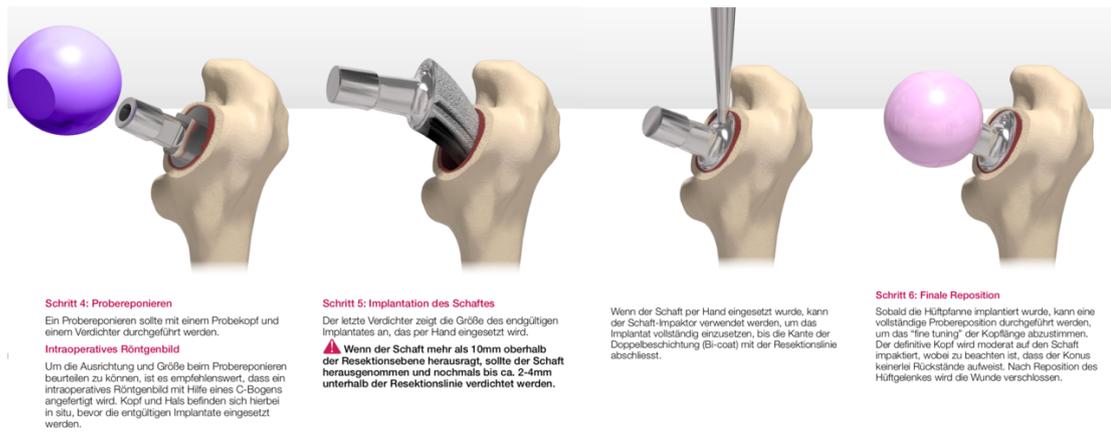


Abb. 10: Empfohlener Operationsablauf der Firma Corin, Teil 2

Die Nachbehandlung in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf erfolgt standardisiert für einen Tag bei konsequenter Bettruhe mit 30 ° Flexion und Abduktion. Die zunehmende Mobilisierung an UAG unter Teilbelastung mit 20 kg Körpergewicht erfolgt für sechs Wochen mit anschließendem Belastungsaufbau. Zur Prophylaxe von heterotropen Ossifikationen (HO) wird für zwölf Tage Indometacin verabreicht. Indometacin gehört zu der Gruppe der Nichtsteroidalen Antirheumatika (NSAR) (Eulert et al., 1997). Die postOP Kontrollen sollen jeweils nach sechs Wochen, zwölf Wochen, sechs Monaten und zwölf Monaten im Klinikum erfolgen. Folgende Kontrollen erfolgten in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf oder bei dem behandelnden Haus-Orthopäden.

1.4 Zielsetzung der vorliegenden Arbeit

Ziel dieser retrospektiven Untersuchung der zementfreien Kurzschaftprothese MiniHip® ist die Bestätigung der Hypothese, dass bei den in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf implantierten MiniHip® Prothesen die biomechanischen Parameter wie BLD, Offset und CCDW wiederhergestellt werden können und eine geringe Schaftmigration vorliegt. Im Zusammenhang mit der klinischen Untersuchung werden allgemeine Patienten- und Implantatbezogene Daten erfasst (Kapitel 2.4). Die Patientenzufriedenheit wurde anhand des funktionellen Scores nach Merle d'Aubigné präOP zu postOP verglichen (Kapitel 2.4.3). Weiterhin soll untersucht werden, inwieweit bei den Patienten präOP und postOP radiologische Unterschiede festzustellen sind. Die radiologischen Auswertungen von BLD, Offset und CCDW werden anhand von standardisierten Röntgenbildern untersucht (Kapitel 2.5). Klinische Komplikationen wie Wundheilungsstörungen, sowie radiologische femorale und acetabuläre Knochendichteveränderungen wurden untersucht (Kapitel 3.5). Die erhobenen Ergebnisse wurden analysiert und auf Korrelationen untersucht (Kapitel 3.6).

Gegenstand dieser Arbeit ist weiterhin ob, bei den implantierten MiniHip® Kurzschaftprothesen aufgrund von radiologisch und klinisch erhobenen Parametern Rückschlüsse gezogen werden können, die für zukünftige Implantationen hilfreich sein könnten. Es soll geklärt werden, ob die MiniHip® die individuelle Biomechanik der Patienten wiederherstellen kann und in wieweit Knochendichteveränderungen die klinischen Ergebnisse beeinflussen. Zudem steht die Erschließung möglicher Zusammenhänge für Implantatversagen und ein daraus resultierendes Optimieren der Vorgänge, um eine höhere Überlebenszeit der Prothese zu erreichen, in dieser Studie zur Frage. Der Vergleichbarkeit der Ergebnisse dieser Prothese wird mit Ergebnissen von anderen Kurzschaft- und Standardprothesen aus aktueller Literatur untersucht.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 Studiendesign

Für die gegenständliche Dissertation wurden keine neuen Probanden rekrutiert. Es erfolgte eine retrospektive Untersuchung der implantierten MiniHip® Kurzschaftprothesen, die im Zeitraum von Januar 2009 bis Mai 2018 in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf implantiert wurden.

Die Datenerhebung erfolgte aus den jeweiligen Patientenakten, die im medico® (Fa. Cerner), einem SAP®-unabhängigen System, oder im Pegasos®-Digitalarchiv (Fa. Marabu) abgelegt sind. Die Patientendaten wurden anschließend durch Zuordnung einer Nummer zwischen 1 und 554 anonymisiert. Die klinischen Parameter wie Geschlecht, Alter bei der Operation, BMI, Indikationsstellung zum Hüftgelenkersatz, operierte Seite und Auffälligkeiten in der Anamnese sowie möglicherweise einflussnehmende Vorerkrankungen wurden anhand der Patientenakten dokumentiert (Kapitel 2.4). Retrospektiv wurden anhand der vorhandenen Patientenakten der präOP und postOP Merle-d'Aubigné Score (MdAS) bestimmt sowie der Nachuntersuchungszeitraum (*follow up*) ermittelt. Operationsbedingungen und Daten über den Chirurgen, Zugang zur Hüfte, Operationsdauer, die jeweils verwendete MiniHip® Schaftgröße in Kombination mit der Kopfgröße und dem -durchmesser wie auch das verwendete Pfannensystem und der verwendete -durchmesser mit dem jeweiligen Inlay-System wurden dokumentiert.

Die radiologische Analyse erfolgte anhand digitalisierter Beckenübersichtsaufnahmen in anterior-posterior (a.-p.) Aufnahmetechnik. PräOP und postOP Röntgenbilder sowie Verlaufsrontgenbilder wurden zur Beurteilung radiologisch auffälliger Veränderungen (Kapitel 2.5) verwendet. Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte mit Hilfe des Bildarchivs PACS (Picture Archiving and Communication System) und der Sectra Workstation IDS7 (Fa. Sectra). Bei PACS handelt es sich um ein System, das digitale Bilddaten archiviert und interdisziplinär dem gesamten Klinikum zur Verfügung stellt. Alle Röntgenbilder lagen im *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM)-Format vor. Dieses Format wird beim Austausch von Bildinformationen standardisiert verwendet. Mithilfe verschiedener Bildbearbeitungs- und darstellungswerkzeuge im Sectra IDS7 können auf diese Weise

verschiedene Parameter berechnet und es kann unterschiedlichen Fragestellungen nachgegangen werden.

Die Röntgenaufnahmen entsprechen den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik des Jahres 2007 (Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik, 2007). Die Beckenübersichtsaufnahmen wurden digital im PACS gespeichert.

Die Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf prüfte die vorliegende Studie im Jahr 2015 und formulierte dahingehend gegenüber dieser retrospektiven anonymisierten Studie keine ethischen oder rechtlichen Bedenken. Die Studiennummer lautet 5032.

2.2 Patientenkollektiv

Es fand eine Untersuchung der klinischen und radiologischen Daten von 478 Patienten statt, bei denen im Zeitraum von Januar 2009 bis Mai 2018 eine MiniHip® Kurzschafthprothese implantiert worden ist. Davon sind 76 Patienten (13,7 %) bilateral durch eine MiniHip® versorgt worden. Zwei Patienten verstarben während des Nachuntersuchungszeitraums.

Die 554 implantierten MiniHip® Kurzschafthprothesen wurden klinisch und radiologisch untersucht. Klinische Ausschlusskriterien für diese Studie gab es nicht. Für die Auswertung der präOP im Vergleich zur postOP Untersuchung wurden 151 implantierte Prothesen ausgeschlossen (Kapitel 2.5.1).

2.3 Statistik

Die Sammlung der Patientendaten erfolgte mittels der Software Excel für Mac (Fa. Microsoft). Die statistische Auswertung wurde gleichfalls mit Hilfe von Excel sowie unter Einsatz der Statistik- und Analysesoftware SPSS (Fa. IBM) durchgeführt.

Die Dokumentation der klinischen und radiologischen Daten sowie die Auswertung der Röntgenparameter erfolgte durch eine Person. Die statistische Auswertung erfolgte mit Unterstützung der .05-Statistikberatung in Düsseldorf. Das Signifikanzniveau wurde bei allen Auswertungen auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

Die Parameter wurden mit univariaten Analyseverfahren untersucht und anschließend mit Hilfe bivariater Analyseverfahren auf Zusammenhänge, Regression oder Korrelation geprüft (Tabelle 5).

Tabelle 5: Statistische Auswertung

Test	Erklärung
t- Test (t)	Vergleich von zwei Mittelwerten zur Frage, ob diese sich signifikant voneinander unterscheiden $t(df) = T, p = Sig.$ mit df = Freiheitsgrad; p = Wahrscheinlichkeit; Sig. = Signifikanz
Varianzanalyse: ANOVA (F)	Einfaktorielle Varianzanalyse: Vergleich von mehr als zwei Mittelwerten (Vergleich insgesamt und anschließend paarweise (Post-hoc-Tests/korrigierte t-Tests)) dazu, ob und in welcher Gruppe der Mittelwert signifikant größer bzw. kleiner ist $p = Sig.$
Post Hoc Test	Bei signifikantem Ergebnis in der Varianzanalyse ANOVA folgen korrigierte t-Tests. Es werden paarweise Mehrfachvergleiche mit Hilfe der Bonferroni-Korrektur durchgeführt, die die Alphafehler-Kumulierung neutralisiert. $p = Sig.$
Chi-Quadrat Test (χ^2)	Vergleich von abstrakten Häufigkeitsverteilungen dazu, ob diese sich signifikant voneinander unterscheiden; das Ergebnis gibt keine Aussage über die Stärke des Effekts oder die statistische Bedeutsamkeit des Unterschieds. $\chi^2(df) = Value, p = Sig.$
Effektstärkemaß Cramérs V	Symmetrische Maßzahl für statistische Effektstärke eines durch den Chi-Quadrat-Test identifizierten Unterschieds zweier Variablen Wert Cramérs V: 0,00 bis 0,10: sehr kleiner bis unbedeutender Effekt 0,10 bis 0,30: schwacher Effekt 0,30 bis 0,50: moderater Effekt > 0,5: großer Effekt

Korrelation	<p>Aussage über Stärke und Richtung eines Zusammenhangs zwischen zwei Variablen mit Hilfe der Pearson-Korrelation; lineare Zusammenhänge zwischen zwei metrischen Variablen haben einen Wertebereich zwischen -1 und +1. Das Vorzeichen gibt die Richtung und der Absolutwert gibt die Stärke des Zusammenhangs an.</p> <p>Korrelationskoeffizient: 0,00 bis 0,20: sehr geringe bis unbedeutende Korrelation 0,10 bis 0,50: geringe Korrelation 0,50 bis 0,70: mittlere Korrelation 0,70 bis 0,90: hohe Korrelation > 0,9: sehr hohe Korrelation.</p>
Logistische Regression	<p>Prüfung, ob und wie groß der Einfluss einer Variablen auf die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines bestimmten Ereignisses ist</p> <p>$OR = \text{Exp}(B)$ [95 %CI: Lower; Upper], $p = \text{Sig.}$</p> <p>mit</p> <p>OR = Äußerung eines Zusammenhangs. Es wird als eine x-fache Veränderung der Auftretenswahrscheinlichkeit bei steigenden Werten interpretiert; wenn $OR > 1$ ergibt dies eine Zunahme der Wahrscheinlichkeit</p> <p>95 % CI = 95 % Konfidenzintervall mit Ober (Upper)- und Untergrenze (Lower)</p>
Kaplan-Meier-Überlebenszeit-analyse	<p>Schätzung einer Wahrscheinlichkeit, ob bei einem Versuch ein bestimmtes Ereignis innerhalb eines gewählten Zeitraumes nicht eintritt; die Prothesenrevision, unabhängig von der Ursache, diente als Ende der Überlebenszeit in der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit.</p>

2.4 Klinische Untersuchung

2.4.1 Indikation

Die Indikation zur Implantation einer HTEP im Sinne der Kurzschaftprothese MiniHip® wird bei zahlreichen klinischen Krankheitsbildern gestellt. Dabei wurden neben den Hauptindikationen für die Implantation auch relevante Nebenerkrankungen notiert (Kapitel 1.2).

Zu den Hauptdiagnosen zählen die Coxarthrose und die HKN. Bei Ersterer wurde zwischen der symptomatischen Coxarthrose, der sekundären Coxarthrose bei Hüft dysplasie, der ankylosierten Coxarthrose, der Protrusionscoxarthrose und der posttraumatischen Coxarthrose unterschieden. Die Diagnose HKN wurde in idiopathische HKN und sekundäre Coxarthrose bei HKN untergliedert. Relevante Nebendiagnosen wurden wie folgt dokumentiert: Sichelzellanämie, Gelenkerkrankungen, ECF, voroperierte Hüften im Sinne einer Osteotomie, Trisomie 21, Patienten mit zusätzlichen Allgemeinerkrankungen (ASA Klasse > 2), Morbus Perthes, Tumorerkrankungen und Leukämie.

2.4.2 Follow up

Für das postOP Prozedere wurden die Patienten angehalten, in regelmäßigen Abständen zur Nachuntersuchung zu gehen. Diese konnte durch den behandelnden Haus-Orthopäden oder in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf erfolgen. Die Nachuntersuchungen sollten in einem Zeitraum von sechs Wochen, sechs Monaten und einem Jahr postOP erfolgen. Im Weiteren wurde das Recall Intervall auf alle zwei bis drei Jahre angesetzt. Bei Beschwerden oder Komplikationen sollten die Patienten sich direkt zur Nachuntersuchung melden. Dieser Ablauf konnte in der gegenständlichen retrospektiven Studie nicht bei allen Patienten nachverfolgt werden. Dabei ist unklar, ob die Patienten zu ihrem behandelnden Orthopäden zur Kontrolle gegangen sind oder ob die Kontrollen vernachlässigt wurden.

Das *follow up* wird aus dem OP-Datum bis zur letzten röntgenologischen und klinischen Nachuntersuchung errechnet. Die Überlebenszeit der Prothese ist bei den dokumentierten Ergebnissen ungleich der Untersuchungszeit der Prothese. Die Prothesenrevision der

MiniHip® diene unabhängig von der Ursache als Ende der Überlebenszeit in der Berechnung der Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier.

2.4.3 Merle-d'Aubigné Score

Der MdAS beinhaltet subjektive (Mobilität und Gehfähigkeit) und objektive (Schmerz) Bewertungskriterien (Tabelle 6) (d'Aubigné and Postel, 1954, 2009). Jedes Kriterium wird vom Patienten und/oder Behandler mit einem Wert zwischen 0 und 6 Punkten bewertet, wobei 0 Punkte das Minimum und 6 Punkte das Maximum sind. Es kann nach absoluten oder relativen Ergebnissen ausgewertet werden (d'Aubigné and Postel, 2009). Bei den absoluten/funktionellen Ergebnissen werden ausschließlich Schmerz und Mobilität miteinander verglichen. Die relativen Ergebnisse zeigen die Differenz zwischen den präOP und den postOP Funktionszuständen (Tabelle 6).

Tabelle 6: Graduierung der Funktionszustände der Patienten (d'Aubigné and Postel, 1954)

Schmerz	Punkte	Mobilität	Punkte	Gehfähigkeit	Punkte
Der Schmerz ist permanent und intensiv.	0	Ankylose mit schlechter Position der Hüfte	0	keine	0
Ruhe- und Nachtschmerz	1	Keine Bewegung: Schmerz oder leichte Deformität	1	Nur mit UAG	1
Schmerzen beim Gehen und jedweder Aktivität	2	Flexion unter 40 °	2	Nur mit Gehstöcken	2
Der Schmerz ist tolerabel bei eingeschränkter Aktivität.	3	Flexion zwischen 40 ° und 60 °	3	Mit einem Gehstock weniger als eine Stunde; sehr schwer ohne Gehstock	3
Milder Schmerz beim Gehen, hört auf, wenn man pausiert	4	Flexion zwischen 60 ° und 80 °; Patient kann seine Füße erreichen	4	Lange Zeit mit einem Stock; kurze Zeit ohne Stock und mit Hinken	4
Milder und inkonstanter Schmerz; normale Aktivität	5	Flexion zwischen 80 ° und 90 °; Abduktion mindestens 15 °	5	Ohne Gehstock, aber schon Hinken	5
Kein Schmerz	6	Flexion über 90 °; Abduktion 30 °	6	normal	6

Schmerz + Mobilität + Gehfähigkeit = Punktzahl (0–18)

Tabelle 7: Modifizierte Bewertung der relativen Ergebnisse der Funktionszustände: Differenz zwischen den prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Scores

> 12	sehr große Verbesserung
7–11	große Verbesserung
3–7	faire Verbesserung
< 3	Fehlschlag

Tabelle 8: Bewertung der postoperativ (postOP) erreichten Punktzahl

17–18	exzellent
13–16	gut
9–12	fair
< 8	schlecht

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte durch Addition der einzelnen Punkte (Tabelle 7) (Magu et al., 2012). In der Studie wurde durch die Differenz der präOP und postOP erreichten Ergebnisse und durch die postOP erreichte Punktzahl bewertet.

2.4.4 Operationsdaten

In der Studie wurde untersucht, welches Hüftgelenk des Patienten operativ durch eine MiniHip® ersetzt wurde. Zusätzlich wurden der operative Zugang zum Hüftgelenk, der behandelnde Operateur, die benötigte Operationszeit und die Konditionen dokumentiert, ob der Patient mit Hilfe des OPS operiert wurde.

2.5 Radiologische Untersuchung

2.5.1 Kriterien und Ausschlusskriterien

Für die Untersuchung und die Messung der einzelnen radiologischen Parameter wurden standardisierte Beckenübersichtsaufnahmen in a.-p. Aufnahmetechnik verwendet (Abb. 11). Die digitalen Röntgenaufnahmen lagen im DICOM-Format vor. Dieses Format wird als Basis für die digitale Bildarchivierung in Krankenhäusern und Praxen verwendet, da neben dem Bilddaten auch weitere Informationen gespeichert werden können, die die exakte Zuordnung der Röntgenaufnahme erlauben.

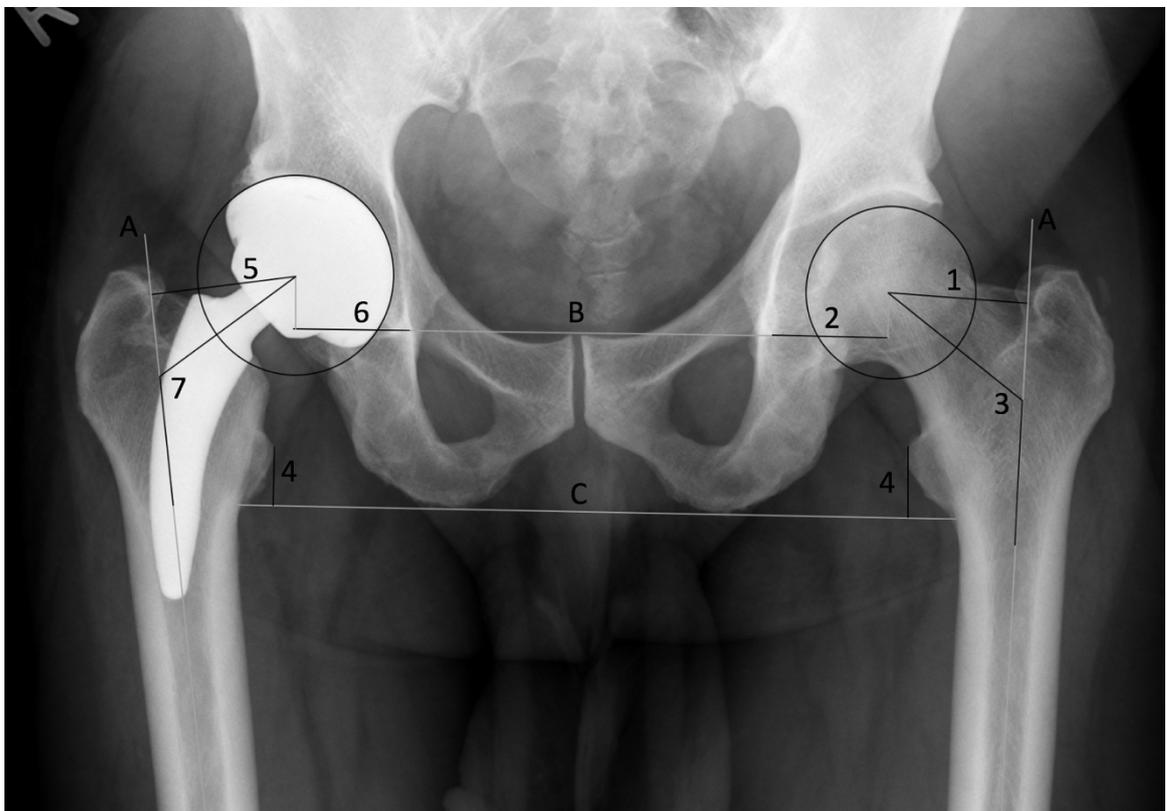


Abb. 11: Radiologische Auswertung der Beckenübersichtsaufnahmen in a.-p. Aufnahmetechnik

A: Schaftachse; B: Verbindungsgerade zwischen den beiden Köhlerschen Tränenfiguren; C: Verbindungsgerade zwischen den beiden Sitzhöckern (Os pubis); 1: präoperatives (präOP) femorales Offset (FO); 2: präOP acetbuläres Offset (AO); 3: präOP CCDW; 4: BLD; 5: postoperatives (postOP) FO; 6: postOP AO; 7: postOP CCDW

Die präOP Messung der Parameter wurde am letzten Röntgenbild vor der Implantation durchgeführt. Die postOP Messung der Parameter erfolgte am ersten und am letzten postOP Röntgenbild.

Für die Aufnahme liegt der Patient auf dem Rücken und rotiert seine Beine um 10 ° bis 15 ° nach innen, um die femorale Antetorsion auszugleichen. Der standardisierte Film-Fokus-Abstand beträgt 120 cm (AGA Diagnostik Hüftgelenk, 2017). Aufnahmen im Stehen führen laut den Autoren des AGA Komitee Hüfte im Allgemeinen zu keiner gravierenden Änderung der Beckenorientierung. Vereinzelt kann es bei Patienten zu interindividuellen Schwankungen zwischen einer im Liegen und einer im Stehen angefertigten Aufnahme kommen (AGA Diagnostik Hüftgelenk, 2017). Dieser Zusammenhang führte zum Ausschluss desjenigen Patienten in Bezug auf den präOP und postOP Vergleich der Parameter.

Becken in Neutralposition zeigen bei Beckenübersichtsaufnahmen symmetrisch abgebildete Foramina obturatoria und das Os coccygis steht zum Symphysenspalt im Lot. Sollte das Becken bei der Aufnahme nach rechts gekippt sein, führt dies zur Abnahme der projizierten Version des rechten Acetabulums, vice versa verhält es sich bei der Linkskippung (Tannast et al., 2005, 2007). Zum Ausschluss führen ungleich projizierte Foramina obturatoria und Abweichung des Os coccygis relativ zur Symphyse.

Die Beckenkippung wird mit Hilfe der Distanz zwischen dem sacrococcygealen Übergang und dem Oberrand der Symphyse bestimmt. Dieser unterliegt deutlichen interindividuellen Schwankungen. Ist das Becken nach vorn rotiert, führt dies zu einer Zunahme dieser Distanz. Das positive sogenannte *Cross-over Sign* am Acetabulum ist ein sichtbares Zeichen der kranialen Retroversion; vice versa verhält es sich mit der Kippung nach hinten. Wichen die präOP und postOP Bilder in Bezug auf die Beckenkippung voneinander ab, führte dies zum Ausschluss.

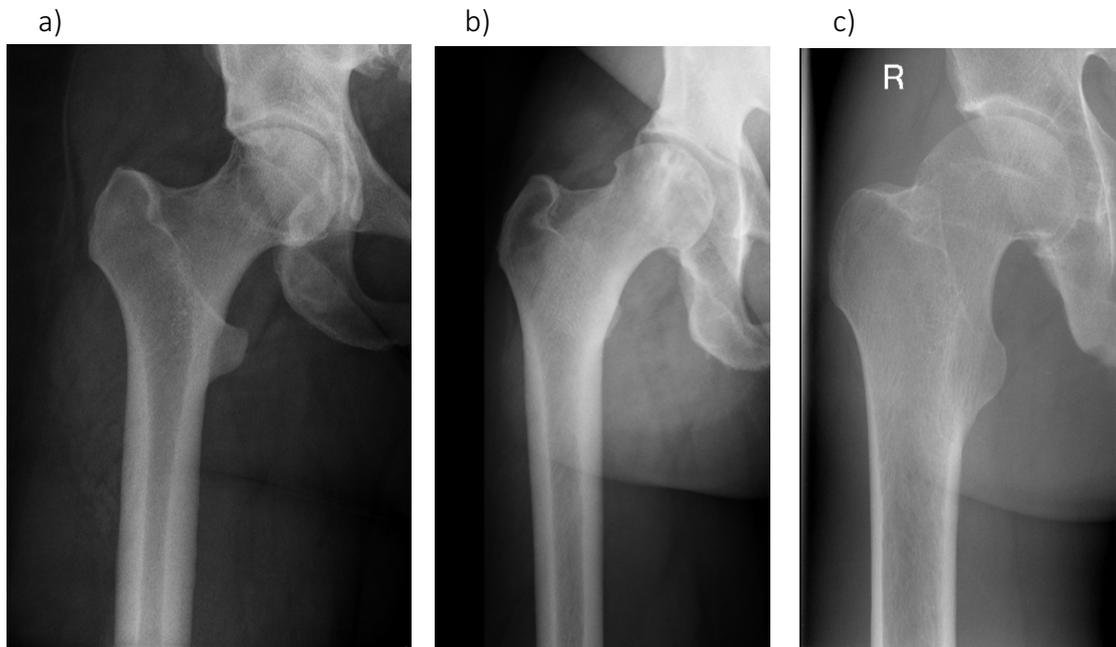
Weitere Ausschlusskriterien waren schlechte Bildqualität, fehlende zum Messen der Parameter nötige anatomische Bezugspunkte sowie unterschiedliche Rotation des Femurs im präOP und postOP Vergleich.

Bei der radiologischen Untersuchung wurden 151 implantologisch versorgte HG bzw. HTEP aufgrund nicht adäquat vergleichbarer präOP und postOP Röntgenbilder ausgeschlossen.

2.5.2 Femurmorphologie nach Dorr

Bei der Klassifizierung der proximalen Femurmorphologie nach Dorr handelt es sich um eine Beurteilung der trabekulären und kortikalen Knochenstrukturverhältnisse mit Hilfe von Röntgenaufnahmen in a.-p.- und lateraler Aufnahmetechnik (Dorr et al., 1993). Es wird der metadiaphysäre Abschnitt beginnend beim kaudalen Ende des Trochanter minor bis 10 cm kaudal entlang des Schaftachse beurteilt (Dorr et al., 1993). Hierbei werden drei Typen unterschieden (Abb. 12).

Abb. 12: Proximale Femurmorphologie nach Dorr in a.-p. Aufnahmetechnik (a) Typ A; b) Typ B; c) Typ C)



Der Dorr Typ A weist sowohl in der lateralen als auch in der a.-p. Ansicht eine dicke Kortikalis auf und es wird ein enger Markkanal in a.-p. Ansicht erzeugt (Abb. 12a). Dieser Typ wird als Champagnerform, *champagne flute* oder *funnel shape* bezeichnet. Der Dorr Typ B weist einen Knochenverlust am medialen und posterioren Kortex auf, was zu einem größeren diaphysären Markkanal in a.-p. Ansicht führt (Abb. 12b). Der Dorr Typ C weist eine sehr dünne mediale bzw. laterale und posteriore Kortikalis mit gleichzeitig unscharfen Rändern der Kortizes auf. Der Durchmesser des Markkanals ist sehr weit; entsprechend seines Erscheinungsbildes im a.-p.-Röntgenbild wird dieser Typ auch als *stove pipe* bezeichnet (Abb. 12c).

2.5.3 Kalibrierung der Röntgenbilder

Für die Kalibrierung der präOP und der postOP Röntgenbilder wurde das Kalibrierungsprogramm im PACS verwendet. Es wurden drei unterschiedliche Methoden angewendet.

In der ersten Methode wurde das Röntgenbild mit Hilfe einer standardisierten röntgenopaken 25 mm Referenzkugel aus Metall kalibriert. Die zweite Methode erfolgte unter Einbezug der implantierten Pfanne und des Kugelkopfes. Dazu wurde der Mittelpunkt durch Ziehen eines Kreises um die Kugel oder Pfanne festgelegt. Es wurde eine Kreishalbierende gezogen, die den Durchmesser des implantierten Kugelkopfes oder der Pfanne darstellt. Der Durchmesser der implantierten Materialien war aus den Patientenakten bekannt; mit Hilfe dieser Information konnte das Bild kalibriert werden. Die dritte Methode umfasst die Kalibrierung des präOP mit Hilfe des kalibrierten postOP Röntgenbildes. Dazu wurden auf dem kalibrierten postOP Bild drei markante Messpunkte hervorgehoben: der höchste Punkt am Trochanter major, der hervorstechendste Punkt am Trochanter minor und das Tuberculum innotinatum. Die auf den postOP Röntgenbildern gemessenen Distanzen zwischen den drei Punkten wurden anschließend für die Kalibrierung der präOP Röntgenbilder genutzt.

2.5.4 Centrum-Collum-Diaphysen Winkel

Der CCDW, oder auch Schenkelhalswinkel, ist die Projektion des Winkels aus Femurachse und Schenkelhalsmitte. Bei einer natürlichen Hüfte wird dieser durch das Femurkopfzentrum (HRZ) und die Femurachse bestimmt (Winkel 3, Abb. 11). Für die Schaftachse wurde auf zwei unterschiedlichen Schafthöhen der Durchmesser des Schafts bestimmt und durch dessen Mittelpunkt schließlich die Gerade gezogen. Der CCDW variiert bei einem natürlichen Hüftgelenk und ändert sich interindividuell im Laufe des Lebens. So haben im Durchschnitt Kindern eine valgische Hüfte bei ca. 140 °; bei Erwachsenen liegt der CCDW durchschnittlich bei 125 ° und bei älteren Menschen ist der CCDW abgeflachter varisch bei 115 °. Bei Erwachsenen spricht man bei einem Winkel unter 120 ° von einer varischen (Coxa vara) und bei einem Winkel über 135 ° von einer valgischen Hüfte (Coxa valga).

Nach Implantation der MiniHip® wird das HRZ durch den Prothesenkopf-Mittelpunkt festgesetzt und ausgehend von diesem der Winkel zur Femurachse bestimmt (Winkel 7, Abb. 11). Bei einer HTEP wird der CCDW meist durch das Implantat vorgegeben und liegt größtenteils

bei 120 ° bis 145 °. Dieser Wert kann sodann individuell mittels Verschieben der Schaftachse an den vorherigen CCDW des Patienten angepasst werden. Bei der MiniHip® Prothese wird der individuelle CCDW durch entsprechende unterschiedliche Resektionshöhen am Schaft und die ausgewählte Implantatgröße wiederhergestellt (Kapitel 1.3.4).

2.5.5 Beinlängendifferenz

Als radiologische BLD wird der messbare Längenunterschied zwischen den Beinen bezeichnet. Beim radiologischen Wert handelt es sich um einen Projektionswert zwischen den Beinen. Der dokumentierte Unterschied muss klinisch nicht messbar sein. Geringe Abweichungen sind nicht behandlungsbedürftig und werden durch den Patienten kompensiert. Erst ab einer Differenz von 6 bis 9 mm sollte therapeutisch eingegriffen werden. Bei Kindern sollte eine mögliche diagnostizierte BLD beobachtet werden, da diese wachstumsbedingt sein kann.

Die Messung der BLD wurde in dieser Studie mit Hilfe des Trochanter minores durchgeführt. Für die Bestimmung der radiologischen BLD wurde der hervorstechendste Punkt am Trochanter minor von rechtem und linkem Femur markiert. Danach wurde der jeweilige Abstand zur projizierten Verbindungslinie der Sitzhöcker (Abb. 11, Linie C) oder die Verbindungslinie der Köhlerschen Tränenfiguren (Abb. 11, Linie B) gemessen. Die Differenz aus den beiden Werten ist die BLD (Abb. 11, Linien 4). Dieser Wert wurde präOP und postOP gemessen; die gemessenen Werte wurden miteinander verglichen.

2.5.6 Offset

2.5.6.1 Gesamt-Offset

Das gesamte Hüft-Offset wird als Summe aus femoralem (FO) und acetabulärem (AO) Offset beschrieben (Dastane et al., 2011; Loughead et al., 2005; Schmidutz et al., 2012; Silva et al., 2004; Tomas Amenabar et al., 2015). Das Gesamt-Offset gilt als Maßstab für die femorale Lateralisation und die damit einhergehende muskuläre Gelenkstabilität (Innmann et al., 2017).

2.5.6.2 Femorales Offset

Für die Bestimmung des präOP FO (Abb.11, Linie 1) wurden das Hüftrotationszentrum (HRZ) des natürlichen HG und die Schaftachse des proximalen Femurs festgelegt. Sodann wurde im 90 °-Winkel zur Schaftachse eine Gerade zum HRZ gezogen und diese vermessen. Dieser Wert zeigt die Spannungsverteilung im Knochen und spiegelt die Kräfte wider, die auf das Hüftgelenk und folglich auf die HTEP einwirken. Er sollte möglichst wieder den physiologischen Bedingungen angepasst werden. Ist die Coxarthrose zu weit fortgeschritten, erfolgt die Rekonstruktion anhand des gesunden kontralateralen HG.

Bei der Bestimmung des postOP FO (Abb. 11, Linie 5) wurde das HRZ mit Hilfe der implantierten Pfanne und des Kugelkopfes festgelegt. Hierbei wurde der Mittelpunkt durch Ziehen eines Kreises festgelegt und eine Kreishalbierende wurde eingezeichnet, die dem Durchmesser des implantierten Kugelkopfes entspricht. War der Kugelkopf im Röntgenbild aufgrund einer möglichen Überlagerung anderer röntgenopaken Materialien nicht genau identifizierbar, wurde die Pfanne für diese Berechnung verwendet. Nun wurde im 90 °- Winkel zur Schaftachse eine Gerade zum HRZ gezogen und diese vermessen.

2.5.6.3 Acetabuläres Offset

Für die Bestimmung des präOP AO (Abb. 11, Linie 2) wurde eine Verbindungslinie zwischen den Köhlerschen Tränenfiguren eingezeichnet. Die Distanz vom HRZ zur Köhlerschen Tränenfigur der gleichen Seite ist das AO.

Für die Messung des postOP AO (Abb. 11, Linie 6) wurde das HRZ als Mittelpunkt der implantierten Pfanne und Kugelkopfes festgelegt. War die Kugelkopfmitte nicht genau identifizierbar, wurde der Außendurchmesser der Pfanne verwendet. Es wurde der Abstand vom projizierten HRZ bis zur Mitte der Köhlerschen Tränenfigur gemessen. Dieser Messwert zeigte das Maß für die Medialisierung von Pfanne und HRZ. Die Medialisierung kann zu einer Verbesserung der Hebelverhältnisse und zu einer Reduktion der präOP erhöhten Kraft am Gelenk beitragen (Jerosch, 2017). Die Medialisierung sollte nicht im Konflikt mit der Wiederherstellung des Gesamt-Offsets stehen und in der Planung mitberücksichtigt werden.

2.6 Komplikationen

2.6.1 Allgemein

Bei der Implantation einer HTEP können sowohl intraoperativ als auch postOP Komplikationen auftreten. Diese können implantatbezogen sein, etwa eine Lockerung und Revision der Implantate, ein Quietschen des künstlichen HG, eine schnappende Hüfte (*internes Snapping*), intraoperative Fissuren und Frakturen oder auch Schaftmigration. Bei den implantatunabhängigen Komplikationen wurden Nervenläsionen und Wundheilungsstörungen dokumentiert.

Das periimplantäre Gewebe wurde im weiteren Verlauf radiologisch auf femorale und acetabuläre Knochen- und Weichgewebsveränderungen untersucht. Dies erfolgte durch die Beurteilung des ersten und des letzten postOP Röntgenbildes. Darüber hinaus wurden Lageveränderungen des Implantats postOP kontrolliert und das Weichgewebe in Bezug auf periartikulärer HO beurteilt.

2.6.2 Heterotrope Ossifikationen nach Brooker

Die Entstehung von postOP periartikulären Ossifikationen ist bei der Implantation einer HTEP eine mögliche Komplikation. Die Inzidenz der Entstehung schwankt in der Studienlage zwischen 8% und 90 % (Bal et al., 2010; Eulert et al., 1997; Newman et al., 2016; Pedersen et al., 1989; Rosendahl et al., 1977; Spinarelli et al., 2011). Diese Angaben zu HO reduzieren sich nach prophylaktischen Maßnahmen wie die Gabe von NSAR oder Bestrahlung (Eulert et al., 1997; Slawson et al., 1989).

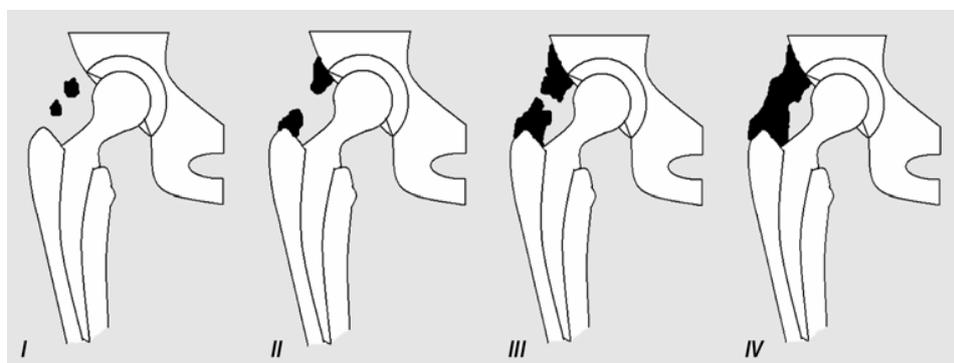


Abb. 13: Heterotrope Ossifikation nach Brooker (Bild aus Gautschi et al., 2008) (I= Klasse 1, II= Klasse 2, III= Klasse 3, IV= Klasse 4)

Eine international anerkannte Klassifikation erfolgte 1973 durch die Autoren Brooker et al. Sie beschreibt eine Einteilung in vier Klassen mittels Röntgenbildern in a.-p. Ansicht (Abb. 13) (Brooker et al., 1973). In Klasse eins sind dabei radiologisch < 1 cm große Knocheninseln innerhalb des Weichgewebes zu sehen (Abb. 13 I). In Klasse zwei sind Knochensporne ausgehend vom proximalen Ende des Femurs und vom Becken zu identifizieren (Abb. 13 II). Diese sind mehr als 1 cm voneinander entfernt. In der dritten Klasse sind diese Sporne weniger als 1 cm voneinander entfernt (Abb. 13 III). In Klasse vier nach Brooker erfolgt die radiologische Knochenankylose des Femurs mit dem Becken. Die Klassen eins und zwei sind für den Patienten meist ohne klinische Relevanz. Ab Klasse drei nach Brooker können erhebliche Schmerzen und Bewegungseinschränkungen die Folge sein (Brooker et al., 1973).

2.6.3 Schaftmigration

Es wurden die vertikale Femurachse und drei horizontale Achsen senkrecht zur Femurachse definiert: der höchste Punkt der lateralen Schaftschulter, der medial hervorstehende Teil des Trochanter minor und die Prothesenspitze (Abb. 14). Die Länge vom höchsten Punkt Trochanter major zur horizontalen Linie der lateralen Schulter im ersten postOP Röntgenbild gibt den Referenzwert an (Abb. 14, Linie A). Die Migration definiert sich aus der Differenz der Länge von Linie A im ersten und im letzten postOP Röntgenbild. Die Kontrolle erfolgte über die Messung der Linie B in Abb. 14 (Distanz von höchstem Punkt der medialen Schulter zum medial hervorstehenden Teil des Trochanter minor) und dessen Differenz aus dem ersten und dem letzten postOP Röntgenbild. Nach den oben genannten Autoren wurde eine Migration von mindestens 2 mm als zuverlässiges Ergebnis angesehen (Bieger et al., 2014; Kutzner et al., 2016). Als klinisch relevante Migration wurde eine Schaftsinterung von mindestens 4 mm festgelegt.

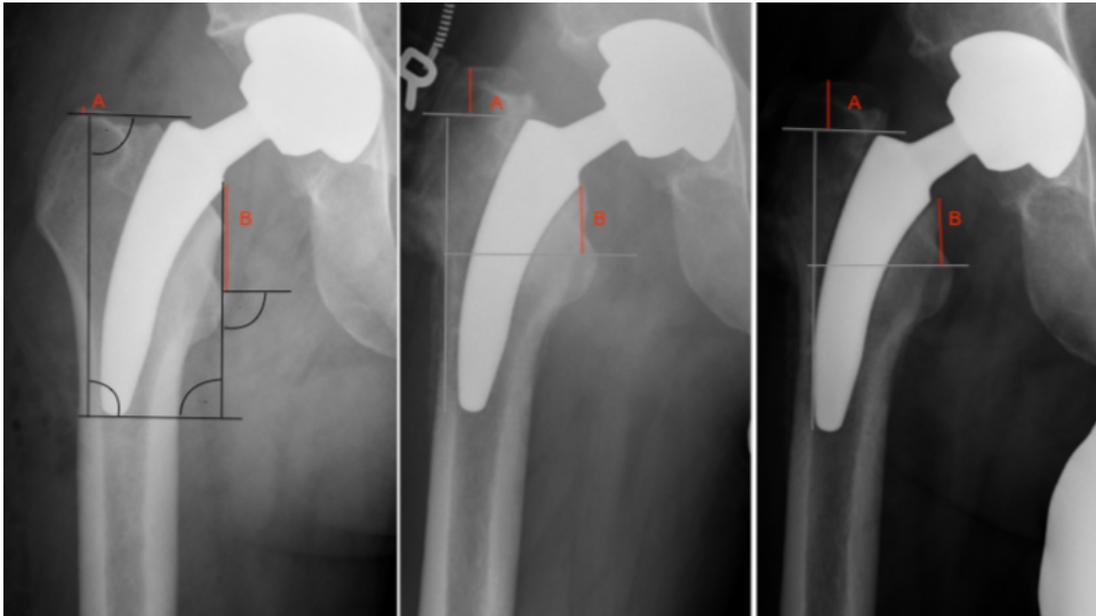


Abb. 14: Fallbeispiel (Patient Nr. 163) für die Messung einer Schaftsinterung:

1. Schritt (schwarze Linien): Definition der vertikalen Femurachse und der drei horizontalen Achsen senkrecht zur Femurachse: der höchste Punkt der lateralen Schaftschulter, der medial hervorstehende Teil des Trochanter minor und die Prothesenspitze.
2. Schritt: Differenz von erstem und letztem Röntgenbild, Errechnen von jeweils Linie A (Distanz höchster Punkt Trochanter major zur horizontalen Linie der lateralen Schulter) und Linie B (Distanz höchster Punkt der medialen Schulter zum medial hervorstehenden Teil des Trochanter minor)

2.6.4 Gruen Zonen

Die zonale Einteilung des periimplantären femoralen Knochens erfolgte nach Gruen et al (Gruen et al., 1979). Die a.-p. Röntgenbilder wurden postOP in sieben Zonen eingeteilt und es wurde bewertet, ob sich das Knochengewebe verändert hat. Der periimplantäre Bereich wurde lateral (Zone 1–3) und medial (Zone 5–7) bis zur Prothesenspitze gedrittelt (Abb. 15). Die Zonen 1–3 sind von proximal nach distal und die Zonen 5–7 vice versa von distal nach proximal nummeriert. Apikal der Implantatspitze wurde Zone 4 definiert (Abb. 15). Diese Einteilung ermöglicht im Weiteren die präzisen Angaben von möglichen strukturellen Veränderungen und deren Lokalisation.

Bei der Untersuchung wurden sowohl Osteolysen als auch Aufhellungszonen (*Radiolucent Lines* (RLL)) und ossifizierende (*Radiodense Lines* (RDL)) Veränderungen beurteilt. Die RLL entstehen am Übergang zwischen Prothese und Knochen. Bei RLL > 2 mm oder solchen, die über mehrere Kontrollen progredient sind, wurde von einem lytischen Prozess

ausgegangen. Ossifizierende Veränderungen des Knochens wurden als unphysiologische erhöhte Belastung im Sinne von RDL dokumentiert.

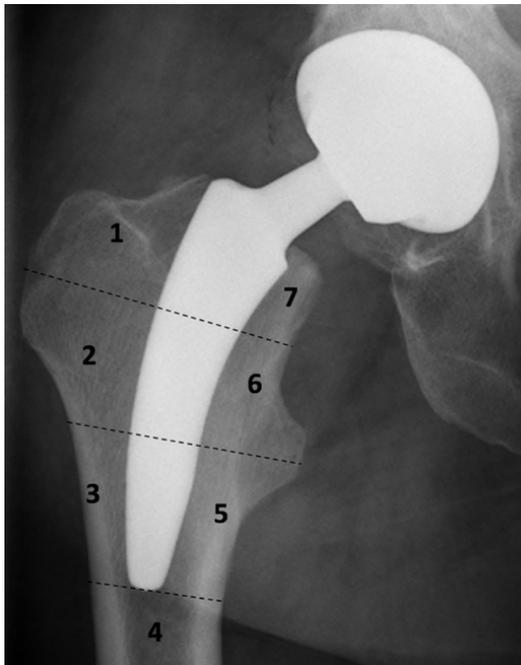


Abb. 15: Gruen Zonen in a.-p. Aufnahmetechnik

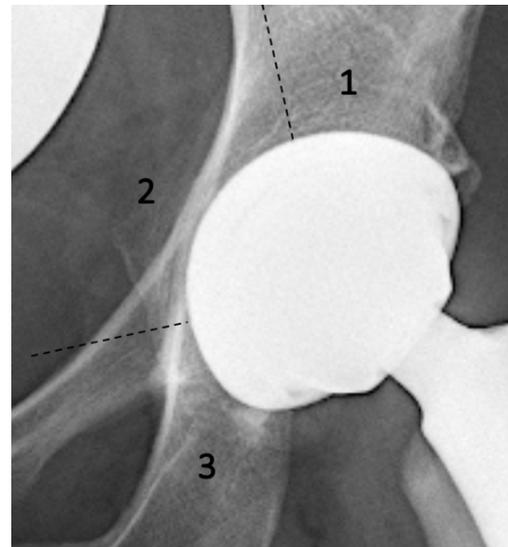


Abb. 16: DeLee-Charnley Zonen in a.-p. Aufnahmetechnik

2.6.5 DeLee-Charnley Zonen

Die zonale Einteilung des periimplantären acetabulären Knochens erfolgte nach DeLee und Charnley (Delee and Charnley, 1976). Dabei wurden a.-p. Röntgenbilder postOP in drei Zonen eingeteilt und es wurde bewertet, ob sich das Knochengewebe verändert hat (Abb.16).

Es wurden Osteolysen und Aufhellungszonen dokumentiert. Ausgehend davon wurde die Stabilität der Pfanne beurteilt. Die Einteilung der Stabilität erfolgte in drei Gruppen: optimal, stabil und instabil (Behringer, 2009).

Für eine optimale Situation wurden keine RLL oder maximal ein stabiler Lysesaum in einer Zone mit konstanter Pfannenverankerung dokumentiert. Die stabile Pfannensituation zeichnet sich durch RLL in zwei bis drei Zonen bei sonst keinen Lageveränderungen seit der letzten Nachuntersuchung aus. Eine instabile Pfanne wurde anhand einer progressiven Lyse oder einer RLL in mindestens zwei Zonen eingeteilt.

3 ERGEBNISSE

3.1 Patientenkollektiv

3.1.1 Implantationen in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf

Die Implantationszahlen der MiniHip® wurden im Untersuchungszeitraum von 2009 bis 2018 dokumentiert. Sie stiegen in dieser Zeit fast kontinuierlich an und blieben dann annähernd auf gleichem Niveau (Abb. 17). Die Dokumentation im Jahr 2018 erfolgte bis Mai und liegt aufgrund dessen niedriger als die Operationszahlen des letzten Jahres.

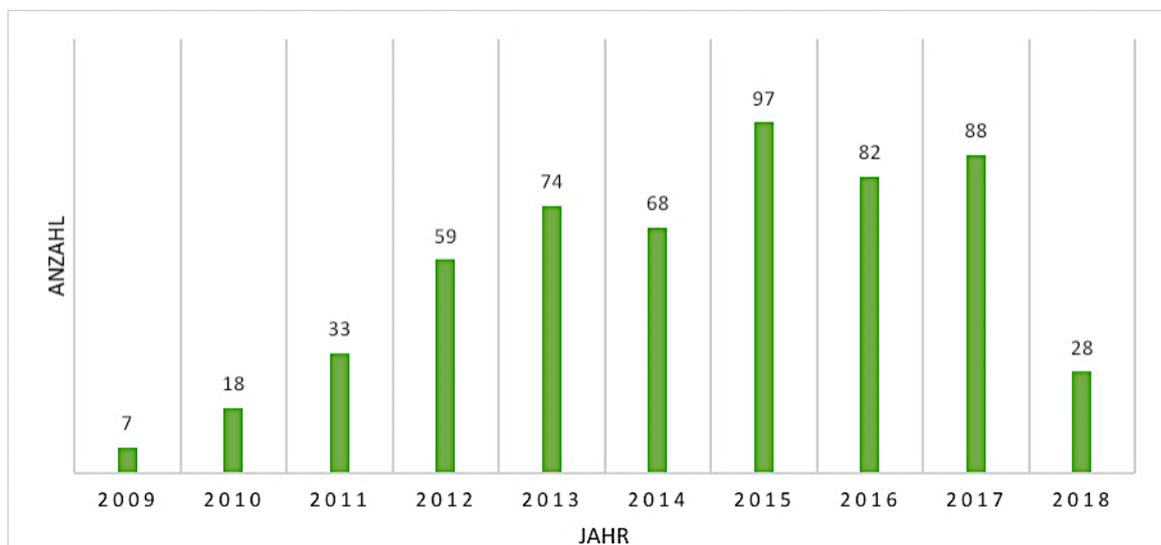


Abb. 17: Anzahl (N) der implantierten MiniHip® Prothesen pro Jahr innerhalb des Untersuchungszeitraums

Die Operationen wurden in der orthopädischen Klinik von hauptsächlich einem (62,1 %) der zehn Operateure durchgeführt. Operateur 3 führte 15,9 %, Operateur 7 führte 9,6 % und Operateur 2 führte 7,2 % der Operationen durch. Die übrigen Implantationen führten die Operateure 1, 4, 6, 8, 9 und 10 durch.

3.1.2 Geschlechterverteilung

Von den 554 untersuchten Hüftgelenkspatienten waren 288 (52 %) weiblich und 266 (48 %) männlich (Abb. 18). Von den 76 (13,7 %) beidseitig versorgten Patienten waren 39 (51 %) Frauen und 35 (49 %) Männer.

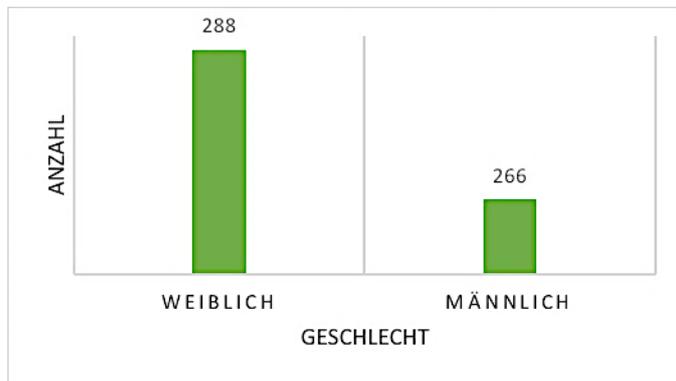


Abb. 18: Geschlechterverteilung: Anzahl (N) der untersuchten Patienten

3.1.3 Altersverteilung

Das Durchschnittsalter der 554 Patienten bei der Operation betrug 54,7 Jahre. Die jüngste behandelte Person war weiblich und 12,9 Jahre alt. Die älteste behandelte Person war mit 86,1 Jahren ebenfalls weiblich (Abb.19). Der Hauptanteil der Patienten (46,6 %) war zwischen 30 und 60 Jahre alt (Abb. 20).

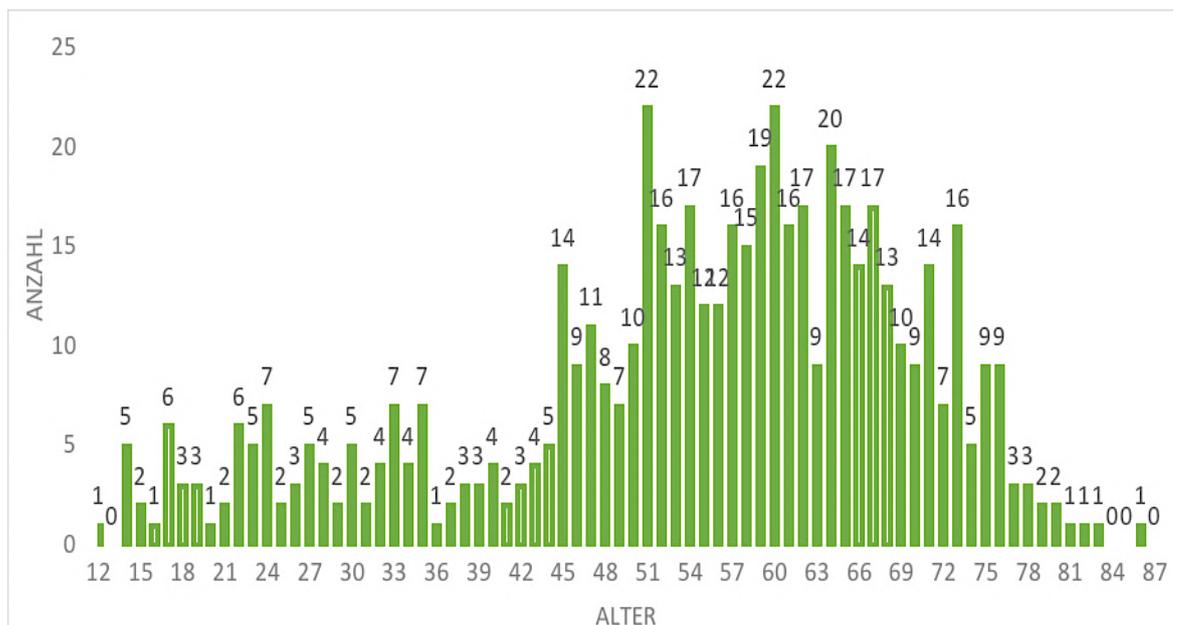


Abb. 19: Altersverteilung der Patienten: Anzahl (N) zum Zeitpunkt der Operation

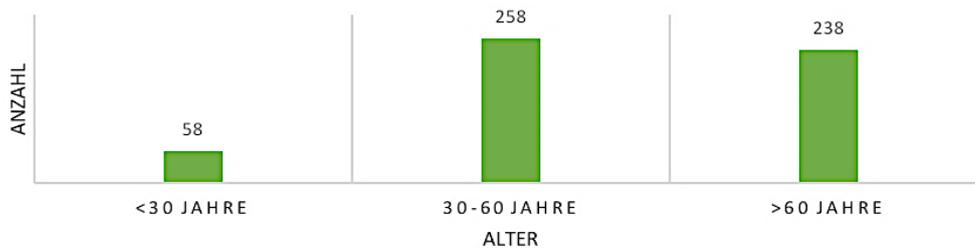


Abb. 20: Altersgruppenverteilung: Anzahl (N) der Patienten zum Zeitpunkt der Operation

3.1.4 Follow up

Das untersuchte Patientenkollektiv hat ein durchschnittliches *follow up* von 1,8 Jahren ($\pm 1,8$ Jahre; Median: 1,0; Min: 0; Max: 9,1); 362 Patienten (63,5 %) haben einen *follow up* von unter zwei Jahren. Dabei wurden 127 (22,9 %) auch nach über zwei Jahren in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf nachuntersucht; 47 (8,5 %) wurden über vier Jahre und 28 (5,1 %) Patienten auch nach über sechs Jahren in der Uniklinik nachkontrolliert. Wie in Abb. 21 zu sehen, wurden die Altersgruppen innerhalb der Nachuntersuchungszeiträume eingeteilt. Unter Berücksichtigung der Gruppengröße lässt sich sagen, dass besonders die Patienten aus der Altersgruppe der 30- bis 60-Jährigen einen längeren *follow up* Zeitraum aufweisen (7,4 %). Dies steht im Gegensatz zu den Patienten, die unter 30 Jahre alt sind – hier wurden nur 5,2 % nach mehr als sechs Jahren in der Uniklinik nachuntersucht. Die über 60-jährigen Patienten sind mit lediglich 2,5 % mehr als sechs Jahre in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf nachkontrolliert worden.

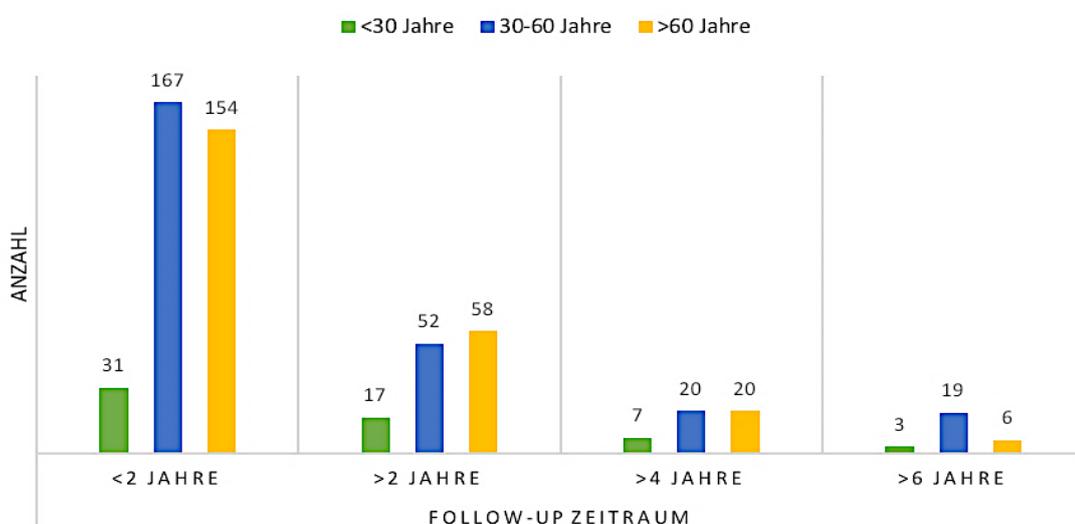


Abb. 21: *Follow up*: Nachuntersuchungszeiträume der untersuchten Patienten

3.1.5 Body Maß Index

Der durchschnittliche BMI der untersuchten Patienten betrug 28,0 (\pm 5,8; Median: 27,4; Min: 9,5; Max: 48,1). Das entspricht, abhängig von Alter und Geschlecht, bei Erwachsenen einem leichten Übergewicht.

Abb. 22 ist zu entnehmen, dass die Gruppe der deutlich adipösen Patienten (BMI > 30) mit 32,7 % den zweitgrößten Anteil der Patienten ausmacht, knapp hinter den leicht Übergewichtigen.

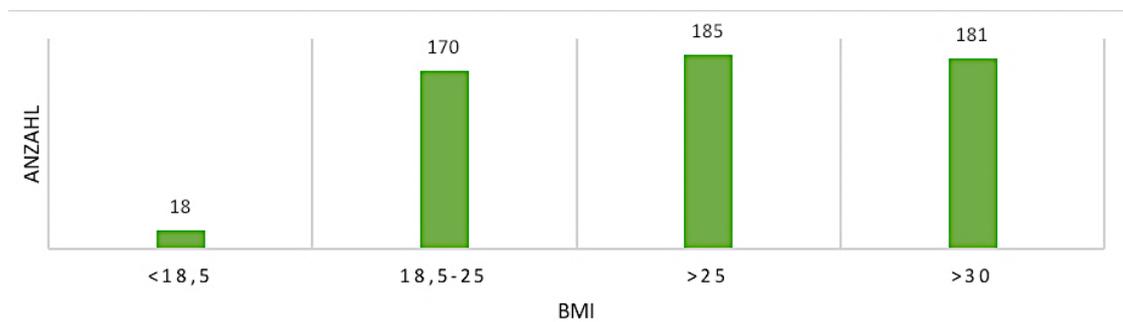


Abb. 22: Body Maß Index (BMI) der Patienten

3.2 Prothesenmaterial

3.2.1 Schaft

Im Mittel wurde bei 554 implantierten Schäften die Größe 4,6 ($\pm 1,8$; Median: 5; Min: 1, Max: 9) verwendet. Die Größen der implantierten Schäfte verteilten sich wie folgt: Größe 1 wurde 19-mal (3,4 %) und Größe 2 insgesamt 43-mal (7,8 %) verwendet. Größe 3 wurde 88-mal (15,9 %) und Größe 4 113-mal (20,4 %) implantiert. Größe 5 wurde mit 126 Implantationen (22,7 %) am häufigsten verwendet. Größe 6 wurde 84-mal (15,2 %) und Größe 7 im Ganzen 44-mal (7,9 %) implantiert. Größe 8 wurde 23-mal (4,2 %) und Größe 9 insgesamt 14-mal (2,5 %) implantiert (Abb. 23).

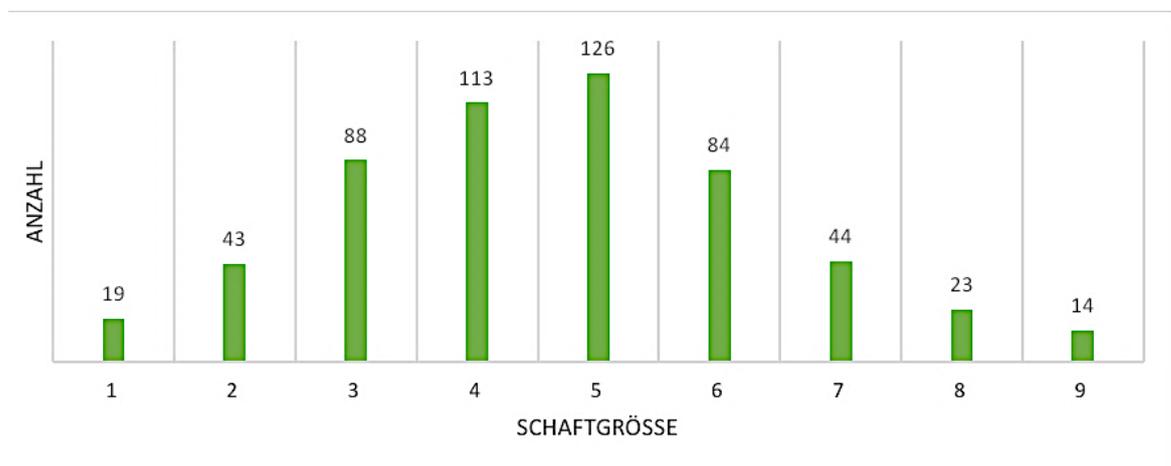


Abb. 23: Größenverteilung: Anzahl (N) der implantierten Schäfte

In Abb. 24 ist das Röntgenbild eines Patienten dargestellt, dem eine MiniHip® der Schaftgröße 8 implantiert wurde. Abb. 26 zeigt das Röntgenbild einer Patientin, die eine Schaftgröße 4 erhalten hat und in Abb. 27 ist das postOP Röntgenbild nach Implantation einer MiniHip® der Schaftgröße 1 zu sehen.



Abb. 24: Fallbeispiel (Patient Nr. 295) für Implantation der Schaftgröße 8

Kenndaten:

Männlich
60 Jahre

Schaft: 8
Kopf: 36 mm, XL
Pfanne: 54 mm
+ Zwei Pfahlschrauben
CCDW_{postOP}: 138,1 °
ΔCCDW: 2,1 °
BLD_{postOP}: 3,9 mm
ΔBLD: 0,6 mm
FO_{postOP}: 34,1 mm
ΔFO: -3,2 mm
AO_{postOP}: 33,2 mm
ΔAO: 1,9 mm
GO_{postOP}: 67,3 mm
ΔGO: -1,3 mm



Abb. 25: Fallbeispiel (Patient Nr. 3) für Implantation der Schaftgröße 4

Kenndaten:

Männlich
62 Jahre

Schaft: 4
Kopf: 36 mm, L
Pfanne: 56 mm
CCDW_{postOP}: 123,9 °
ΔCCDW: 4,3 °
BLD_{postOP}: 5 mm
ΔBLD: 1,4 mm
FO_{postOP}: 52,5 mm
ΔFO: 10,9 mm
AO_{postOP}: 27,7 mm
ΔAO: -6,6 mm
GO_{postOP}: 80,2 mm
ΔGO: 4,3 mm



Abb. 26: Fallbeispiel (Patient Nr. 387) für Implantation der Schaftgröße 1

Kenndaten:

Weiblich
30 Jahre

Schaft: 1
Kopf: 28 mm, S
Pfanne: 46 mm
+ eine Pfahlschraube
CCDW_{postOP}: 116,1 °
ΔCCDW: -11,1 °
BLD_{postOP}: 0 mm
ΔBLD: 51,9 mm
FO_{postOP}: 43,8 mm
ΔFO: 17,7 mm
AO_{postOP}: 23,1 mm
ΔAO: -18,7 mm
GO_{postOP}: 66,9 mm
ΔGO: -1 mm

Die verwendeten Größen zeigen in Bezug zur Femurmorphologie annähernd die gleiche Verteilung (Tabelle 9). Patienten mit der Femurmorphologie nach Dorr Klasse A wird durchschnittlich die Schaftgröße 4 (± 1 Größe) implantiert. Patienten mit der Femurmorphologie nach Dorr Klasse B wird am häufigsten Schaftgröße 5 (± 1 Größe) implantiert. Bei Patienten mit Femurmorphologie nach Dorr Klasse C wird ebenfalls Größe 5 am häufigsten verwendet. Die Verteilungskurve bei Klasse C ist flacher und die implantierten Größen sind breiter gestreut als bei Klasse B (Abb. 27).

Tabelle 9: Größenverteilung entsprechend der proximalen Femurmorphologie nach Dorr

Schaftgröße	Femurmorphologie nach Dorr		
	Klasse A	Klasse B	Klasse C
1	3	4	2
2	7	16	3
3	14	34	8
4	23	61	6
5	13	73	12
6	8	46	10
7	1	28	8
8	1	15	3
9	1	9	3

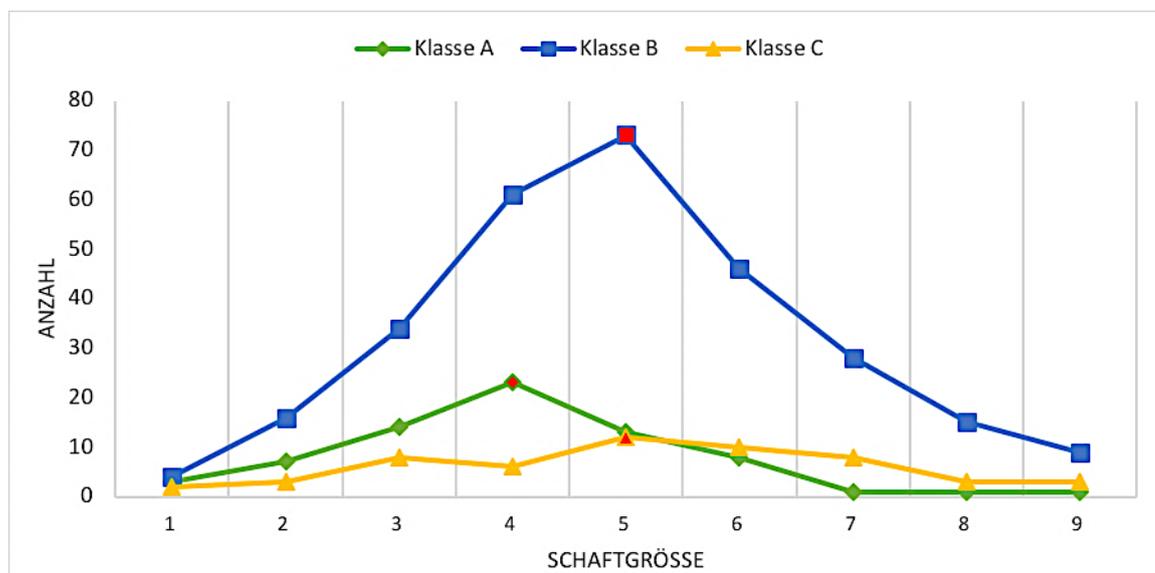


Abb. 27: Größenverteilung entsprechend der proximalen Femurmorphologie nach Dorr

3.2.2 Pfanne

Bei der Implantation der MiniHip® wurde zu 97,5 % die Kombination mit der Trinity™-Pressfit-Pfanne (Fa. Corin) gewählt. Achtmal (1,4 %) wurde die Cerafit-Pfanne (Fa. Ceraver Osteal) und je 2-mal (0,4 %) die ALPHA-Lock-Pfanne (Fa. Corin) sowie die MRS-Titan-Revisions-Stützpfanne (Fa. Brehm) und je einmal die Pinnacle™ Pressfit (Fa. DePuy) und die PlusFit-Pfanne (Fa. Alloplus) implantiert.

Im Mittel wurde bei 554 implantierten Pfannen die Größe 52,3 ($\pm 2,8$; Median: 52; Min: 40; Max: 62) verwendet. Bei den implantierten Pfannen zeigte sich folgendes Größenverteilungsmuster: Einmal (0,2 %) wurde die 40 mm-, 5-mal (0,9 %) die 44 mm-, 4-mal (0,7 %) die 46 mm-, 36-mal (6,5 %) die 48 mm- und 136-mal (24,5 %) die 50 mm-Pfanne implantiert. Am häufigsten wurde mit 168 Implantationen (30,2 %) die 52 mm-Pfanne implantiert. Die 54 mm-Pfanne wurde 117-mal (21,1 %), 59-mal (10,6 %) die 56 mm- und 23-mal (4,2 %) die 58 mm-Pfanne verwendet. Dreimal (0,5 %) wurde die 60 mm- und 2-mal (0,4 %) die 62 mm-Pfanne implantiert (Abb. 28). Insgesamt 26 Patienten (4,7 %) erhielten additive Pfahlschrauben zur Verankerung der Pfanne.

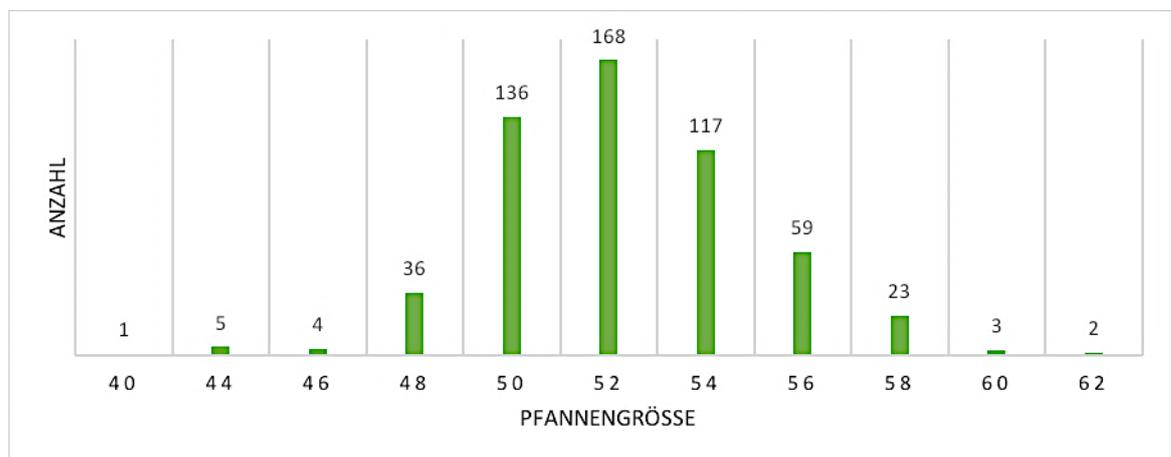


Abb. 28: Größenverteilung: Anzahl (N) der implantierten Pfannen (Pfannengröße in mm)

3.2.3 Kopf

Im Mittel wurde bei 554 implantierten Köpfen die Größe M mit dem Durchmesser 35,5 ($\pm 2,3$; Median: 36; Min. 28; Max: 44) verwendet. Bei den verwendeten Kopfdurchmessern zeigte sich folgendes Größen-Verteilungsmuster: 11-mal (2,0 %) wurde der 28 mm- und 61-mal (11,0 %) der 32 mm-Kopf implantiert. Am häufigsten wurde mit 465 Implantationen (84,0 %) der 36 mm-Kopf verwendet. Der 40 mm-Kopf wurde 15-mal (2,7 %) und 2-mal (0,4 %) wurde der 44 mm-Kopf implantiert (Abb. 29). Am häufigsten wurde die Kopfgröße M mit 244 Implantationen (44,0 %) verwendet. Größe L wurde 151-mal (27,3 %), Größe S 118-mal (21,3 %) und Größe XL lediglich 41-mal (7,4 %) implantiert (Abb. 29).

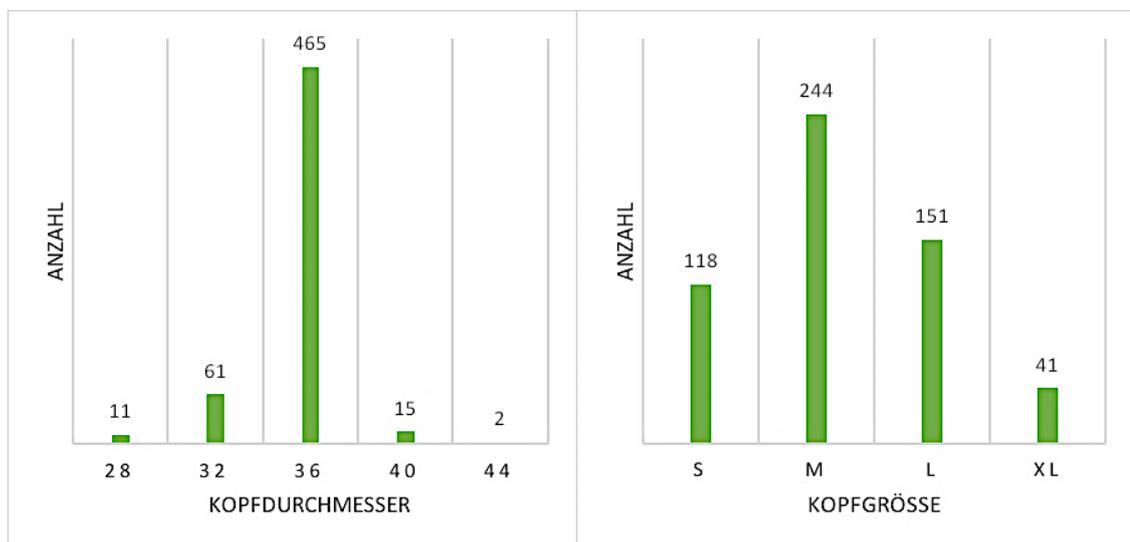


Abb. 29: Größenverteilung der implantierten Köpfe (Durchmesserangaben in mm)

3.2.4 Inlay

Bei 512 Patienten (92,4 %) wurde ein Keramik-Inlay verwendet. Es erfolgte eine Keramik-Keramik-Gleitpaarung. Wenn kein Keramik-Inlay implantiert wurde, kam ein Inlay aus Polyethylen zum Einsatz (Tabelle 10). Insgesamt 26 Patienten erhielten ein Inlay aus UHMWPE, 14 Patienten erhielten das ECiMa™-Inlay (Fa. Corin) und ein Patient erhielt ein HXLPE-Inlay. Bei einem Patienten erfolgte zum verwendeten Inlay keine Angabe.

Tabelle 10: Verwendete Inlays aus Polyethylen (PE)

PE-Inlay	N (Prozent)
UHMWPE	26 (4,7 %)
ECiMa™	14 (2,5 %)
HXLPE	1 (0,2 %)

3.3 Klinische Ergebnisse

3.3.1 Indikation

Die Indikation zur Implantation einer HTEP im Sinne der Kurzschaffprothese MiniHip® wurde bei zahlreichen klinischen Krankheitsbildern gestellt. Die Hauptindikationsstellung für die Implantation war mit 76,5 % die Coxarthrose (Abb. 30). Innerhalb der Gruppe wurde dabei zwischen der primären Coxarthrose (57,6 %), der sekundären Coxarthrose bei Hüft-dysplasie (11,9 %), der ankylosierten Coxarthrose (2,6 %), der Protrusionscoxarthrose (3,1 %) und der posttraumatischen Coxarthrose (1,5 %) unterschieden. Die Diagnose einer HKN wurde 128-mal (23,1 %) gestellt (Abb. 30). Dabei handelte es sich um eine operativ behandlungsbedürftige HKN von mind. ARCO Klasse III mit Gelenkeinbruch oder eine sekundäre Coxarthrose bei HKN (6,3 %). Bei 2 (0,4 %) Patienten lag eine Femurfraktur vor, aufgrund der ein Hüftgelenkersatz erfolgte (Abb. 30). Nebendiagnosen, die für die weitere Untersuchung relevant sind, werden in Tabelle 11 genannt. Am häufigsten wurden Patienten mit ASA Klasse > 2 und bereits operierten HG dokumentiert.

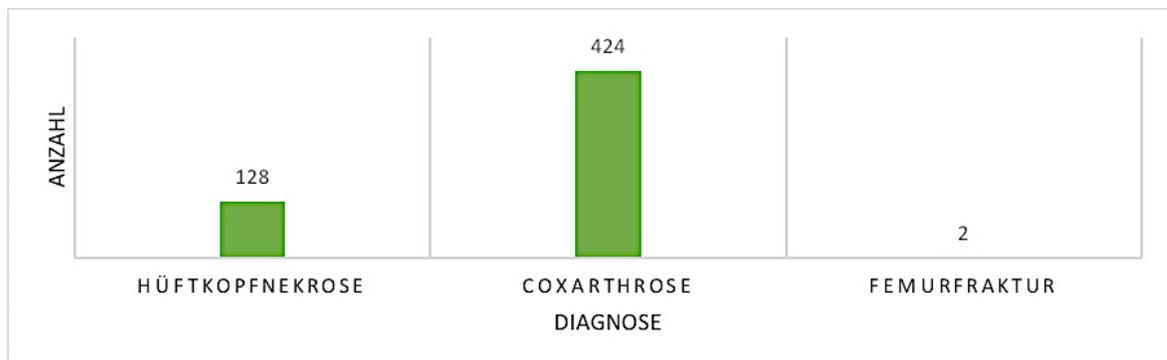


Abb. 30: Anzahl (N) der Hauptdiagnosen zur Implantation einer MiniHip® bei den untersuchten Patienten

Tabelle 11: Anzahl (N) der Nebendiagnosen bei den untersuchten Patienten

Nebendiagnose	N (Prozent)
Sichelzellanämie	11 (2,0 %)
diverse Gelenkerkrankungen	17 (3,1 %)
ECF	8 (1,4 %)
voroperierte Hüften	47 (8,5 %)
Trisomie 21	2 (0,4 %)
Patienten mit Allgemeinerkrankungen (ASA Klasse > 2)	130 (23,5 %)
Morbus Perthes	10 (1,8 %)
Tumorerkrankungen	26 (4,7 %)
Leukämie	16 (2,9 %)

3.3.2 Operationsdaten

Die MiniHip® Kurzschaftprothese wurde 287-mal im rechten und 267-mal im linken HG implantiert. Die OP-Zeit betrug durchschnittlich 95,7 min (\pm 31,6 min; Min: 28 min; Max: 364 min). Bei 29 Patienten wurde das Optimized Positioning System (OPS) genutzt. Die Operationszeit unter Verwendung von OPS betrug durchschnittlich 95,3 min (\pm 23,9 min; Min: 57 min; Max: 148 min) und bedingt somit keine signifikante Abweichung zur OP-Zeit ohne OPS. Die OP-Zeit wurde darüber hinaus hinsichtlich der Altersgruppen untersucht und zeigte signifikante Unterschiede (Kapitel 3.6.1).

Insgesamt wurde ausschließlich der anterolaterale (AL) operative Zugang zum Hüftgelenk gewählt. Zugang AL nach Bauer (415-mal), AL nach Watson-Jones (2-mal) und minimalinvasiv (ALMI; 116-mal). Bei 21 Patienten wurde der Zugang nicht dokumentiert.

3.3.3 Merle-d'Aubigné Score

Der MdAS konnte retrospektiv bei 530 Patienten präOP und bei 388 Patienten postOP erhoben werden. Der durchschnittliche präOP Score betrug 11,5 Punkte (\pm 2,4; Median: 12; Min: 2; Max: 16) und stieg postOP durchschnittlich auf 17,0 Punkte (\pm 1,7; Median: 18; Min: 7; Max: 18) an. Der durchschnittliche MdAS verbesserte sich demnach signifikant um 5,5 Punkte postOP (\pm 2,6; Median: 5; Min: -6; Max: 13). Die postOP Werte von 388 Patienten konnten ausgewertet werden. In der modifizierten Auswertung sah die Punkteverteilung wie folgt aus: 221-mal wurde ein MdAS von 18 Punkten notiert (39,9 %), 138-mal ergab die Auswertung 15–17 Punkte (24,9 %), 15-mal wurde ein MdAS von 13–14 Punkten (2,7 %) und 14-mal ein MdAS von unter 13 Punkten notiert (2,5 %) (Tabelle 12). Bei 166 Patienten konnten aufgrund von fehlenden Angaben keine postOP Punkte berechnet werden.

Tabelle 12: Merle-d'Aubigné Score (MdAS) – postoperativ (postOP) erreichte Punktzahl

Punktzahl	Bewertung	N (Prozent)
18	exzellent	221 (39,9 %)
15–17	gut	138 (24,9 %)
13–14	fair	15 (2,7 %)
< 13	schlecht	14 (2,5 %)
	Keine Angabe	166 (30,0 %)

Tabelle 13: Differenz zwischen prä- und postoperativ erreichten Merle-d’Aubigné Scores (MdAS)

Punktzahl	Bewertung	N (Prozent)
> 12	sehr große Verbesserung	9 (1,6 %)
7–11	große Verbesserung	101 (18,2 %)
3–7	faire Verbesserung	234 (42,2 %)
< 3	Fehlschlag	29 (5,2 %)
	Keine Angabe	166 (30,0 %)

In der regulären Auswertung sah die Punkteverteilung wie folgt aus: 9-mal wurde in den präOP und postOP MdAS eine Differenz von > 12 Punkten notiert (1,6 %), 101-mal eine Verbesserung von über 7–11 Punkten (18,2 %), 234-mal von über 3–7 Punkten (42,2 %) und 29-mal von unter 3 Punkten (5,2 %) notiert (Tabelle 13). Bei 166 Patienten konnten keine postOP Punkte berechnet und somit keine Differenz erstellt werden.

Tabelle 14: Schlechte postoperative (postOP) Ergebnisse anhand des Merle-d’Aubigné Scores (MdAS)

Ergebnis	N (Prozent)
MdAS Punkte _{postOP} < 13	14 (2,5 %)
MdAS Punkte _{Δprä-postOP} < 3	29 (5,2 %)

Fehlschläge oder Patienten mit schlechten Operationsergebnissen wurden insgesamt 43-mal dokumentiert (Tabelle 14). Patienten mit einem MdAS von postOP weniger als 13 Punkte wurden je keinmal bei den Schaftgrößen 2 und 8, je einmal bei den Schaftgrößen 1, 7 und 9, je 2-mal bei den Schaftgrößen 3 und 5, 3-mal bei Schaftgröße 6- und 4-mal bei Schaftgröße 4 notiert. Ein MdAS mit einer Differenz von kleiner gleich 3 Punkten in den präOP und postOP Punkten wurde keinmal bei Schaftgröße 8, je einmal bei den Schaftgrößen 1 und 9, je 2-mal bei den Schaftgrößen 2 und 3, 5-mal bei Schaftgröße 6 und je 6-mal bei den Schaftgrößen 4, 5 und 7 berechnet.

3.4 Radiologische Ergebnisse

3.4.1 Femurmorphologie nach Dorr

Die Untersuchung der Morphologie des proximalen Femurs (Klassifikation nach Dorr) ergab bei 554 Patienten folgende Verteilung: 82 Patienten (14,8 %) wiesen eine Femurmorphologie nach Dorr der Klasse A auf und 386 (69,7 %) waren der Klasse B zugehörig. Zur Klasse C nach Dorr konnten 86 (15,5 %) der Patienten gezählt werden.

3.4.2 Centrum-Collum-Diaphysen Winkel

Die Untersuchung von 403 auswertbaren Röntgenbildern ergab, dass der präOP CCDW von $131,1^\circ$ ($\pm 7,4^\circ$; Median: 130, Min: $109,0^\circ$; Max: $163,3^\circ$) postOP insgesamt signifikant auf $127,6^\circ$ ($\pm 6,9^\circ$; Median: 127, Min: $110,0^\circ$; Max: $160,0^\circ$) reduziert wurde (Abb. 31). Die durchschnittliche Veränderung des CCDW betrug $-3,4^\circ$ ($\pm 6,0^\circ$; Median: $-3,7^\circ$; Min: $-26,7^\circ$; Max: $17,9^\circ$).

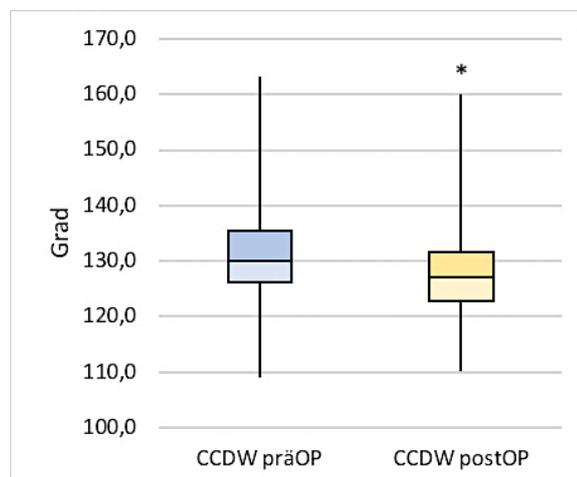


Abb. 31: Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) prä (präOP) und postoperativ (postOP) im Vergleich

Bei 77 Patienten war die Ausgangssituation präOP eine varische Hüfte (CCDW: $< 125^\circ$). Diese Situation konnte postOP mit $+0,2^\circ$ ($\pm 5,1^\circ$) wiederhergestellt werden. Bei 121 Patienten war die Ausgangssituation präOP eine normale Hüfte (CCDW: $125^\circ - 130^\circ$). Bei dieser Situation zeigen die Ergebnisse postOP eine signifikante Reduktion von $-1,9^\circ$ ($\pm 5,2^\circ$). Am stärksten ist die Veränderung bei der präOP valgischen Hüfte ausgeprägt. Bei 205 Patienten liegt der CCDW präOP bei $> 130^\circ$. Dieser Winkel reduziert sich postOP signifikant um $-5,7^\circ$ ($\pm 5,8^\circ$).

Tabelle 15: Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) Gruppierungen in varische, normale und valgische Hüften im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich

	N _{präOP} (Prozent)	N _{postOP} (Prozent)
Varische Hüfte (CCDW: < 125 °)	77 (13,9 %)	144 (26,0 %)
Normale Hüfte (CCDW: 125 °–130 °)	121 (21,8 %)	131 (23,6 %)
Valgische Hüfte (CCDW: > 130 °)	205 (37,0 %)	128 (31,8 %)

Aus der präOP Gruppierung von 77 Patienten mit varischen, 121 Patienten mit normalen und 205 Patienten mit valgischen CCDW wurden postOP zu 144 Patienten mit varischen CCDW, 131 Patienten mit normalen CCDW und 128 Patienten mit valgischen CCDW (Tabelle 15).

In Abb. 33 ist die präOP Streuung der CCDW zu sehen, die sich postOP verdichtet und einem kleineren Durchschnitts-CCDW anpasst.

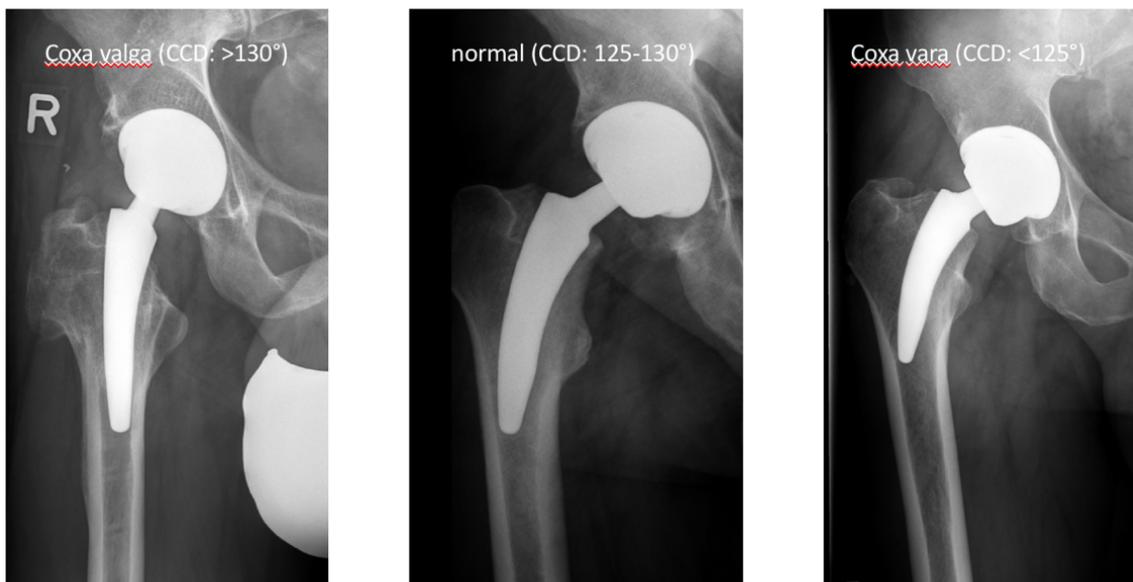


Abb. 32: Postoperativer (postOP) Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) der implantierten MiniHip® Kurzschaftprothesen

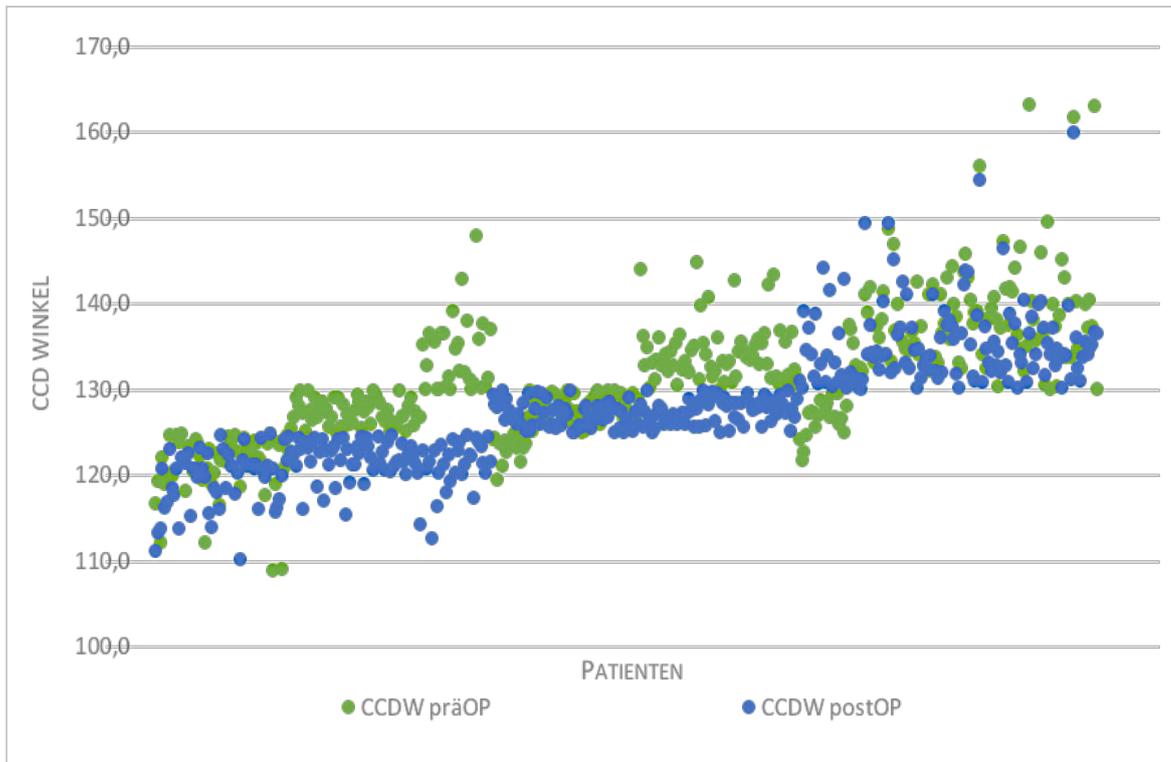


Abb. 33: Verteilung der Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich

3.4.3 Beinlängendifferenz

Die Untersuchung der 403 auswertbaren Röntgenbilder ergab, dass die präOP BLD von 5,2 mm (\pm 5,7 mm; Median: 4,1 mm; Min: 0,0 mm; Max: 51,9 mm) postOP mit 5,1 mm (\pm 5,4 mm; Median: 4,2 mm; Min: 0 mm; Max: 37,9 mm) wiederhergestellt werden konnte (Abb. 34).

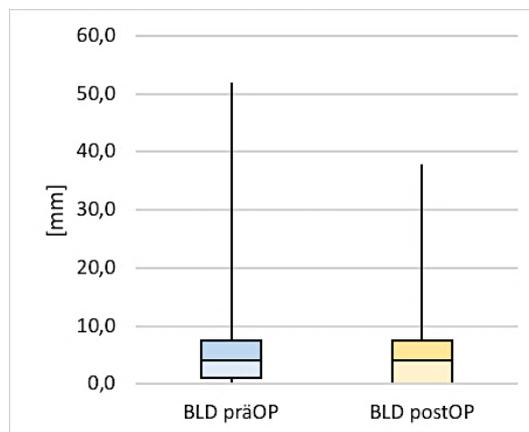


Abb. 34: Beinlängendifferenz (BLD) prä- (präOP) und postoperativ (postOP) im Vergleich

Die durchschnittliche Veränderung der BLD betrug $-0,2$ mm ($\pm 6,4$ mm; Median: $0,0$ mm; Min: $-51,9$ mm; Max: $21,5$ mm).

In Abb. 35 ist eine Veränderung der Beinlänge zugunsten des rechten Beines zu sehen. Mit einer vorherigen Beinlängendifferenz von $24,1$ mm wird diese Differenz auf $5,2$ mm verkürzt.



Kenndaten:

Männlich
51 Jahre

BLD_{präOP}: $24,1$ mm



BLD_{postOP}: $5,2$ mm

Abb. 35: Fallbeispiel (Patient Nr. 57) für postoperative (postOP) Veränderung der Beinlängendifferenz (BLD)

3.4.4 Offset

3.4.4.1 Gesamt Offset

Die Untersuchung der 403 auswertbaren Röntgenbilder ergab, dass das präOP GO von 67,8 mm ($\pm 9,8$ mm; Median: 67,9 mm; Min: 40 mm; Max: 95,2 mm) postOP signifikant auf 71,4 mm ($\pm 9,7$ mm; Median: 71,4 mm; Min: 42,1 mm; Max: 101,4 mm) erhöht wurde (Abb. 36).

Die durchschnittliche Veränderung des GO beträgt 3,6 mm ($\pm 8,2$ mm; Median: 4,0 mm; Min: - 22,9 mm; Max: 41,0 mm).

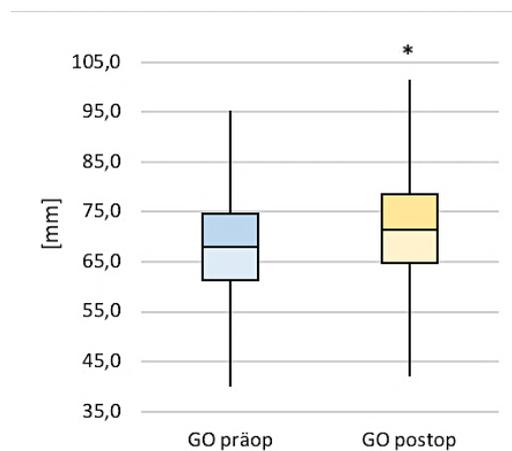


Abb. 36: Gesamt Offsets (GO) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich

3.4.4.2 Femorales Offset

Die Untersuchung der 403 auswertbaren Röntgenbilder ergab, dass das präOP FO von 35,4 mm ($\pm 8,0$ mm; Median: 35,5 mm; Min: 1 mm; Max: 64,7 mm) postOP signifikant auf 43,4 mm ($\pm 9,0$ mm; Median: 43,7 mm; Min: 11,8 mm; Max: 71,8 mm) erhöht wurde (Abb. 37).

Die durchschnittliche Veränderung des FO betrug 7,9 mm ($\pm 7,6$ mm; Median: 7,9 mm; Min: -18,6 mm; Max: 45,8 mm).

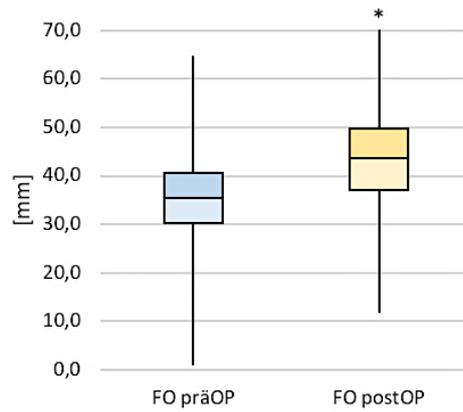


Abb. 37: Femorales Offset (FO) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich

3.4.4.3 Acetabuläres Offset

Die Untersuchung der 403 auswertbaren Röntgenbilder ergab, dass das präOP AO von 32,4 mm ($\pm 5,0$ mm; Median: 32,2 mm; Min: 2,2 mm; Max: 45,3 mm) postOP signifikant auf 28,1 mm ($\pm 4,7$ mm; Median: 27,8 mm; Min: 16,0 mm; Max: 55,3 mm) gesenkt wurde (Abb. 38).

Die durchschnittliche Veränderung des AO beträgt - 4,3 mm ($\pm 3,6$ mm; Median: -4,3 mm; Min: - 24,9 mm; Max: 41 mm).

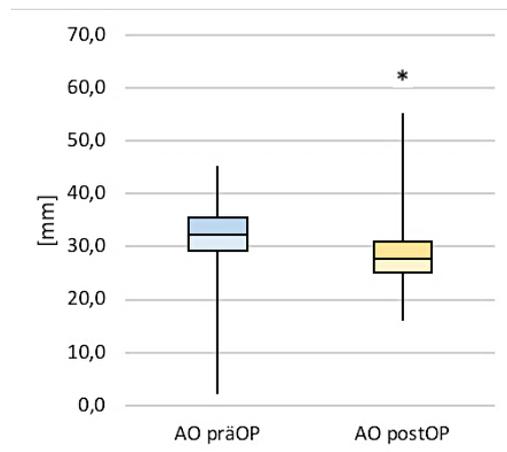


Abb. 38: Acetabuläres Offset (AO) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich

3.5 Komplikationen

3.5.1 Allgemeine Komplikationen

Bei der Implantation einer HTEP können sowohl intraoperativ als auch postOP Komplikationen auftreten. Die bei der vorliegenden Studie aufgetretenen Komplikationen sind in Tabelle 16 dokumentiert.

Tabelle 16: Anzahl (N) der intraoperativen und postoperativen (postOP) Komplikationen

Komplikation	N (Prozent)
Nervenläsion	1 (0,2 %)
Schenkelhalsfissur intraoperativ am Adamschen Bogen	15 (2,7 %)
Acetabulumfissur intraoperativ	2 (0,4 %)
Fissur am Trochanter major	3 (0,5 %)
Schaftperforation	3 (0,5 %)
sekundäre Verkippung der Pfanne	1 (0,2 %)
<i>intern snapping</i>	5 (0,9 %)
Wundheilungsstörungen	11 (2,0 %)

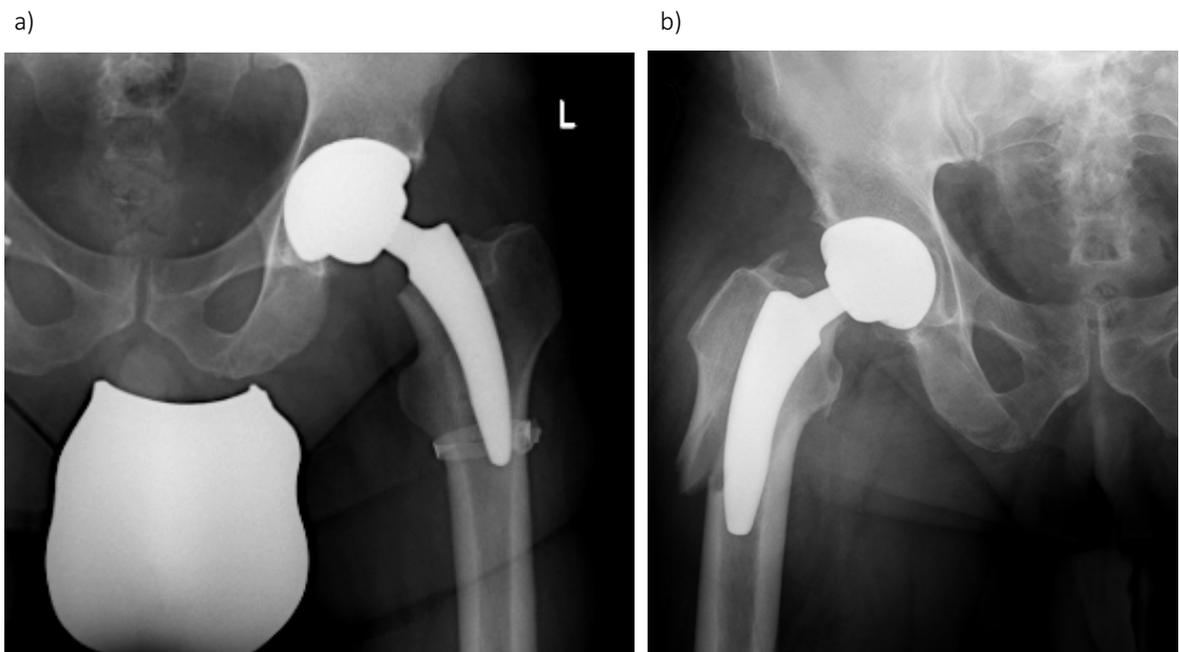


Abb. 39: Fallbeispiele für a) intraoperative Fissur und direkte Fixierung durch eine Titan Cerclage (Patient Nr. 538) und b) Fraktur Vancouver Typ 3 (Patient Nr. 465)

Bei insgesamt 25 Patienten traten intraoperativ Komplikationen wie Fissuren, Schaftperforation des proximalen Femurs und eine Nervenläsion auf. PostOP wurde bei fünf Patienten *internes Snapping* festgestellt, also eine schnappende Hüfte; bei einer Patientin erfolgte eine sekundäre Verkippung der Pfanne. Diese ist nachfolgend in der neuen Position stabil osteointegriert. Bei elf Patienten traten postOP Wundheilungsstörungen auf (Tabelle 16). In Abb. 39 a) wird ein Patientenbeispiel für eine intraoperative Fissur dargestellt, das mit einer Titan-Cerclage versorgt und fixiert wurde. Abb. 39 b) zeigt eine postOP Fraktur des Vancouver-Typs 3 des proximalen Femurs, die in der Kontrollaufnahme identifiziert wurde.

Bei insgesamt 22 Patienten gab es einen Wechsel oder einen Austausch von Teilen der implantierten MiniHip®. Dabei erfolgte 9-mal (1,6 %) eine Schaft-Revision und je 7-mal (1,3 %) wurde die acetabuläre Komponente, der Kopf und das Inlay gewechselt (Abb. 17). Die Wechsel der acetabulären Komponenten wurden häufig in Kombinationen vorgenommen.

Tabelle 17: Anzahl(N) der Revision von den Prothesen-Komponenten

Prothesenteil	N (Prozent)
Revision Schaft	9 (1,6 %)
Revision Pfanne	7 (1,3 %)
Revision Kopf	7 (1,3 %)
Revision Inlay	7 (1,3 %)
Davon durchgeführte Kombinationen	
Ausschließlich Revision Schaft	6 (1,1 %)
Ausschließlich Revision Pfanne	6 (1,1 %)
Ausschließlich Revision Kopf	1 (0,2 %)
Ausschließlich Revision Inlay	1 (0,2 %)
Revision Kopf und Inlay	1 (0,2 %)
Revision Kopf, Schaft und Inlay	4 (0,7 %)
Revision Kopf, Pfanne und Inlay	2 (0,4 %)
Revision Pfanne intraoperativ	1 (0,2 %)

Abb. 40 zeigt die Kaplan-Meier-Überlebenszeit-Analyse der 554 implantierten MiniHip® Kurzschaftprothesen. Die Prothesenrevision diente – unabhängig von der Ursache oder der letzten Untersuchung – als Ende der Überlebenszeit in der Berechnung. Die Überlebenswahrscheinlichkeit beträgt in dieser Studie nach 95 Monaten 96,6 %.

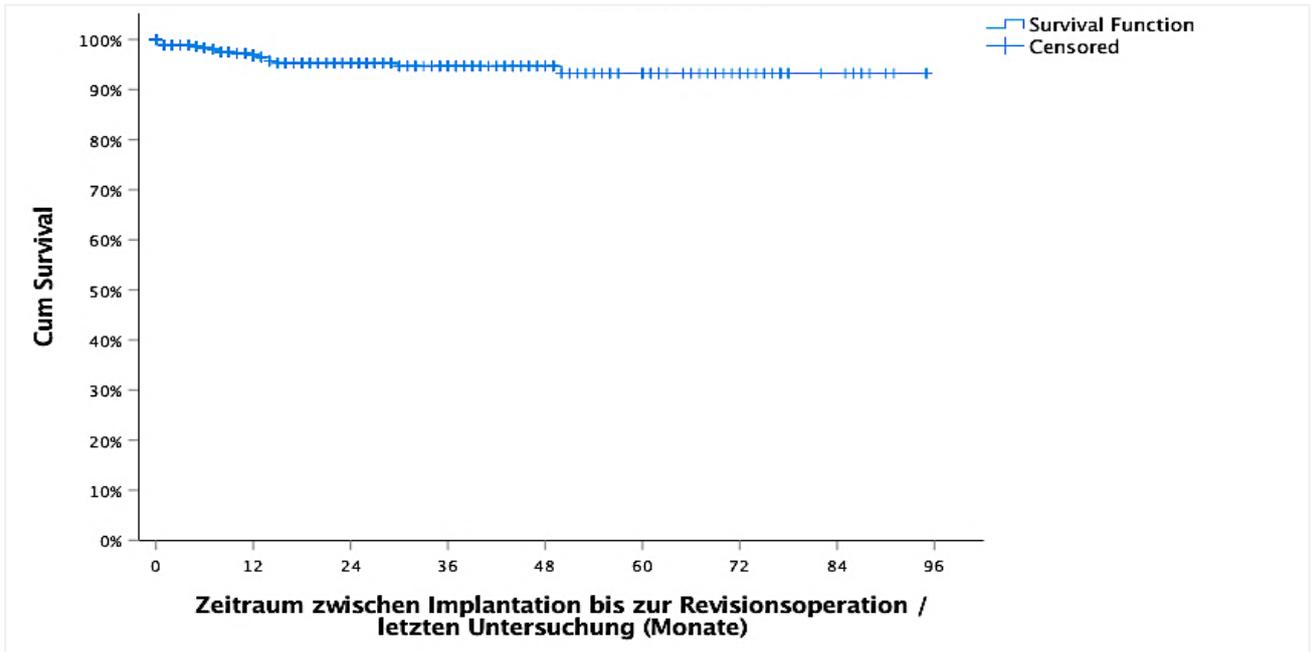
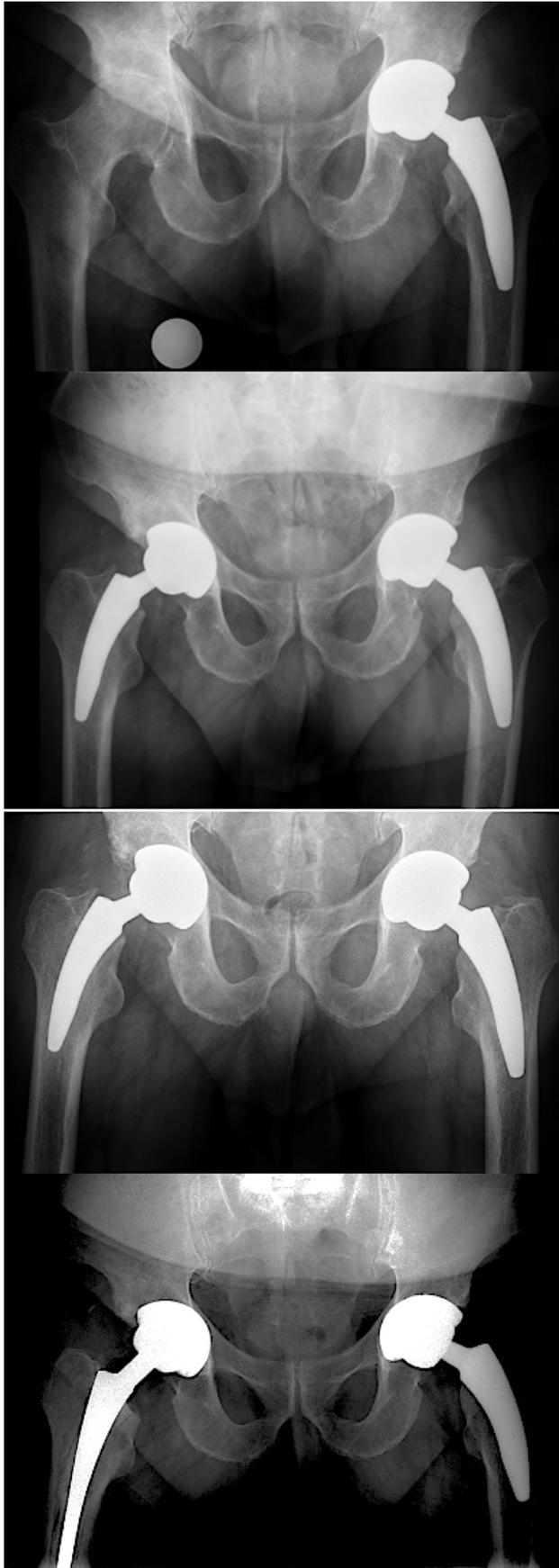


Abb. 40: Kaplan-Meier-Überlebenszeit-Analyse der MiniHip® Kurzschaftprothese

In Abb. 41 wird ein Patientenfall dargestellt, der beidseitig mit einer MiniHip® versorgt wurde. Bei der MiniHip®, die in das rechte HG implantiert wurde erfolgte nach 6 Monaten postOP die Revision und der Wechsel zu eine Standard-Langschaft Prothese.



Kenndaten:

Männlich

73 Jahre

Linkes Hüftgelenk (HG): postoperativ
(postOP) mit MiniHip® versorgt, o.B.

Rechtes HG: unversorgt, Coxarthrose

1 Monat postOP

3 Monate postOP

6 Monate postOP:
Revision der MiniHip® und Wechsel der
HTEP auf einen Standardschaft

Abb. 41: Fallbeispiel (Patient Nr. 498) für eine Revision der MiniHip® und Wechsel auf eine Standard-Langschaft Prothese

3.5.2 Heterotrope Ossifikationen nach Brooker

Die Untersuchung des periacetabulären Gewebes von 554 Patienten auf HO lieferte folgende Ergebnisse (Tabelle 18): In 95,1 % der Fälle konnten keine HO nachgewiesen werden. Die HO nach Brooker Klasse 1 wurde in 21 Fällen dokumentiert; Klasse 2 wurde 5-mal und die Klasse 3 einmal diagnostiziert. Eine HO nach Brooker Klasse 4 wurden keinmal diagnostiziert.

Tabelle 18: Anzahl (N) der Heterotropen Ossifikationen (HO) (Klassifikation nach Brooker)

Komplikation	N (Prozent)
HO nach Brooker Klasse 1	21 (3,8 %)
HO nach Brooker Klasse 2	5 (0,9 %)
HO nach Brooker Klasse 3	1 (0,2 %)
HO nach Brooker Klasse 4	0 (0 %)

3.5.3 Schaftmigration

Die Untersuchung der 403 auswertbaren Röntgenbilder ergab bei 52 Schäften eine Migration von > 2 mm (Tabelle 19).

Davon klinisch relevant (> 4 mm) eingesunken sind 27 Schäfte. Hiervon wiesen 3 Patienten eine Hüftkopfnekrose (11,1 %) und 24 Patienten eine diagnostizierte Coxarthrose (88,9 %) auf. Statistisch gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen der zugrundeliegenden Diagnose und der Schaftmigration der MiniHip® ($X^2(1) = 2,94$, $p = 0,087$) (siehe Kapitel 3.6.2).

Tabelle 19: Anzahl (N) der Sinterungen des MiniHip® Prothesenschafts

Sinterungsausmaß	N (Prozent)
Nicht auswertbar	142 (25,6 %)
keine Sinterung	333 (60,1 %)
> 2 mm	52 (9,4 %)
> 4 mm	17 (3,1 %)
> 6 mm	3 (0,5 %)
> 8 mm	3 (0,5 %)
> 10 mm	4 (0,7 %)



Abb. 42: Fallbeispiel (Patient Nr. 163) für die Sinterung eines MiniHip® Schafts

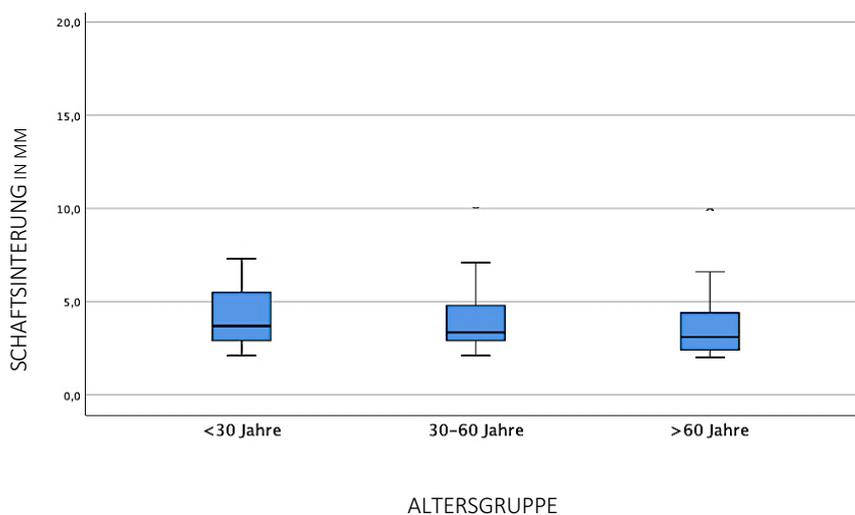


Abb. 43: Sinterung in mm in Bezug zur Altersgruppe

In Abb. 42 wird ein Patientenbeispiel gezeigt, in dem radiologisch die Sinterung des MiniHip® Schafts zu sehen ist.

Abb. 43 zeigt die Verteilung der Schaftsinterung in Bezug zur Altersgruppe. Ein Patient (3,7 %) der dokumentierten 27 Patienten, bei denen eine Sinterung über 4 mm gemessen wurde, war jünger als 30 Jahre; 15 Patienten (55,6 %) waren zwischen 30 und 60 Jahre bzw. 11 Patienten (40,7 %) waren über 60 Jahre alt. Statistisch lässt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Sinterung über 4 mm und dem Alter der Patienten belegen (siehe Kapitel 3.6.2).

3.5.4 Gruen Zonen

Die Untersuchung der 554 Prothesen und des periimplantären Knochens ergab folgende Ergebnisse (Tabelle 20). In der Gruen Zone 1 waren bei keinem Patienten RDL und bei 90 Patienten RLL oder Osteolysen nachweisbar. In der Gruen Zone 2 waren bei sechs Patienten RDL und bei neun Patienten RLL oder Osteolysen nachweisbar. In der Gruen Zone 3 wurden bei 97 Patienten ossifizierende Prozesse und bei 90 Patienten RLL oder Osteolysen identifiziert. In der Gruen Zone 4 zeigten elf Patienten RDL und 78 Patienten hatten nachweisbare RLL. In der Gruen Zone 5 waren bei 81 Patienten RDL und bei 33 Patienten RLL oder Osteolysen nachweisbar. In der Gruen Zone 6 konnten bei 16 Patienten RDL und bei elf Patienten RLL oder Osteolysen nachgewiesen werden. Die Gruen Zone 7 zeigte bei einem Patienten RDL und bei 68 Patienten RLL oder Osteolysen.

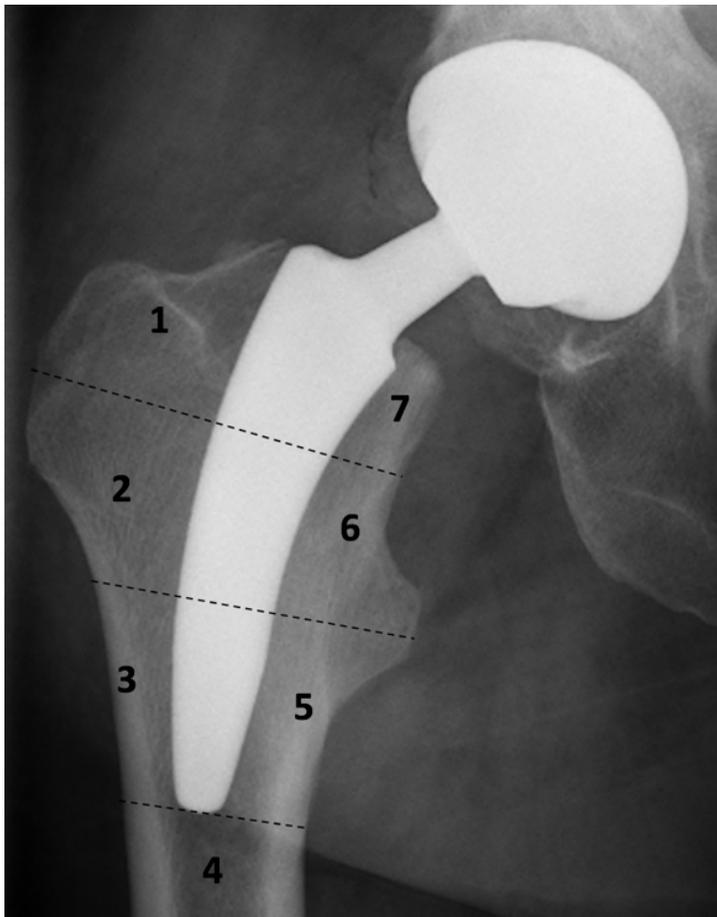


Abb. 44: Gruen Zonen in a.-p.-Ansicht

Die Untersuchung der 554 Röntgenbilder zeigte bei 46 (8,3 %) der Patienten radiologische frühe Anzeichen von *stress shielding* durch kleine RLL in Zone 1 und/oder 7 sowie einen Zuwachs der trabekulären Strukturen in den Zonen 3 und 5.

Tabelle 20: Gruen Zonen: Übersicht der identifizierten *Radiodense Lines* (RDL) oder *spot welds* und *Radiolucent Lines* (RLL) oder Osteolysen in den jeweiligen Zonen

Gruen Zone	RDL oder <i>spot welds</i> (Prozent)	RLL oder Osteolysen (Prozent)
1	0 (0 %)	90 (16,2 %)
2	6 (1,1 %)	9 (1,6 %)
3	97 (17,5 %)	23 (4,2 %)
4	11 (2,0 %)	78 (14,1 %)
5	81 (14,6 %)	33 (6,0 %)
6	16 (2,9 %)	11 (2,0 %)
7	1 (0,2 %)	68 (12,3 %)

3.5.5 DeLee-Charnley Zonen

Die Untersuchung der 554 Pfannen und des periimplantären Knochens lieferte die nachfolgend dargestellten Ergebnisse (Tabelle 21).

Tabelle 21: DeLee-Charnley Zonen: Übersicht der identifizierten *Radiodense Lines* (RDL) und *Radiolucent Lines* (RLL)

DeLee-Charnley Zone	RLL (Prozent)	Osteolysen > 2 x 2 mm
In einer Zone	79 (14,3 %)	
In zwei Zonen	19 (3,4 %)	
In allen drei Zonen	2 (0,4 %)	
Zone 1	40 (7,2 %)	9 (1,6 %)
Zone 2	34 (6,1 %)	1 (0,2 %)
Zone 3	38 (6,9 %)	3 (0,5 %)

Die Stabilität der Pfanne im acetabulären Knochengewebe wurde bei 533 Patienten als optimal klassifiziert. Davon wiesen 79 Patienten in einer Zone einen lytischen Prozess im Sinne von RLL auf; 19 Patienten hatten eine stabile Pfannensituation durch Lysen oder Säume in zwei bis drei Zonen bei keiner Lageveränderung seit der letzten Kontrolluntersuchung. Zwei Pfannen wurde bei der letzten postOP Nachuntersuchung aufgrund lytischer Prozesse in allen drei Zonen als instabil klassifiziert. Insgesamt zeigten 454 Patienten keine Veränderung der knöchernen Strukturen in einer der DeLee-Charnley Zonen.

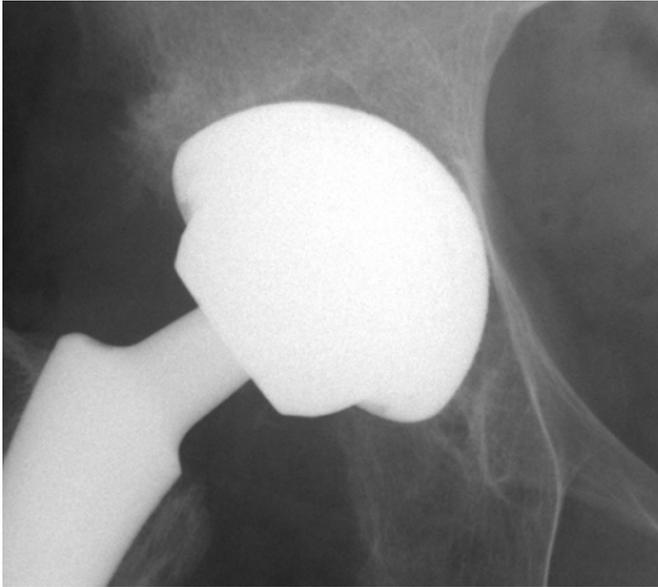


Abb. 45: Patientenbeispiel für lytische Prozesse in den DeLee-Charnley Zonen

Die Verteilung der diagnostizierten Veränderung in einer Zone sah wie folgt aus: In der DeLee-Charnley Zone 1 waren bei 40 Patienten RLL und bei neun Patienten Osteolysen größer als 2 x 2 mm nachweisbar. In der DeLee-Charnley Zone 2 waren bei 34 Patienten RLL und bei einem Patienten Osteolysen größer als 2 x 2 mm nachweisbar. In der DeLee-Charnley Zone 3 wurden bei 38 Patienten lytische Prozesse im Sinne von RLL und bei drei Patienten Osteolysen größer als 2 x 2 mm identifiziert. In Abb. 45 zeigt das Röntgenbild lytische Prozesse in allen drei DeLee-Charnley Zonen.

3.6 Statistische Ergebnisse

3.6.1 Klinische Untersuchung

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen der Operation und anderen Parametern der Studie lieferte folgende Ergebnisse.

Die Untersuchung hinsichtlich der Altersgruppen in Bezug zur OP-Zeit ergab einen signifikanten Unterschied ($p > 0,005$) zwischen der Altersgruppe unter 30 Jahren zu den über 60-Jährigen. Des Weiteren wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den 30- bis 60-jährigen Patienten und den über 60-Jährigen ermittelt. Beträgt die durchschnittliche OP-Zeit bei unter 30-Jährigen 104,7 min ($\pm 30,1$ min; Min: 38 min; Max: 179 min) und bei den 30- bis 60-jährigen Patienten 100,3 min ($\pm 34,9$ min; Min: 28 min; Max: 364 min), währt die durchschnittliche Operationszeit bei den über 60-Jährigen lediglich 88,4 min ($\pm 26,4$ min; Min: 32 min; Max: 176 min) (Tabelle 22).

Die statistische Auswertung ergab zu den relevanten Nebenerkrankungen einen bestehenden Zusammenhang zur Dauer der Operation. Sollte der Patient eine allgemeine Gelenkerkrankung (ASA Klasse > 2) oder eine voroperierte Hüfte aufweisen, so war die OP-Zeit signifikant ($p = 0,008$; $p = 0,000$) länger. Der ANOVA-Test stellte einen signifikanten Unterschied zwischen den operierenden Chirurgen fest ($p = 0,000$). Dieses Ergebnis ist aufgrund teilweise nur zweifach durchgeführter Operation lediglich bedingt aussagekräftig.

Tabelle 22: Operationszeiten (OP-Zeiten) der jeweiligen Altersgruppen

	Anzahl (N)	Mittelwert (min)	STD (min)	95 % Konfidenzintervall		Min (min)	Max (min)
				Untergrenze (min)	Obergrenze (min)		
< 30 Jahre	58	104,7	30,1	96,7	112,6	38	179
30–60 Jahre	258	100,3	34,9	96,1	104,6	28	364
> 60 Jahre	238	88,4	26,4	85,0	91,8	32	176

Das Geschlecht des jeweiligen Patienten, die zugrundeliegende Indikation und der BMI haben statistisch keinen Einfluss auf die OP-Zeit. Es lässt sich kein Unterschied bezüglich der

OP-Zeit und des gewählten operativen Zugangs feststellen. Ebenso bestand keine Korrelation bei Sichelzellanämie, ECF, Trisomie 21, Patienten mit Allgemeinerkrankungen (ASA Klasse > 2), einer bestehenden Tumorerkrankung oder Leukämie. Morbus Perthes zeigt eine erhöhte OP-Zeit, die jedoch keine Signifikanz aufweist ($p = 0,056$). Die proximale Femurmorphologie (Klassifikation nach Dorr) hat statistisch keinen Einfluss auf die Länge der Operation.

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen dem MdAS und anderen Parametern der Studie lieferte die nachfolgend dargestellten Ergebnisse.

Tabelle 23: Untersuchung auf Zusammenhänge zwischen einem Patientenmerkmal und dem Merle-d'Aubigné Score (MdAS)

	MdAS _{postOP} < 13			MdAS $\Delta_{\text{post-präOP}}$ < 3		
	Value	df	p-Wert	Value	df	p-Wert
Geschlecht	1,98	1	0,159	1,38	1	0,241
BMI	4,88	3	0,181	1,01	3	0,798
Altersgruppe bei der OP	3,77	2	0,152	2,07	2	0,356
Schaftgröße	5,65	8	0,687	11,26	8	0,187
Schaftgröße in Abhängigkeit der Femurmorphologie	5,68	8	0,683	11,249	8	0,188
Klasse A	2,160	7	0,950	8,259	7	0,310
Klasse B	6,168	8	0,628	18,207	8	0,020 *
Klasse C	10,986	8	0,202	4,160	8	0,842
Indikation	1,29	1	0,257	0,276	1	0,599

Die Untersuchung, ob die Implantationsergebnisse von den verwendeten Schaftgrößen in Bezug auf die proximale Femurmorphologie abhängig sind, lieferte keine eindeutigen Ergebnisse. Dennoch gibt der Chi-Quadrat-Test an, dass bei der Femurmorphologie Klasse B eine höhere Signifikanz zu schlechteren MdAS-Ergebnissen im Vergleich zu den Klassen A und C ($\chi^2(8) = 18,21$, $p = 0,020$) besteht. Werden die Klassen A und B zusammen betrachtet und

gegen Dorr Klasse C gerechnet, ergibt sich keine Signifikanz. Die Ergebnisse sind geschlechterunabhängig und weder das Alter noch der BMI des Patienten zeigen einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse. Eine Signifikanz zwischen den Hauptindikationen Coxarthrose und Hüftkopfnekrose sowie zwischen den relevante Nebenerkrankungen ist statistisch nicht belegt. Desweiteren ergab die Untersuchung auf logistische Regression zwischen den Änderungen des Δ CCDW, Δ BLD, Δ FO, Δ AO oder Δ GO und schlechten MdAS-Ergebnissen keine signifikanten Ergebnisse. Auch der radiologische Nachweis von trabekulären Veränderungen im Sinne von *stress shielding* oder *white spots* wiesen keinen statistischen Zusammenhang zu schlechten MdAS-Ergebnissen auf. Desweiteren lassen sich schlechte MdAS-Ergebnisse statistisch nicht mit der Schaftsinterung über 4 mm in Verbindung bringen.

Tabelle 24: Statistische Analyse der Zusammenhänge zwischen dem Vorhandensein von *Radiolucent Lines* (RLL) in den Zonen 1 und 7 bzw. *Radiodense Lines* (RDL) in den Zonen 3 und 5 und schlechten Merle-d’Aubigné Score (MdAS) Ergebnissen

	MdAS _{postOP} < 13			MdAS Δ _{post-präOP} < 3		
	Value	df	p- Wert	Value	df	p- Wert
Gruen Zonen: RLL in Zone 1 und/oder 7 mit RDL in Zone 3 und/oder 5	0,24	1	0,652	0,01	1	0,945

Repräsentativ wurde die Lernkurve des Operators Nr. 5, der die meisten Implantationen durchgeführt hat, in Bezug auf Sinterung und Revision der Prothese untersucht. Dies ergab eine signifikante Abnahme von Schaftmigration > 4mm mit zunehmender Erfahrung und steigender Anzahl durchgeführter Operationen ($X^2(1) = 7.14, p = .008$). Bei Komplikationen anderer Art konnten keine Signifikanzen festgestellt werden.

Die Kaplan-Meier Überlebenszeit-Analyse zu den MiniHip® Kurzschaftprothesen, die von Operateur Nr. 5 implantiert wurden, zeigt kein einheitliches Ergebnis. Aufgrund der verschiedenen langen Nachuntersuchungszeiträume der implantierten HTEPs wäre eine Vergleichbarkeit irreführend. Die späteren Operationen (201.–344.) konnten nicht so lange nachuntersucht werden wie die früheren Operationen (1.–100.). Dies hat zur Folge, dass bei

den späteren Operationen die mittlere Zeit bis zum Auftreten einer Prothesenrevision deskriptiv deutlich geringer ist.

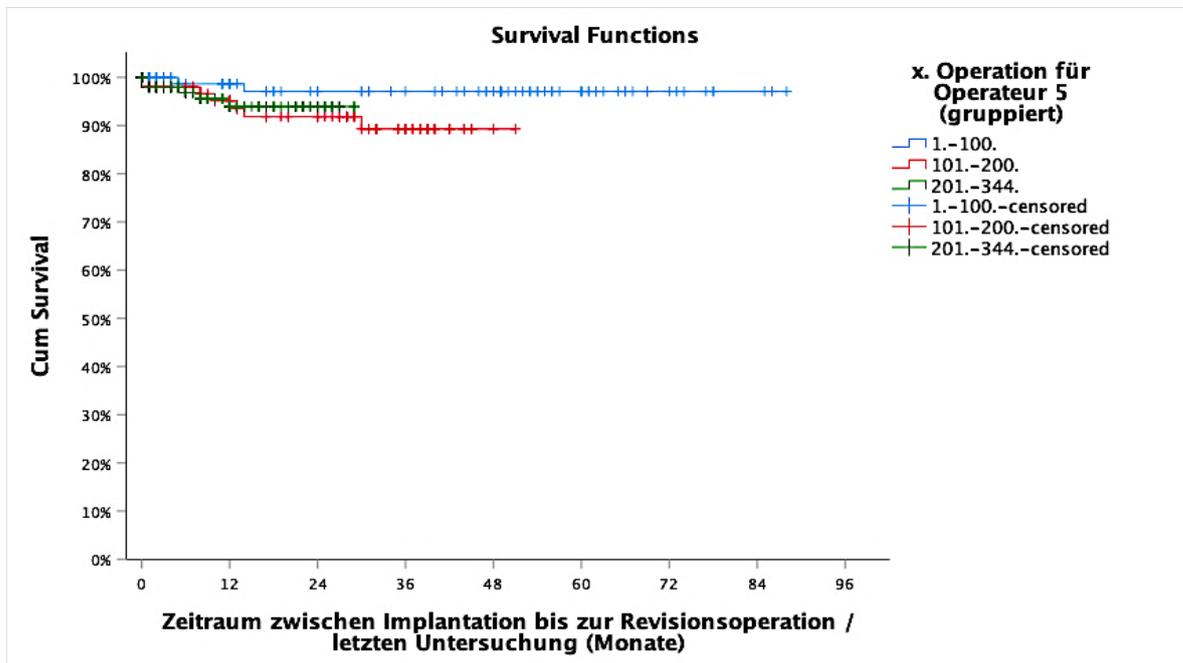


Abb. 46: Kaplan-Meier-Überlebenszeit-Analyse zu den MiniHip® Kurzschaffprothesen, die von Operateur Nr. 5 implantiert wurden

3.6.2 Radiologische Untersuchung

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den präOP und postOP röntgenologischen Parametern dieser Studie lieferte folgende Ergebnisse.

Mit Hilfe der Pearson-Korrelationsanalyse konnte gezeigt werden, dass die Veränderung des Δ AO mit der Änderung der Δ BLD gering positiv korreliert (Pearson Korrelation= 0,108, $p=0,030$). Desweiteren konnte gezeigt werden, dass es keine Korrelation zwischen der Änderung oder Wiederherstellung der Δ CCDW und der Δ BLD gibt. Zudem besteht keine Korrelation zwischen einer Änderung oder Wiederherstellung des Δ BLD und der präOP CCDW. In allen drei Gruppen konnte die Beinlänge wiederhergestellt werden. Es konnte zudem keine Korrelation zwischen Δ BLD und Δ FO sowie Δ GO belegt werden. Entsprechend wirkte sich die postOP Veränderung in der Beinlänge nicht direkt auf die Veränderung des FO und GO aus.

3.6.3 Komplikationen

3.6.3.1 Allgemeine Komplikationen

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den klinischen Komplikationen und anderen Parametern der Studie lieferte keine signifikanten Ergebnisse.

Die Resultate sind geschlechterunabhängig und weder das Alter noch der BMI des Patienten zeigen einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse. Eine Signifikanz zwischen den Hauptindikationen Coxarthrose und Hüftkopfnekrose sowie zwischen den relevanten Nebenerkrankungen ist statistisch nicht festzumachen. Es konnte nicht belegt werden, ob ein statistischer Einfluss auf eine Schaftsinterung über 4 mm vorlag, wenn es postOP zu einer Wundheilungsstörung kam.

Die Untersuchung auf eine mögliche Beziehung zwischen der proximalen Femurmorphologie und der Komplikation der Schaftrevision ergab keinen signifikanten Zusammenhang.

3.6.3.2 Heterotrope Ossifikation

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen der HO und anderen Parametern der Studie lieferte folgende Ergebnisse.

Die HO nach Brooker können auf die Femurmorphologie (Klassifizierung nach Dorr) zurückgeführt werden. Weisen bei den Klassen A und B jeweils 19 von 448 Patienten (4,1 %) HO auf, so sind es in der Klasse C 8 von 78 Patienten (9,3 %). Dahingehend zeigt der Chi-Quadrat-Test einen signifikanten Unterschied ($\chi^2(1) = 4,28, p = 0,038$). Aufgrund der klar unterschiedlich großen Gruppen ist der Effekt nach Cramer V Effektmaß schwach.

Das Geschlecht des Patienten, die zugrundeliegende Indikation und der BMI haben statistisch gesehen keinen Einfluss auf die Entstehung von HO.

3.6.3.3 Schaftmigration

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen der Sinterung und anderen Parametern der Studie ergab die nachfolgend genannten Ergebnisse.

Tabelle 25: Anzahl (N) der Sinterungen > 4 mm in Bezug zum postoperativen (postOP) Centrum-Collum-Diaphysen Winkel (CCDW)

CCDW _{postOP}	N	Sinterung > 4 mm (Prozent)
Varische Hüfte (CCDW: < 125 °)	140	11 (7,9 %)
Normale Hüfte (CCDW: 125 °-130 °)	131	13 (9,9 %)
Valgische Hüfte (CCDW: > 130 °)	127	3 (2,4 %)

Die statistische Untersuchung zeigte einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Revision des Kopfes und der Schaftsinterung über 4 mm ($X^2(1) = 15,33$, $p = 0,000$) sowie des Inlay-Wechsels zur Schaftsinterung über 4 mm ($X^2(1) = 18,77$, $p = 0,000$).

Der postOP CCDW und die Sinterung des Schafts über 4 mm zeigten statistisch einen signifikanten Zusammenhang ($X^2(2) = 6,22$, $p = 0,045$). Wie in Tabelle 25 zu sehen, ist die Wahrscheinlichkeit mit einer varisch oder normal implantierten MiniHip® Prothese höher als bei einer valgisch implantierten MiniHip®.

Im Bezug zu den dokumentierten Nebenerkrankungen ergab die statistische Untersuchung, dass Patienten mit allgemeiner Grunderkrankung (ASA Klasse > 2) eine höhere Inzidenz zur Schaftsinterung haben als Patienten, die keine allgemeine Grunderkrankung aufweisen ($X^2(1) = 5,65$, $p = 0,017$). Untersuchungen der übrigen Nebenerkrankungen diesbezüglich bestätigten das nicht.

Die verwendete Schaftgröße zeigt keinen statistischen Zusammenhang zur Schaftsinterung über 4 mm. Die Untersuchung dazu, ob die verwendete Schaftgröße einen Bezug zur Schaftsinterung hat – je nachdem, welche Größe bei welcher Femurmorphologie verwendet wurde –, konnte ebenfalls keinen statistischen Zusammenhang aufzeigen. Kam es intraoperativ zu einer Fissur oder postOP zu einer Schaftsprennung, hatte dies keinen statistischen Zusammenhang zu einer Schaftsinterung über 4 mm. Ebenso hat das Geschlecht, das Alter oder der BMI des Patienten keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Schaftmigration. Die Femurmorphologie nach Dorr hat keinen statistischen Zusammenhang zum Auftreten

von Schaftsinterung, sowohl insgesamt als auch im Vergleich von Femurmorphologie Klasse A und B zu Klasse C.

3.6.3.4 Gruen Zonen

Die Untersuchung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den Veränderungen in den Gruen Zonen und anderen Parametern der Studie ergab keine signifikanten Unterschiede.

Die Ergebnisse sind geschlechterunabhängig und weder das Alter noch der BMI des Patienten zeigen einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse. Eine Signifikanz zwischen den Hauptindikationen Coxarthrose und Hüftkopfnekrose sowie zwischen den relevanten Nebenerkrankungen ist statistisch nicht belegt. Die Femurmorphologie nach Dorr zeigt ebenfalls keinen statistischen Zusammenhang zum Auftreten von *stress shielding* oder zur Ausbildung von RDL bzw. *spot welds* (Abb. 47) – sowohl insgesamt als auch im Vergleich von Femurmorphologie nach Dorr Klasse A und B zu Klasse C.



Abb. 47: *Spot welds* in den Gruen Zonen 3 und 5

4 DISKUSSION

4.1 Überblick

Die vorliegende retrospektive Studie zu der Kurzschaft-Totalendoprothese MiniHip® entstand auf der Grundlage die Ergebnisse dieser zu evaluieren. Desweiteren sollten diese mit anderen Studienergebnissen aus der aktuellen Literatur verglichen werden. Die Hypothese dieser Studie war, dass bei den in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf implantierten MiniHip® Prothesen die biomechanischen Parameter wie BLD, Offset und CCDW wiederhergestellt werden können und eine geringe Schaftmigration vorliegt. Radiologisch war die Frage nach Differenzen in Hinsicht auf Migration, Wiederherstellung der Hüftgeometrie, pathologische Knochenveränderungen, Materialversagen sowie Schaftauswahl in Bezug zur proximalen Femurgeometrie Gegenstand der Analysen.

Die Ergebnisse basieren auf den klinischen und radiologischen Untersuchungen von 554 MiniHip® Kurzschaftprothesen, die in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf in dem Zeitraum von Januar 2009 bis Mai 2018 implantiert wurden.

4.2 Klinische Analyse

Die Lebenszeitanalyse für Patienten nach der Implantation einer HTEP liegt zwischen 4,49 % und 10,3 % laut einer Kohorten-Analyse des australischen EPR (Bohensky et al., 2014). In dieser Studie wurden 45 775 Patienten mit HTEP Erstimplantationen untersucht und es wurde belegt, dass das Lebenszeitrisko für Frauen, auch bei höherer Inzidenz für Coxarthrose, keine signifikanten Abweichungen von den der Männer aufweist (Bohensky et al., 2014). Die Hauptindikationsstellungen zur Implantation einer HTEP sind mit annähernd 90 % die Coxarthrose und avaskuläre HKN (EPRD-Jahresbericht, 2016; NJR 14th Annual Report for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man, 2017; The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report, 2016; Jerosch et al., 2014) (Kapitel 1.2). In der vorliegenden Studie erhielten 76,5 % der Patienten eine MiniHip® aufgrund einer Coxarthrose. Die Untersuchung zeigte, dass es keinen Unterschied im Ausgang der Implantation in der zugrundeliegenden Indikation gibt. Die Ergebnisse für Patienten mit einer HKN zeigten keine signifikanten

Abweichungen zu den Patienten mit einer diagnostizierten Coxarthrose. Buttaro et al. beschrieben 2017 eine Überlebenszeit der 22 implantierten MiniHip® bei Patienten mit Hüft-dysplasie von 84,7 % nach 5 Jahren mit der Prothesenrevision als Endpunkt (Buttaro et al., 2017). In dieser Berechnung wurden andere Parameter berücksichtigt, sodass die Standzeit der Prothese auf 100 % nach 5 Jahren erhöht werden, wenn als Endpunkt die Prothesenrevision aufgrund von aseptische Lockerung gewählt wurde (Buttaro et al., 2017). Floerkemeier et al. publizierten 2012 eine klinische und radiologische Studie in der sie 73 METHA® Kurzschaftprothesen bei Patienten mit progressiver HKN untersuchten (Floerkemeier, Thilo et al., 2012). Sie kamen zu dem Ergebnis, dass auch bei einer Osteonekrose gutes Knochenwachstum radiologisch nachweisbar ist. Frühere Studien erklären, dass die standardmäßige HTEP bei Patienten mit HKN im Vergleich zur induzierten Coxarthrose weniger erfolgreiche Ergebnisse aufweist (Cornell et al., 1985; Ortiguera et al., 1999; Ritter and Meding, 1986; Saito et al., 1989). Die Ergebnisse dieser vorliegenden Studie und andere aktuellen Veröffentlichungen widerlegen diese These (Jerosch et al., 2014; Karatosun et al., 2006; Kim et al., 2012). Die Analysen dieser vorliegenden Studie zeigen, dass es keine Unterschiede zwischen den Ergebnissen eines Hüftgelenksersatzes aufgrund von Coxarthrose oder HKN gibt. Eine andere Studie zeigt bei der Untersuchung von 1 953 Patienten, dass dysplastische Hüften mit Coxa Valga keine erhöhten Revisionsraten aufweisen im Vergleich zu einer Coxa norma oder Coxa Vara (Lewinski und Floerkemeier, 2015). Zehn et al. bestätigen diese Ergebnisse (Zeh et al., 2011). Es wurden in der Studie von 2011 26 Mayo™ Kurzschaftprothesen in Kombination mit einer Trilogy™ Pfannenprothese (Fa. Zimmer) bei sekundärer Coxarthrose aufgrund aseptischer HKN untersucht und sie wiesen gegenüber einer Kontrollgruppe keine vermehrte Schaftmigration und eine regelgerechte Osteointegration nach (Zeh et al., 2011).

Der funktionelle Score nach Merle d'Aubigné wird bei der Analyse verwendet, ob sich die Patientensituation von dem prä- zu postOP Zustand geändert hat. Bei diesem Score können maximal 18 Punkte erreicht werden (Kapitel 2.4.3). Weitere anerkannte Scores zur Überprüfung des Funktionszustandes des Patienten geben der Oxford Hip Score (OHS, maximal 48 Punkte), der Harris Hip Score (HHS, maximal 100 Punkte) oder der Hip Dysfunction and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS, maximal 100 Punkte). Dabei handelt es sich um standardisierte Tests mit objektiven und subjektiven Bewertungskriterien. Diese umfassen Fragen

zu Symptomen, Steifigkeit, Schmerzen, Funktion im täglichen Leben, Sport und Freizeit sowie Lebensqualität. Der signifikante Anstieg des MdAS um 5,5 Punkte postOP ($\pm 2,6$; $p < 0,05$) in der vorliegenden Studie deckt sich mit Ergebnissen aus der aktuellen Literatur (Hannouche et al., 2016; Jerosch et al., 2006; Magu et al., 2012; Saito et al., 1989; Synder et al., 2012). Es wird ein signifikanter Anstieg des modifizierten HHS (54,2 Punkte zu 94,6 Punkte; $p = 0,0001$) nach Implantation einer MiniHip® dokumentiert (Buttaro et al., 2017). Brinkmann et al. bestätigen den signifikanten postOP Anstieg des HHS bei den Kurzschaftprothesen Nanos® und METHA® (Brinkmann et al., 2015). Hannouche et al. untersuchten 2016 113 Erstimplantationen bei Patienten unter 20 Jahren und belegten einen signifikanten Anstieg des MdAS von 10,1 ($\pm 4,0$) auf 17,6 ($\pm 1,1$) ($p = 0,01$) und einen durchschnittlichen HOOS bei 79,3 ($\pm 13,8$) (Hannouche et al., 2016). Saito et al. dokumentierten den Anstieg von 9,8 Punkten auf 14,3 Punkten postOP bei 29 untersuchten Hüften mit HKN (Saito et al., 1989). Bei der statistischen Auswertung zeigte sich kein Zusammenhang zwischen der Schaftmigration über 4 mm und einem schlechten postOP MdAS. Trotz der initialen Möglichkeit der Migration, zeigen die Patienten postOP gute Ergebnisse und subjektive Zufriedenheit. Die Untersuchung auf einen möglichen Zusammenhang zwischen den verwendeten Schaftgrößen in Bezug zu der Femurmorphologie (Klassifikation nach Dorr) zu schlechten MdAS Ergebnissen ergab ebenfalls kein signifikantes Ergebnis. Die Femurmorphologie nach Dorr Typ C ist vorwiegend bei älteren Frauen mit geringerem Körpergewicht nachzuweisen und weist durch seine Struktur eine vermeidlich weniger günstige Implantatfixierung auf (Engesæter et al., 2012). Dies konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Es konnten keine Rückschlüsse gezogen werden, dass bei einer bestimmten Größe und Femurmorphologie schlechtere Ergebnisse zu erwarten sind. Dies bestätigt die hervorragende präOP Implantations-Planung in der Universitätsklinik und das Prothesendesign der MiniHip®.

Die Gleitpaarungsmöglichkeiten sind durch die aktuell auf dem Markt befindlichen Modelle enorm. Kopf und Pfannensystemen können zusätzlich zu den Schaftsystemen individuell gewählt werden. In dieser Studie wurden zu 92,4 % die K-K Gleitpaarung verwendet. Es wurden keine Materialbrüche oder quietschende Geräusche postOP dokumentiert, welche bei dieser Gleitpaarung eine mögliche Komplikation darstellt. Heisel et al. beschrieb 2003 die Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Gleitpaarungen (Tabelle 26) (Heisel et al., 2003). Dabei untersuchte er neben K-K Paarungen auch quervernetztes PE und modernes UHMWPE mit

K Gleitpaarung (Heisel et al., 2003). Hauptversagensquellen bei der PE-K Gleitpaarung ist der Verschleiß und die Osteolyse aufgrund der körpereigenen Abwehrreaktion auf die PE-Partikel (Calvert et al., 2009). Bei quervernetzten PE- Keramik ist das Hauptversagen die verringerten mechanischen Eigenschaften (Zagra and Gallazzi, 2018), obwohl die Revisionsrate nach einführen nach quervernetzten PE im Vergleich zu konventionellen UHMWPE deutlich zurückgegangen ist (Calvert et al., 2009; Sonntag et al., 2015). K-K Gleitpaarungen zeigen das größte Versagenspotential bei Materialbruch und quietschenden Geräuschen, wobei in diesem Fall nicht notwendigerweise revidiert werden muss (Zagra and Gallazzi, 2018).

Tabelle 26: Vorteile und Nachteile von Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik, nach Heisel et al. 2003 (Heisel et al., 2003)

Gleitpaarungsmaterial	Vorteile	Nachteile
HXLPE	<ul style="list-style-type: none"> - Hoher Abriebwiderstand - Keine Toxizität - Vielfältige Inlay-Optionen (erhöhter Rand etc.) 	<ul style="list-style-type: none"> - Defizite in anderen Materialeigenschaften (hoher Anteil an Materialfehlern) - gesteigerte Bioaktivität der Abriebpartikel
Keramik-Keramik (K-K)	<ul style="list-style-type: none"> - Höchster Abriebwiderstand - keine Toxizität - lange Erfahrung in vivo 	<ul style="list-style-type: none"> - Empfindliche Positionierung - Materialabsplitterung - Risiko von Materialbrüchen
Modernes PE - Keramik	<ul style="list-style-type: none"> - Hoher Abriebwiderstand - Keramikkopf zeigt bessere Lubrikations- und Friktionseigenschaften als der Metallkopf (geringere Reibung) 	<ul style="list-style-type: none"> - Empfindliche Positionierung - Materialabsplitterung - Risiko von Materialbrüchen

Synder et al. veröffentlichten 2012 Langzeitergebnisse von 220 HTEP mit einer K-K Gleitpaarung (Synder et al., 2012). Die Patienten in dieser Studie waren durchschnittlich 44,5 Jahre und wiesen eine mittleres *follow up* von 19,6 Jahren (min: 12,3 Jahre) auf (Synder et al., 2012). Exzellente Ergebnisse (18 Punkte) wurden bei 39,5 % der Patienten erzielt, gute Ergebnisse (15-17 Punkte) bei 43,6 % und faire (13-14 Punkte) Ergebnisse bei 9,1 %. Diese Ergebnisse decken sich annähernd mit der vorliegenden Studie (exzellent: 39,9 %; gut: 24,9 %;

fair: 2,7 %). Bei dem Vergleich der schlechten Ergebnisse (<13 Punkten) lagen Synder et al. bei 7,8 % und die Ergebnisse dieser vorliegenden Studie deutlich darunter mit 2,5 %.

Affatato et al. haben das In-vitro-Abnutzungsverhalten von XLPE, mit Vitamin E-diffundiertem HXLPE und UHMWPE miteinander verglichen. Der Massenverlust war bei UHMWPE am größten, gefolgt von HXLPE und am wenigsten Verlust hatte die mit Vitamin E-diffundierte HXLPE (Affatato et al., 2016). Brach del Prever et al. weisen auf die guten in-vivo und in-vitro Ergebnisse bei korrekter Handhabung des UHMWPE Inlays (Brach del Prever et al., 2009). Bladen et al. hat 2013 zusammengefasst, dass Vitamin E-haltiges Polyethylen im Vergleich zu konventionellem UHMWPE ein geringeres osteolytisches Potenzial zeigt, was zu länger anhaltenden Gelenkersatzkomponenten führen kann. Dies kann besonders für jüngere und aktivere Patienten geeignet sein (Bladen et al., 2013). Nichtsdestotrotz wird neben der Auswahl der Materialien in allen Studien auf die Bedeutsamkeit der richtigen Operationstechnik und Handhabung der einzelnen Komponenten hingewiesen (Bladen et al., 2013; Heisel et al., 2003; Mayor et al., 2014; Meding et al., 2011; Sonntag et al., 2015; Zagra and Gallazzi, 2018). Die Kenntnis über die Materialeigenschaften, Vor- und Nachteile jeder Oberfläche, sowie langjährige persönliche Erfahrung ist wesentlich für den Chirurgen und den Erfolg der HTEP Implantation. In der vorliegenden Studie wurde keine Revision aufgrund Materialversagen oder verschleiß im Sinne von Keramik-Brüchen durchgeführt. Nach Zagra und Gallazzi ist besonders für junge Patienten die K-K Gleitpaarung, aufgrund der höheren Verschleißfestigkeit und Biokompatibilität, geeignet (Zagra and Gallazzi, 2018). Es sollen so frühzeitige Wechseloperationen durch Verschleiß vermieden werden.

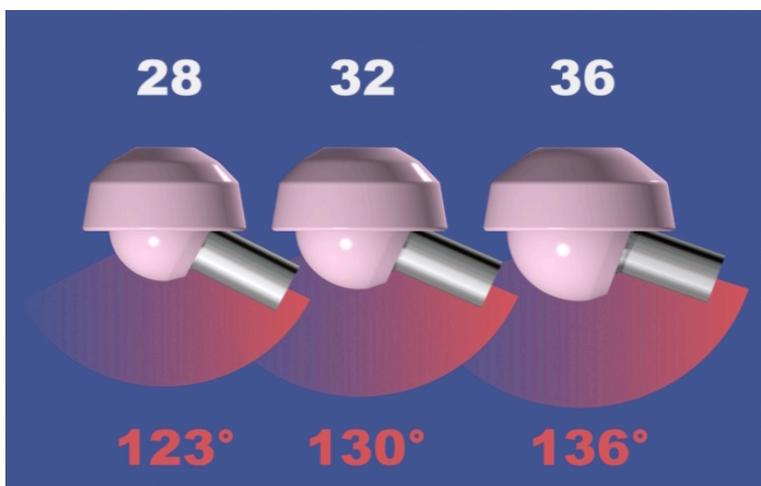


Abb. 48: Bewegungsausmaß von unterschiedlichen Kopfdurchmessern
(©CeramTec)

Die Auswahl des Kopfdurchmesser trägt ebenfalls zu dem Operationsergebnis und der Patientenzufriedenheit bei. Es soll die größtmögliche Bewegungsfreiheit mit gleichzeitiger Luxationsstabilität gewährleistet sein. Der 36 mm Kopf gewährleistet, im Vergleich zu einem kleinen Kopf einen größeren Bewegungsradius (Abb. 48). Durch größere Köpfe erhält man größeren Bewegungsumfang (Abb. 49). Bei gleichzeitig größerer potenzieller Luxationsstrecke stellt dies eine sichere Option dar. In dieser Studie wurden keine Revisionen aufgrund von Hüftdislokation durchgeführt. In dieser Studie zu 84 % der Kopf mit 36 mm Durchmesser gewählt.

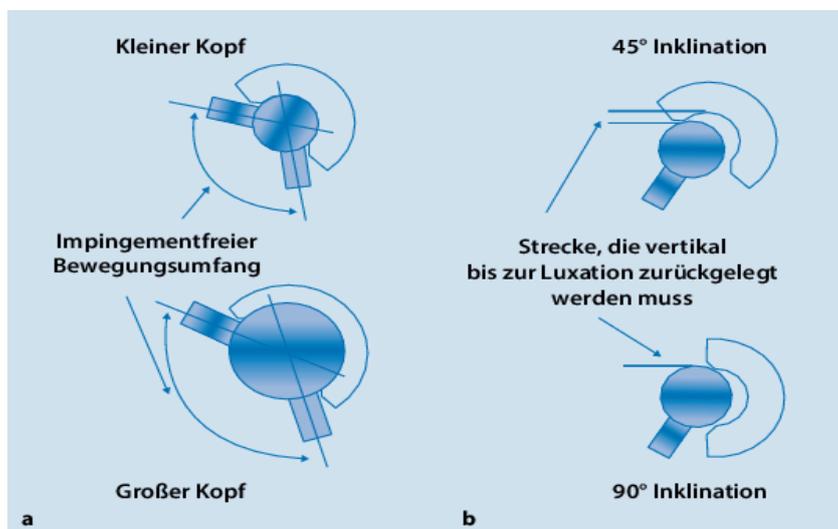


Abb. 49: Bewegungsausmaß bei unterschiedlich großem Kopf- und Pfannendurchmesser

Diese Sicherheit ist vor allem bei jüngeren aktiven Patienten wichtig, welche andere Anforderungen an die HTEP haben, als ältere Patienten. Die Altersverteilung des Patientenkollektivs in dieser Studie war sehr heterogen (13 – 82 Jahren; Abb. 19). Die Frage, ob bei unterschiedlichen Altersgruppen schlechtere Ergebnisse in Bezug auf den funktionellen Score, Komplikationsrate oder Wiederherstellung der Hüftanatomie zu erwarten sind, konnte nicht belegt werden. Diese Erkenntnis deckt sich mit den Ergebnissen der 5-/6- Jahres-Nachuntersuchungs Studie von Breil-Wirth aus dem Jahr 2016 (Breil-Wirth et al., 2016). Dabei wurden 109 MiniHip® Prothesen untersucht und es ergab sich kein Unterschied in den Ergebnissen des postOP HHOS zwischen den Altersgruppen über und unter 65 Jahren (Breil-Wirth et al., 2016). Bei anderen Kurzschaft-Totalendoprothesen ist dieses Ergebnis nicht zutreffend und es bestehen zudem häufig relative Kontraindikationen bei Adipositas per magna oder vorausgegangener Fraktur (von Schulze Pellengahr, Fottner et al., 2009).

4.3 Radiologische Analyse

Die Wiederherstellung der biomechanischen Parameter im HG ist von entscheidender Bedeutung für die Langlebigkeit des Implantats und die Zufriedenheit des Patienten (Lewinski, 2018). Bei den unterschiedlichen Kurzschaft-Designs ist dies nicht bei allen gleich gut möglich (Jerosch, 2012, 2014; Khanuja et al., 2014; Yan et al., 2017). In der Literatur sind in den letzten Jahren mehrere Studien mit der Fragestellung zur biomechanischen Wiederherstellung bei Kurzschaftprothesen veröffentlicht worden (Boese et al., 2016; Innmann et al., 2017; Jerosch et al., 2012; Kutzner et al., 2015; Lecerf et al., 2009; Ries et al., 2015; Schmidutz et al., 2012; von Roth et al., 2014; Wacha et al., 2018; Waldstein et al., 2014). Innmann et al. untersuchten 113 unilateral implantierte zementfreie Kurzschaftprothesen mit knochenschonendem gebogenem Schaft (Innmann et al., 2017). Die Studie zeigte eine signifikante Korrelation zwischen der Verbesserung des postOP HHS für die Rekonstruktion des GO, als auch für die BLD (Innmann et al., 2017). Dieser Effekt wird noch deutlicher, wenn das GO genauso bis leicht erhöht wurde in Kombination mit einer ausgeglichenen BLD (GO: 5 ± 5 mm und BLD: 0 ± 5 mm, $p=0,029$) (Innmann et al., 2017). In der vorliegenden retrospektiven Studie wurde das postOP Offset (FO) um $0,79$ cm ($\pm 0,76$ cm) erhöht, der postOP CCDW um $-3,4^\circ$ ($\pm 6^\circ$) reduziert und die postOP BLD um $-0,002$ cm ($\pm 6,4$ cm) wiederhergestellt ($p < 0,05$; $p < 0,05$; $p = 0,57$). Jerosch et al. untersuchten 2012 ein Patientenkollektiv von 250 MiniHip® Kurzschaftprothesen auf die prä- zu postOP Veränderungen in Bezug auf wichtige Parameter wie Offset, CCDW, Beinlänge (Jerosch et al., 2012). Das postOP Offset (FO) wurde um $0,28$ cm ($\pm 0,45$ cm) erhöht, der postOP CCDW um $-0,51^\circ$ ($\pm 4,10^\circ$) reduziert und die Beinlänge um $0,09$ cm ($\pm 0,34$ cm) erhöht. Demnach erzielte diese Studie in Bezug auf das Offset und den CCDW bessere Ergebnisse. Dabei bleibt zu berücksichtigen, dass in der Studie um Jerosch die Implantationsergebnisse nach 2 Jahren *follow up* mit Ausschlusskriterien wie anatomische Abweichungen des HG (Fraktur, Dysplasien) dokumentiert wurden.

Waldstein et al. untersuchten die Ergebnisse von 129 konventionellen Langschäften im Vergleich zu 143 Kurzschaftprothesen (Tri-Lock®, Fa. DePuy) (Waldstein et al., 2014). Der Veränderungen wurden auf die gesunde kontralaterale Seite bezogen. Bei dem konventionellen Langschaft betrug die Veränderung des Offsets (FO) $0,9$ mm ($p = 0,067$) und $0,1$ mm ($p = 0,793$) für die Kurzschaftprothese, die BLD betrug $0,7$ mm (Langschaft) und $0,9$ mm (Kurzschafft) (Waldstein et al., 2014).

Tabelle 27: Rekonstruktion der biomechanischen Parameter im Vergleich nach Implantation einer Lang- und Kurzschaftprothese (Waldstein et al., 2014)

	Langschaft	Kurzschaft
Δ GO (in mm)	0,9 (95 % CI: -0,1 bis 1,8)	0,1 (95 % CI: -0,6 bis 0,8)
Δ FO (in mm)	-8,3 (95 % CI: -9,3 bis -7,2)	-10,7 (95 % CI: -11,7 bis -9,7)
Δ AO (in mm)	9,1 (95 % CI: 8,0 bis -10,3)	10,7 (95 % CI: 9,7 bis -11,7)

Tabelle 28: Rekonstruktion der biomechanischen Parameter im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich

	MiniHip®
Δ GO (in mm)	3,6 (95%CI: -4,4 bis -2,8)
Δ FO (in mm)	7,9 (95%CI: -8,7 bis -7,2)
Δ AO (in mm)	-4,3 (95%CI: -3,7 bis -4,9)

Der direkte Vergleich verdeutlicht, dass die Kurzschaftprothese nicht gleich Kurzschaftprothese ist. In der Studie um Waldstein et al. wird der Femur insgesamt lateralisiert, das FO verkleinert und das AO vergrößert im Vergleich zur kontralateralen gesunden HG-Geometrie. Es wird keine Aussage darüber gemacht, wie sich die Geometrie prä- zu postOP des operierten HG ändert. In der vorliegenden Studie wird das FO vergrößert und das AO verkleinert im prä- zu postOP Vergleich. Die Veränderung postOP zur kontralateralen Seite wurde nicht untersucht.

Boese et al. dokumentierten bei 37 Patienten (48 HG) eine nicht signifikante Vergrößerung im präOP FO von 43,4 mm (\pm 6,3 mm) zum postOP FO von 47,5 mm (\pm 6,6 mm) (Δ FO= 4,1 mm). In der vorliegenden Studie wurden 554 HG das FO signifikant um 7,9 mm (\pm 7,6 mm) vergrößert. Die Veränderung des Offsets wird in der Literatur diskutiert und kann sowohl Vor- als auch Nachteile haben. Bei Verlängerung des Abduktoren-Hebelarms, also des FO, wird die benötigte Kraft reduziert und es folgt eine Abnahme der Hüftgelenksbelastung. Außerdem erfolgt eine Zunahme der Spannung auf das Gewebe und das Gelenk wird stabilisiert (Jerosch et al., 2012; McGrory et al., 1995; Rüdiger et al., 2017). Die Vergrößerung des FO führt zu einem größeren Bewegungsausmaß ohne nachteilige Mikrobewegungen, welches für den aktiven Patienten von Vorteil sein kann (Davey et al., 1993; Jerosch et al.,

2012; Rüdiger et al., 2017). Nachteilig sei die Zunahme der distalen Belastung und mediale Biegebelastung auf die Prothese und Knochen (Haar, 2007; Jerosch et al., 2012). Demnach sollte, wenn möglich, eine physiologische anatomische Rekonstruktion des FO und der biomechanischen Parameter wie BLD, AO und CCDW erfolgen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken weiterhin sich mit der aktuellen Literatur in Bezug auf Geschlechterunabhängigkeit (Jerosch et al., 2012). Lecerf et al. schlussfolgern 2009 dass die Rekonstruktion des FO für die Verbesserung der femoralen Funktion und Langlebigkeit der Prothese entscheidend ist (Lecerf et al., 2009). Die Autoren dokumentieren in der Untersuchung eine durchschnittliche radiologische Änderung des FO von 3,2 mm (mit >5 mm bei 28% der Patienten) (Lecerf et al., 2009).

Der präOP CCDW spielt bei der Wahl der Prothese und dessen Implantation eine entscheidende Rolle. Die meisten Kurzschaftprothesen geben den CCDW vor und erzeugen häufig eine postOP Valgisierung (CCDW >140 °), welches ein verringertes Offset mit Überlastung der glutealen Muskulatur zur Folge hat (Falez et al., 2015; Jerosch et al., 2012; Jerosch and Funken, 2004; Jerosch and Glameyer, 2009). In der vorliegenden Studie erfolgt keine Valgisierung. Kutzner et al. untersuchten die unterschiedliche Implantatpositionen einer Kurzschaftprothese (Optimys, Fa. Mathys) in extremer Varus- und Valgusposition (Kutzner et al., 2017). Die Valgus-Position der Prothese kann eine hohe Patientenanzahl erreichen, welches keinen Einfluss auf das klinische Ergebnis zeigte. Es gab laut Kutzner et al. keinen Unterschied in der Untersuchung in Bezug auf *stress shielding* und kortikaler Hypertrophie zwischen den unterschiedlichen Implantatpositionen (Kutzner et al., 2017).

Arnholdt et al. untersuchen 41 schenkelhalsresezierende Kurzschaftprothesen (Mayo, Fa. Zimmer) (Arnholdt et al., 2017). Das mittlere *follow up* betrug 35 Monate bei einem Patientendurchschnittsalter von 46,3 Jahren. Diese retrospektive Kohortenstudie ermittelte in 23 Fällen RLL in den Zonen 1, 3 und 5 von Gruen bei denen die Prothese stabil osteointegriert war. In der gleichen Untersuchung änderte sich der Δ CCDW um $-2,1^\circ$ und das Δ FO um $+3,1$ mm postOP (Arnholdt et al., 2017).

Die MiniHip® zeigt Vorteile gegenüber anderen Kurzschaftprothesen mit definierten CCDW und vor allem gegenüber Standardschaftprothesen, da diese auch dann eingesetzt werden kann, wenn eine abweichende varische oder valgische Hüftgeometrie vorliegt (von Schulze

Pellengahr et al., 2009). Das Prinzip der *fit and fill* Passung wird bei dieser Prothese umgesetzt und sorgt durch größtmöglichen ossären Kontakt für die beste Chance der Osteointegration (Callaghan et al., 1992). Panisello et al. hingegen zeigte in der Studie von 2006, dass sowohl extreme Varus- als auch Valguspositionen der Prothese vor allem in der Gruen Zone 7 zu einer signifikanten Abnahme der Knochendichte führt (Panisello et al., 2006). In der vorliegenden Studie erfolgte eine durchschnittliche Varisierung der MiniHip® Prothesen in den normalen CCDW Bereich. Andere Studien in der Literatur belegen eine Wiederherstellung des CCDW postOP nach Implantation der MiniHip®. Die Änderung des postOP CCDW in der vorliegenden Studie kann an dem heterogenen Patientenkollektiv liegen, dennoch hatte diese Änderung statistisch keinen Einfluss auf die guten funktionellen Score Ergebnisse ($p=0,95$). Desweiteren fand sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der postOP Veränderung des CCDW und dem Auftreten von *spot welds* oder RDL im Vergleich zur postOP Wiederherstellung des CCDW. Varische und normale postOP CCDW zeigten statisch signifikant häufiger eine Schaftmigration > 4 mm. Von einer realen Migration sollte nach Bieger et al. referenzspezifisch erst von einer radiologischen Abweichung der Messungen > 2 mm gesprochen werden (Bieger et al., 2014). Die Autoren geben die Radiostereometrie-Analyse (RSA) als genauestes Messverfahren für radiologische Veränderungen an und empfehlen generell ein einzelnes Verfahren möglichst in kurzer Zeit von einer Person durchführen zu lassen (Bieger et al., 2014). Floerkemeier et al. bestätigten 2017, dass große Schaftgrößen und kleinere CCDW bei der METHA® Kurzschaftprothese vor allem den Bereich des Kalkars belasten (Floerkemeier et al., 2017). Die anderen periimplantären Regionen werden kaum von der Schaftgröße und dem CCDW beeinflusst (Floerkemeier et al., 2017). Die Belastung durch große Schaftgrößen und varische CCDW und daraus resultierende Probleme für den Patienten, im Sinne von schlechteren funktionellen Ergebnisse, konnte in dieser vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Weiterhin zeigen die Ergebnisse dieser vorliegenden Analyse, dass Patienten mit einem CCDW von 109° (Patient Nr. 528, postOP MdAS= 18 Punkte) bis einem CCDW von $166,4^\circ$ (Patient Nr. 377, postOP MdAS= 17 Punkte) mit dem untersuchten Implantat-System versorgt werden können. Die postOP Extrema für den CCDW lagen bei Min: $110,0^\circ$ und Max: $160,0^\circ$.

Die Rolle der postoperativen klinischen Beinlängengleichheit ist in der aktuellen Literatur unbestritten (Asayama et al., 2005; Johnston et al., 1979; Konyves and Bannister, 2005). In

der Studie um Ries et al. wurde die Beinlänge der sowohl bei den 50 Kurzschaft-, als auch bei den 50 Standardschaft-Prothesen postoperativ signifikant verändert (Ries et al., 2015). Jerosch et al. dokumentierten bei 250 untersuchten MiniHip® Prothesen eine Beinlängenveränderungen von 0,09 cm (\pm 0,36 cm; Min: -0,8 cm; Max: -1,5 cm). Innmann et al. beschrieben einen postOP BLD von 2,8 mm (\pm 5,2 mm) bei 113 Prothesen (Innmann et al., 2017).

Die Rekonstruktion der BLD verbessert die Zufriedenheit, den Gang und die Rückenschmerzen des Patienten (Amenabar et al., 2015). Eine Differenz postoperativ in der klinischen Beinlänge eine Hauptfehlerquelle für Unzufriedenheit der Patienten und Grundlage für Ansprüche bei Behandlungsfehlern (Amenabar et al., 2015; Khanduja et al., 2006; Robb et al., 2009). Die mittlere Abnahme der BLD von -0,2 mm war mindestens vergleichbar mit den Ergebnissen aktueller Studien, bei denen eine durchschnittliche Veränderung von +8,0 mm (\pm 6,2 mm; Min:-3 mm; Max:23 mm) für Kurzschaftprothesen (Schmidutz et al., 2012), +9,1 mm (\pm 5,8 mm; Min: -4 mm; Max: 20 mm) für Standardschaftprothesen (Schmidutz et al., 2012).

Nally et al. analysierten die Ergebnisse von drei Prothesendesigns: die Kurzschaftprothese MiniHip® (36 Patienten), die zementfreie Standardschaftprothese Corails (Fa. DePuy, 46 Patienten) und die Oberflächenersatz Prothese Durom (Fa. Zimmer, 42 Patienten) (Nally et al., 2015). Die Ergebnisse in Tabelle 29 geben die biomechanischen Parameter im Vergleich zum kontralateralen gesunden HG an.

Tabelle 29: Veränderungen der biomechanischen Parameter der unterschiedlichen Prothesen-Designs im Vergleich zum kontralateralen gesundem Hüftgelenk (HG)

	MiniHip®	Corails	Durom
Δ FO (in mm)	3,51 (p= 0,001)	1,71 (p= 0,081)	-3,95 (p= 0,001)
Δ BLD < \pm 5mm	94,4 %	86,9 %	83,3 %

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass die MiniHip® bei exakter Planung und Umsetzung die BLD mit Δ BLD= -0,2 mm (\pm 6,4 mm; Median: 0,0 mm; Min: - 51,9 mm; Max: 21,5 mm) gut rekonstruieren kann.

4.4 Komplikationen

Intra- und postOP Komplikationen wie Frakturen, Schaftmigration sind die Hauptgründe für eine Revision des Implantats (Hauer et al., 2018; NJR 14th Annual Report for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man, 2017; The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report, 2016; van Oldenrijk et al., 2014).

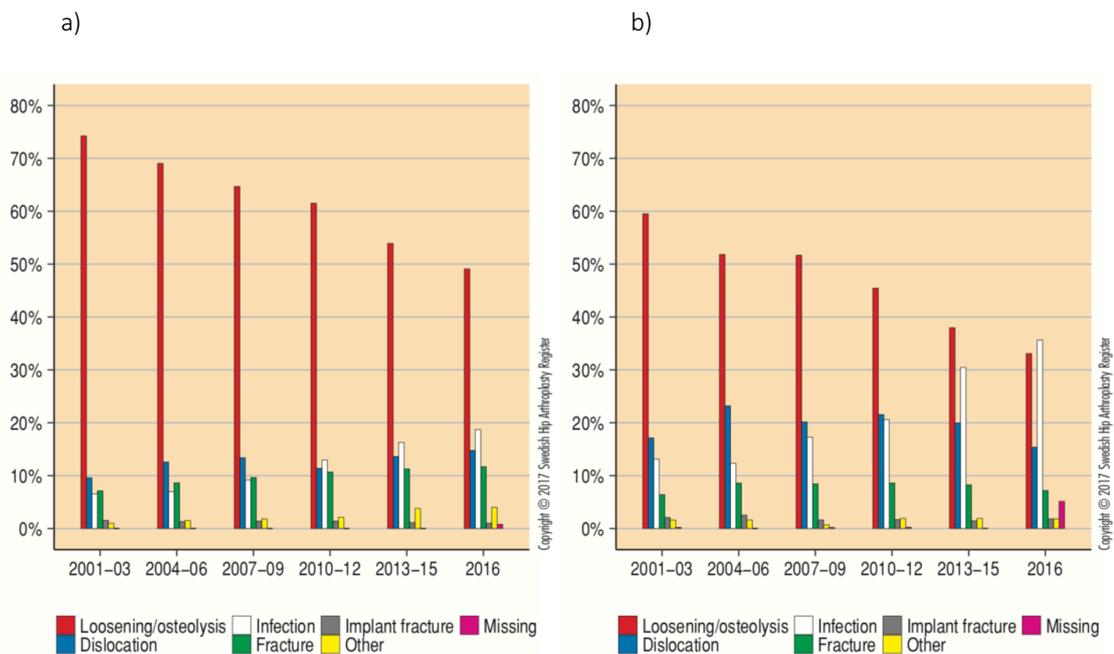


Abb. 50: Verteilung der Gründe für eine Revisionsoperation nach a) Erstimplantation und b) bereits erfolgter Wechseloperation von 2001 bis 2016 (Bildquelle: The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report, 2016)

Die Diagramme in der Abb. 50 zeigt die prozentuale Verteilung der Gründe für eine Revisionsoperation nach Erstimplantation und bereits erfolgter Wechseloperation. Hauptgrund sind Osteolysen, gefolgt von Dislokationen, Infektionen und Frakturen, sowie Implantat Fraktur anderen oder nicht genannten Gründen. Der Graphik ist zu entnehmen, dass die Revisionen im Laufe der Jahre aufgrund von Infektionen (Abb. 50, weißer Balken) zu und aufgrund von Osteolysen (Abb. 50, roter Balken) abgenommen hat, sowohl bei Erst- als auch Wechselimplantationen. Revisionen aufgrund von Dislokationen (Abb.50, blauer Balken) blieb bei Erstimplantationen annähernd stabil, während bei Wechseloperationen der prozentuale Anteil abgenommen hat. Das australische Endoprothesenregister von 2017 verzeichnet nach einem Jahr 1,5 %, nach 3 Jahren 2,4 % und nach 5 Jahren 3,1 % revidierte

unzementierte HTEP bei Patienten mit Coxarthrose (Tabelle 30) (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017).

Tabelle 30: Prozentuale Revision von primär implantierten Hüfttotalendoprothese (HTEP) mit diagnostizierter primärer Coxarthrose (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017)

N revidiert	N total	Revidiert nach x Jahren (%)					
		Nach 1 Jahr	Nach 3 Jahren	Nach 5 Jahren	Nach 10 Jahren	Nach 15 Jahren	Nach 16 Jahren
11 610	314 627	1,5	2,3	3,1	5,1	8,1	8,8

Im Jahr 2016 haben Breil-Wirth et al. 109 Hüfte mit einer diagnostizierten Coxarthrose über einen Zeitraum von bis zu 6 Jahren jährlich untersucht (Breil-Wirth et al., 2016). Die Autoren haben in diesem Zeitraum zwei Schaftsinterungen (6 mm und 12 mm mit anschließender Revision) und 4 Revisionsoperationen dokumentiert (Breil-Wirth et al., 2016). Beschwerdefreiheit nach diagnostizierter Schaftsinterung über 4 mm wurde in dieser Studie 27-mal dokumentiert. Die Patienten hatten keine Beschwerden oder Einschränkungen postOP. Ferguson et al. untersuchten 26 MiniHip® und 23 MetaFix Kurzschaftprothesen im Vergleich zu einer Standardschaftprothese in einer randomisierten 2 Jahres Studie (Ferguson et al., 2018). Sie dokumentierten eine signifikant ($p= 0,03$) geringere Schaftmigration der Kurzschaftprothesen (0,11 mm, 95% CI: -0,08 bis 0,31; SD: 0,42) verglichen mit dem Standardschaft (0,43 mm, 95% CI: 0,21 bis 0,65, SD: 0,44) und keinen signifikanten Unterschied in dynamisch induzierten Mikrobewegungen, den funktionellen Ergebnissen oder der Komplikationsrate (Ferguson et al., 2018).

Die Ergebnisse des MdAS in Bezug auf die Schaftsinterung bestätigen diese Aussage. Aktuelle Studien beschreiben ebenfalls klinisch beschwerdefreie Patienten (Braun and Sabah, 2009; Breil-Wirth et al., 2016). Pons et al. veröffentlichen 2018 eine Studie in der 138 CFP-Kurzschaftprothesen bei einem Patientendurchschnittsalter von 57,1 Jahren implantiert wurden (Pons, 2018). Es wurden 1 Infektion, 2 intraoperative Schaftfrakturen, 1 Pfannenlockerung und 2 periprothetische Frakturen (ein Fall mit Osteosynthesematerial versorgt, der

andere wurde revidiert) dokumentiert (Pons, 2018). Resorptionen periimplantär in den Zonen 1 und 7 klassifiziert nach Gruen wurden bei 9 der 134 implantierten Prothesen gefunden (Pons, 2018). Gustke et al. dokumentiert eine Überlebenszeit der Fitmore Kurzschaftprothese von 99,4 % nach 1,3 Jahren (Gustke, 2012). Ebenso verzeichnen die Autoren Aldinger et al. eine 97 %-ige Überlebensrate bei der Kurzschaftprothese Spotorno (CLS) nach 12 Jahren (P Aldinger et al., 2003). In dieser Studie wurden 5 von 141 Prothesen revidiert aufgrund von Infektionen, postOP Frakturen und aseptischem Verlust der Prothese (P Aldinger et al., 2003). In einem 10-Jahres Überblick einer Kurzschaftprothese aus dem Jahr 2015 beschreiben die Autoren Lewinski und Floerkemeier den Umgang mit der Kurzschaftprothese METHA® in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Hannover (Lewinski and Floerkemeier, 2015). In dieser Studie wurden in dem Zeitraum von 2005 bis 2012 insgesamt 1953 Prothesen klinisch und radiologisch untersucht, Komplikationen wurden folgende dokumentiert: 38 Revisionen aufgrund mechanischer Komplikationen, bei 12 Prothesen hat der Titanhalsadapter versagt, 19 aseptischen Implantatlockerung (11 aufgrund Schaftmigration), 1 via Falsa Implantationen, 5 Revisionen durch periprothetische Frakturen (Lewinski and Floerkemeier, 2015). Dies entsprach einer Revisionsrate von 3,2 % und 1,9 % wenn Materialversagen bei der Analyse ausgeschlossen wird (Lewinski and Floerkemeier, 2015). Die Analyse der vorliegenden Studie ergab, dass 1,6 % der Prothesenschäfte und 1,3 % der Pfannen revidiert werden mussten. *Undersizing* wurde in einem Fall der vorliegenden Studie analysiert und es folgte nach Migration des Schaftes durch unzureichendes *fit and fill*, eine Revisionsoperation mit einem Wechsel auf die nächst größere MiniHip®. In der Studie von Lewinski und Floerkemeier wurden 58% der aseptischen Revisionen auf Unterdimensionierung zurückgeführt (Lewinski und Floerkemeier, 2015). Je größere der knöchernen Kontakt, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit für eine Osteointegration des Implantats (Lewinski, 2018). Liang et al. veröffentlichten 2018 eine Meta-Analyse über Kurzschaftprothesen im Vergleich zu konventionellen Standardlangschäften durch (Liang et al., 2018). Die Autoren analysierten 12 randomisierte Studien aus elektronischen Datenbanken wie EMBASE, PubMed und der Cochrane Library, in denen insgesamt 1387 Hüften untersucht wurden. Es wurden keine Unterschiede in den Revisionsraten beobachtet und der HHS betrug durchschnittlich -0,38 (95% CI: -1,02 bis 0,26; p = 0,89) (Liang et al., 2018). Insbesondere junge Patienten können auf Dauer von der Knochen- und Weichgewebssparenden Prothesen profitieren. Die Reproduzierbarkeit der sehr guten Überlebenszeiten der konventionellen Langschäften

bezogen auf die Standzeit der Kurzschaftprothese ist foglich besonders wichtig. Das Endoprothesenregister von Schweden bestätigt im Report von 2016 bei Standardschäften eine 10 Jahren Überlebensrate von 97,8 % (The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report, 2016).

In der vorliegenden Studie wird eine Überlebensrate von 96,6% dokumentiert. Mit dieser guten Standzeit kann die MiniHip® mit anderen Kurz- und Langschäften mithalten (Banerjee et al., 2013; Jerosch, 2011; Lewinski and Floerkemeier, 2015; Mai et al., 2016; Wacha et al., 2018; Wittenberg et al., 2013). Dabei handelt es sich allerdings vorerst um mittelfristige Ergebnisse. Standardlangschäfte wie die CSL Spotorno (Fa. Zimmer) weisen ein Implantationszeitraum von über 30 Jahren auf (Aldinger et al., 2003). Eine tatsächliche Vergleichbarkeit bleibt abzuwarten, wenn die mittelfristigen Ergebnisse der seit 2007 auf dem Markt befindliche MiniHip® weiterverfolgt werden. Doch die vielversprechenden Studien zur MiniHip® und anderen Kurzschaftprothesen lassen positive Ergebnisse in der Zukunft erwarten. Die Ergebnisse bezüglich der Überlebenszeit der vorliegenden Studie denken sich mit ähnlichen Studien: Eine durchschnittliche 98,8 %-ige Überlebensrate für die Collum Preserving Prothese (CFP) mit aseptischer Lockerung als Endpunkt bei einer durchschnittlichen *follow up* von 7 Jahren (2- 17 Jahre) (Loppini and Grappiolo, 2018); 99,4 % nach durchschnittlich 1,3 Jahren der Fitmore Prothese bei 500 untersuchten Prothesen (Gustke, 2012); für 162 untersuchte Mayo Prothesen (Fa. Zimmer) eine 98,2 % Überlebensrate nach 10 Jahren (Morrey et al., 2000); 5-Jahres Überlebensrate für 250 untersuchte METHA® (Fa. Aesculap) Kurzschaftprothesen von 96,7 % (Wittenberg et al., 2013). Jerosch bestätigt für die MiniHip® nach 3 Jahren ein 98 %-iges Überleben (Jerosch and Babisch, 2013) und für 316 untersuchte Mayo Prothese nach 7 Jahren eine 98,15 %-ige Überlebenswahrscheinlichkeit (Hagel et al., 2008). Die Mayo Prothese wurde bereits 1984 auf den Markt gebracht und weist bereits Langzeitergebnisse mit 97,5 % bis 100 % Überlebenszeit auf (Falez et al., 2015; Hagel et al., 2008; Morrey et al., 2000).

Die vorliegende Studie dokumentiert 127 Patienten, bei den die MiniHip® eine Mindeststandzeit von über 2 Jahren erreicht, bei 47 Patienten von über 4 Jahren und bei 28 Patienten von über 6 Jahren erreicht hat. Die Überlebenszeit für diese Studie beträgt nach 7,9 Jahren 96,6 %. Die Prothesenregister aus Australien und Schweden bestätigen Standzeiten von unzementierten Prothesen und Kurzschaftsystemen von 96 % nach 3,5 bis 6 Jahren

(Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017; The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report, 2016). Die obigen Daten verdeutlichen, dass zementfreie Kurzschaftprothesen im Vergleich zu zementfreien Standardprothesen eine gleich gute Stabilität und Implantationsresultate zeigen. Darüberhinaus haben die Kurzschaftprothesen eine geringe Inzidenz für Schaftschmerzen und intraoperative Frakturen (Yu et al., 2016). Dies zeigte Yu et al. im Vergleich von 50 Kurzschaft- und 53 Standardprothesen vor allem bei älteren Patienten die typischerweise Dorr Typ B oder C und geringe Knochenqualität aufweisen (Yu et al., 2016).

Weitere Studien beschäftigten sich hauptsächlich mit der Knochendichteveränderung periimplantär (P. R. Aldinger et al., 2003; Ercan et al., 2016; Freitag et al., 2016; Lerch et al., 2012; Meyer et al., 2018; Roth et al., 2005). Die femoralen *Region of Interests* (ROI) wurden in dieser Studie nach Gruen bestimmt (Kapitel 2.6.4). Die Studie um Martini et al. dokumentiert in ihrer Studie 1996 einen Knochendichteverlust von 5 bis 21 % periimplantär bei einem unzementierten Schaft, wobei die größte Abnahme im oberen medialen Kalkar (Gruen Zone 1) beschrieben wird (Martini et al., 1996). Die RLL, welche in der Zone 4, sowie 3 und 5, dokumentiert wurden, entsprechen dem Prinzip der polierten Prothesenspitze. An dieser Stelle ist ein ossäres Einwachsen der Prothese nicht gewünscht, damit es nicht zum *stress shielding* kommt. Dies kann bei intraossären Mikrobewegungen einer Prothese auftreten und führt zu Knochenresorption (Bieger et al., 2014; Dohle et al., 2001; Khanuja et al., 2011). Die dokumentierten Lysesäume sind in diesen Zonen weniger als Zeichen einer Lockerung zu werten, sondern verdeutlichen vielmehr das zugrundeliegende Prinzip des Prothesendesigns. Patienten, die in dieser Zone keine sichtbaren RLL aufwiesen, zeigten in der Statistik keine schlechteren Ergebnisse. In diesem Zusammenhang ist zu erklären, dass kleinere Knochendichteunterschiede in konventionellen Röntgenbildern erst ab einem Unterschied von mindestens 30 % zu erkennen sind, im Gegensatz zu 4 – 5 % Knochendichteunterschied bei der Dual-Energie-Röntgen-Absorptions (DEXA) Methode (Martini et al., 1996, 1997; Okano et al., 2002; Reiter et al., 1997). Daraus lässt sich schließen, dass einige Knochendichteveränderungen und RLL möglicherweise nicht erkannt wurden. Desweiteren weist Martini et al. darauf hin, dass retrospektive Knochendichtebestimmungen nur eine begrenzte Aussagekraft haben aufgrund interfemorale Unterschiede in der Knochendichte von bis zu 20 % (Martini et al., 1997). Es können laut Martini et al. nur prospektive Studien eine sichere

Aussage über Änderung der postOP ossären Dichte machen (Martini et al., 1997). Arabmotlagh et al. untersuchten 2003 mit Hilfe von DEXA- Analysen den zeitlichen Verlauf von proximalen femoralen Knochenumbauprozessen nach Implantation von individual- und Standard-Prothesen (Arabmotlagh et al., 2003). Die Autoren kamen zu dem Ergebnissen, dass bei beiden Prothesen ein protheseninduzierter Substanzverlust zu verzeichnen war, insbesondere am Kalkar, mit gleichzeitiger Zunahme der Knochendichte am distalen Prothesenende (Arabmotlagh et al., 2003). Ercan et al. führten 2015 Untersuchungen zu periprothetischen Knochendichteveränderung mit Hilfe von DEXA Analysemethoden am Beispiel der MiniHip® durch (Ercan et al., 2015). Die vorwiegenden messbaren Veränderungen der Knochendichte waren nach 3 Monaten vor allem proximal zu verzeichnen (Ercan et al., 2015). Die Autoren nennen 3 Komponenten, welche besonders auf die Knochendichteminderung verantwortlich sind (Ercan et al., 2015): 1. Kompression der periimplantären Spongiosa, 2. postOP Belastung und 3. Veränderung in der Kraftein- und Weiterleitung. Die Kurzschaftprothesen wurden entwickelt um möglichst viel Knochen zu erhalten und die Biomechanik und Krafteinleitung in das proximale Femur an die physiologischen Verhältnisse anzupassen (Ercan et al., 2015; Jerosch and Glameyer, 2009). Knochenumbau und -abbauprozesse durch Fehlbelastung und in der Folge *stress shielding* sind eine häufige Komplikation von Standardlangschäften mit diaphysärer Verankerung (Khanuja et al., 2011; Kim and Oh, 2012; Lewinski, 2018). Liang et al. dokumentierten 2018 eine Überlegenheit der Kurzschaftprothese im Vergleich zu der Standardprothese bei Knochendichteveränderungen in der Gruen Zone 7 nach einem und zwei Jahren postOP ($\pm 5,11$; $p= 0,30$ und $\pm 4,90$; $p= 0,17$), nicht für die Gruen Zone 1 ($\pm 2,66$; $p < 0,00001$) (Liang et al., 2018).

Die Studie von Renkawitz et al. stellt fest, dass eine Verkürzung des distalen Prothesenendes den Knochen- und Weichgewebserhalt maximieren kann (Renkawitz et al., 2008). Die positiven Ergebnisse in der Patientenzufriedenheit und die geringe Anzahl an Migrationen durch osteolytische Prozesse bestätigen diese Aussage. Die Untersuchung von Lewinski über den Vergleich von Kurz-, Gerad- oder anatomischen Schaft stellt heraus, dass bei Kurzschaftprothese mit breiterem distalen Prothesenenden die diaphysäre Verankerung größer ist (Lewinski, 2018). Dies erhöhe die Primärstabilität der Prothese, bei gleichzeitig steigendem Risiko für *stress shielding*. Es wird bei 29 % der Fitmore Kurzschaftprothesen eine diaphysäre Reaktion inklusive proximaler Atrophie nach 2 Jahren verzeichnet (Gustke, 2012). Die Nanos

Prothese wurde 2010 auf Knochendichteveränderungen untersucht, standardisiert entsprechend der 7 Zonen nach Gruen (Götze et al., 2010). Die Ergebnisse widersprechen dem Modell der physiologischen Kraffteinleitung (Götze et al., 2010), die Ergebnisse decken sich dennoch mit anderen Studien zu Kurzschaftprothesen, wie der Mayo Prothese (Chen et al., 2009): proximale periimplantäre Verminderung (Gruen Zone 1: -14,4 %; Gruen Zone 7: - 17,9 %) und lateral erhöhte Knochendichte (Gruen Zone 2: + 9,2 %; Gruen Zone 3: + 21 %). In der vorliegenden Studie wurden RDL bei 16,2 % Patienten in Gruen Zone 1 und 12,3 % Gruen Zone 7 dokumentiert, sowie RLL bei 17,5 % der untersuchten Prothesen in Gruen Zone 3. Damit kann annähernd von einer physiologischen Kraffteinleitung ausgegangen werden. Im weiteren kann die Vergrößerung des FO zur Zunahme der distalen Belastung und mediale Biegebelastung auf die Prothese und Knochen führen (Haar, 2007; Jerosch et al., 2012). In der vorliegenden Studie erfolgte die Lateralisierung und somit die Vergrößerung des FO, welches das Auftreten der RDL und *spot welds* in Gruen Zone 3 und 5 erklären könnte (17,5 % und 14,6 %). Dieses Ergebnis zeigt aber keinen Zusammenhang zu dem negativen klinischen Score Ergebnissen. Damit kann die Theorie dieser Kurzschaftprothese der proximalen Krafftein- und Weiterleitung größtenteils unterstützt werden.

In dieser Studie zeigten 27 Patienten (4,9 %) HO nach Brooker: 21-mal nach Brooker Grad 1, 5-mal nach Brooker Grad 2, 1-mal nach Brooker Grad 3 und keinmal nach Brooker Grad 4. Abb. 51 zeigt einen Patienten (Nr. 15) bei dem die Biomechanik wiederhergestellt wurde und 6 Jahre postOP bei der Kontrollaufnahme HO nach Brooker Grad 1 zeigt. In Studie nach Breil-Wirth wurden 109 MiniHip® Prothesen untersucht und es wurden HO nach Brooker bei 8 % der Patienten dokumentiert: nach Brooker Grad 1 dreimal, dreimal nach Brooker Grad 2 und zweimal nach Brooker Grad 3 (Breil-Wirth et al., 2016). Im Zuge der statistischen Auswertung der vorliegenden Studie ist kein Zusammenhang mit dem klinischen Score (MdAS) und den HO feststellbar. Kocic et al. beschreiben 2010 in ihrer Studie mit 198 Patienten, welche eine HTEP erhielten und mindestens 1 Jahr nachuntersucht wurden, dass die Inzidenz der HO nach Brooker 47 % und die Inzidenz schwerer Ossifikation 11 % betrug (Kocic et al., 2010). Die Implantationen in der Uniklinik Düsseldorf sind deutlich besser. Der anterolaterale Zugang zeigt zudem eine geringe Gesamtinzidenz von HO nach Brooker mit 24,3% (3% Grad 3 und 0% Grad 4) im Gegensatz zu einem posterioren Zugang (4,2% Grad 3 und 3,3% Grad 4) (Newman et al., 2016). Es wurden 99 Patienten untersucht um

prädisponierende Faktoren für HO postOP zu bestimmen (Pedersen et al., 1989). Ein Jahr postOP wurde bei 73% der Patienten HO dokumentiert, signifikant mehr bei Männern. Es gab keine statistische Korrelation zwischen Alter, Schweregrad der Arthrose, Größe der Osteophyten oder Ausmaß der PräOP HG-Bewegung und HO (Pedersen et al., 1989). Diese Aussage trifft in der vorliegenden Studie zu, mit Ausnahme der höheren Inzidenz für HO bei Männern.



Kenndaten:

Männlich

53 Jahre

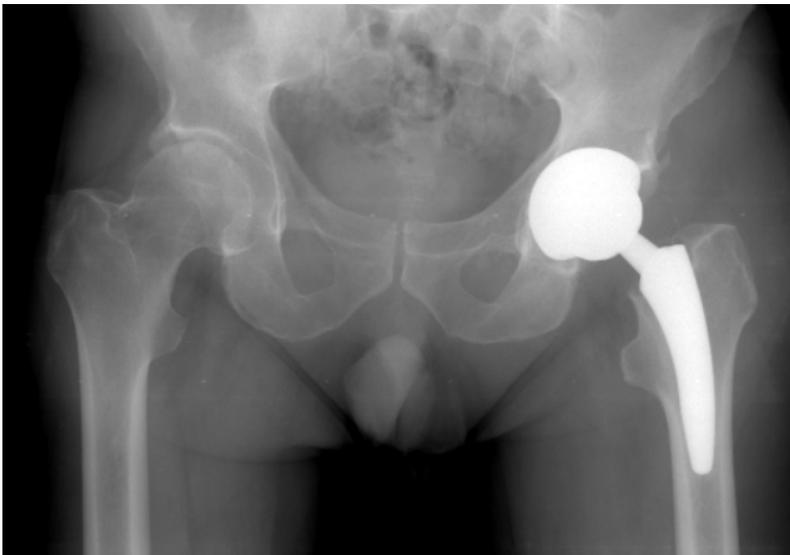
$CCDW_{präOP}$: 125,5 °

$BLD_{präOP}$: 3,9 mm

$FO_{präOP}$: 34,1 mm

$AO_{präOP}$: 33,2 mm

$GO_{präOP}$: -1,3 mm

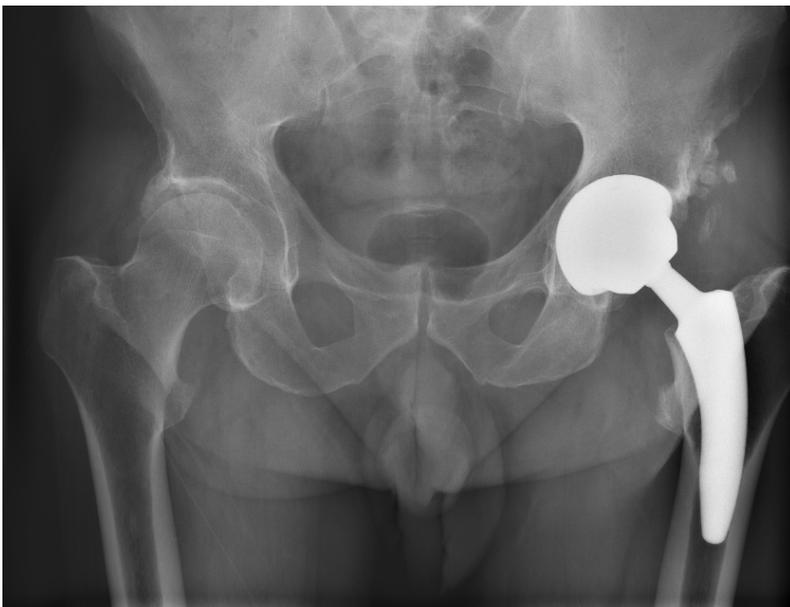


Röntgenbild intraOP

Schaft: 6

Kopf: 40 mm, L

Pfanne: 56 mm



Röntgenbild 6 Jahre postOP

$\Delta CCDW$: 0,3 °

ΔBLD : -0,4 mm

ΔFO : 8,3 mm

ΔAO : -6,4 mm

ΔGO : 1,9 mm

HO nach Brooker Kl. 1

Abb. 51: Fallbeispiel (Patient Nr. 15) Verlaufskontrolle der radiologischen Parameter präoperativ (präOP) bis 6 Jahre nach Implantation der MiniHip®

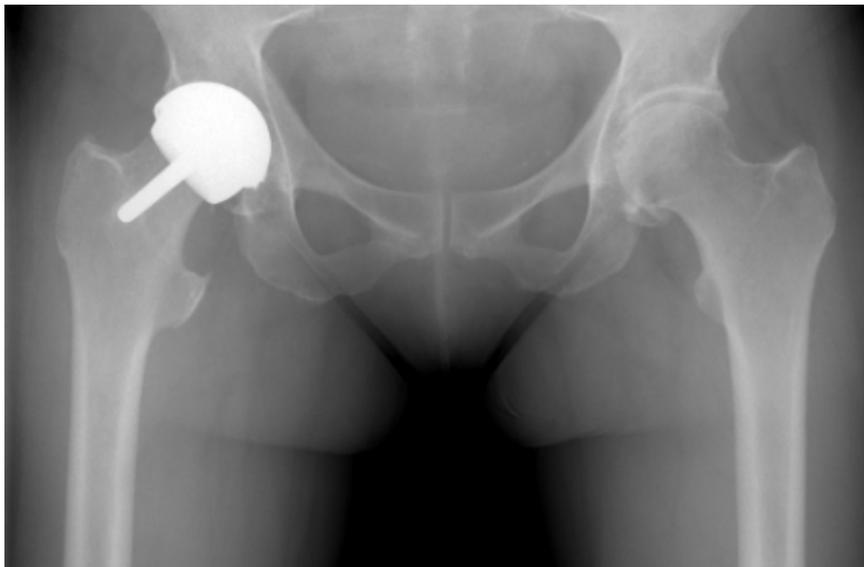
4.5 Einschränkungen

Eine Einschränkung dieser Studie ist, dass bei dem Patientenkollektiv eine große Streuung der Nachuntersuchungszeiträume vorliegen. Bei Patienten, die nur bis zu zwei Jahre postOP in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf nachuntersucht wurden, sind die Aussagen über längerfristige klinische Einschränkungen oder radiologische Veränderungen begrenzt. Die Studie um Dattani et al. beschreibt, dass radiologische Anzeichen einer periimplantären Osteolyse häufig erst fünf Jahren postOP sichtbar werden (Dattani, 2007). Daher ist zu berücksichtigen, dass der vorliegende Untersuchungszeitraum von den Patientengruppen mit einem Untersuchungszeitraum von unter 5 Jahren zu kurz ist, um Aussagen über das langfristige knöcherne Verhalten der MiniHip® zu treffen.

Eine weitere Einschränkung ist, dass es keine standardisierte Implantation der MiniHip® gab. Es variieren sowohl die Art und Verankerungen der Pfanne, Materialkombinationen in der Gleitpaarung, als auch das und Größe des Prothesenkopfes. Die operierenden Chirurgen haben nicht alle den gleichen Zugangsweg gewählt, wenn auch alle von anterolateral erfolgten. Die 2-Jahres Studie um Schwarze et al. bestätigt dem entgegen, dass es keine Unterschied zwischen dem konventionellen und minimalinvasiven Zugang gibt und diesem Fall die Standardisierung keinen Einfluss auf das Ergebnis hat (Schwarze et al., 2018). Zudem waren nicht alle Chirurgen auf dem gleichen Lern-/Entwicklungsstand und wiesen das gleiche routinierte chirurgische Können auf. Gulow et al. beschreiben in ihrer Analyse von den untersuchten Kurzschafftprothesen wie CFP, Metha, PROXIMA™ eine deutliche Lernkurve (Gulow et al., 2007). Es ist nicht auszuschließen, dass diese genannten Faktoren das klinische und radiologische Outcome beeinflusst haben. Die Abhängigkeit des implantologischen Ergebnisses von der Erfahrung und dem Können des Chirurgen wird beschrieben, auch wenn von einer kurzen Lernzeit bei der MiniHip® auszugehen ist (Arnholdt et al., 2017; Jerosch et al., 2012)

Eine weitere potenzielle Einschränkung ist die unterschiedliche Spezifität der Röntgengeräte. Zum Großteil wurden in dieser Studie die Röntgenbilder in der radiologischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf angefertigt, Vernachlässigbare 2 % der präOP Patientenbilder wurden außerhalb der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf angefertigt und zur Untersuchung mitgebracht. Die Lagerung der Patienten bei der Röntgenaufnahme spielt ebenfalls eine große Rolle. Die aktuelle Literatur beschreibt regionale

Knochendichteunterschiede von über 10 %, abhängig von der Femurrotation, vor allem in den proximalen Gruen Zonen (Cohen and Rushton, 1995; Kiratli et al., 1992; Martini et al., 1997, 2000). Das führt zur Notwendigkeit der identischen Patientenpositionierung bei der Röntgenaufnahme. Dies scheint retrospektiv relativ schwierig, da nicht bei allen Patienten gleiche körperliche Bedingungen gegeben sind (z.B. ASA Klasse >2).



Kenndaten:

weiblich
61 Jahre

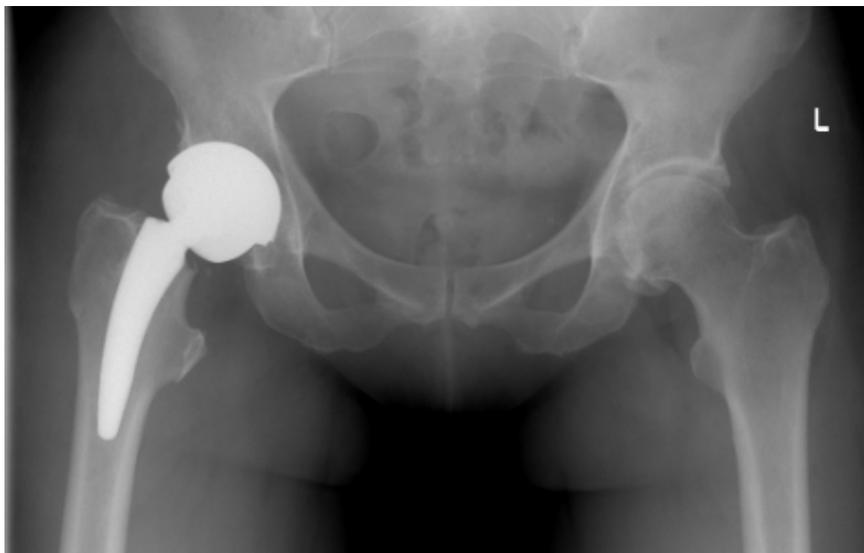
CCDW_{präOP}: 131,2 °

BLD_{präOP}: 4,9 mm

FO_{präOP}: 37,4 mm

AO_{präOP}: 30,2 mm

GO_{präOP}: -1,3 mm



Röntgenbild postOP

Schaft: 4

Kopf: 44 mm, L

Pfanne: 56 mm

Δ CCDW: -2,8 °

Δ BLD: -4,9 mm

Δ FO: 4 mm

Δ AO: 0,4 mm

Δ GO: 4,4 mm

Abb. 52: Fallbeispiel (Patient Nr. 94) Vergleich der radiologischen Parameter bei einer voroperierten Hüfte präoperativ (präOP) zu postoperativ (präOP) nach Implantation der MiniHip®

Zudem wurden in dieser Studie nicht nur Patienten mit Erstimplantationen miteinander verglichen. Patienten mit z.B. Hüft dysplasien hatten bereits chirurgische Eingriffe im Hüftgelenk und femoralen Knochengewebe. In der Abb. 52 ist ein Patientenfall zu sehen (Patient Nr.

94), bei dem eine MiniHip® in ein voroperiertes HG implantiert wird. Es erfolgt die Revision der Oberflächenprothese und ein Wechsel zur MiniHip® Kurzschaftprothese. Diese Situation zeigte statisch aber keinen Zusammenhang mit schlechteren Ergebnissen bei den MdAS. Buttaro et al. beschrieben 2014 in einem *case report*, dass auch bei einer voroperierten Situation, im Sinne einer ausgeheilten intersubtrochanären Fraktur mit dynamischer Kondylenschraube und Osteosyntheseplatten, einer Coxa vara und diagnostizierter posttraumatischer Osteoarthritis, eine zufriedenstellende Situation zu erreichen ist (Buttaro et al., 2014).

4.6 Schlussfolgerung

Die Hypothese dieser Arbeit konnte bestätigt werden: mit Implantation der Kurzschaftprothese MiniHip® konnten biomechanische Parameter wie BLD, Offset und CCDW wiederhergestellt werden. Die Überlebenszeit von 96,6 %, die Komplikationsrate und der signifikante Anstieg des funktionellen MdAS deckt sich mit der aktuellen Studienlage anderer Kurz- und Standardschaften. Die individuelle Anatomie des heterogenen Patientenkollektivs konnte im Hinblick auf die Beinlänge wiederhergestellt werden. Dies gilt unabhängig vom Patientenalter bei der Operation. Die Kurzschaftprothesen sind vor allem im Hinblick auf den Knochenhalt bei jungen Patienten bedeutsam, da voraussichtlich Wechseloperationen im Laufe ihres Lebens notwendig werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sind von klinischer Relevanz, da der Zusammenhang zwischen der anatomischen Rekonstruktion und Implantatversagen gut verstanden werden muss, um lange Standzeiten der Kurzschaftprothesen zu gewährleisten. Die hier gefundenen guten Ergebnisse spiegeln sich in den steigenden Implantationszahlen von Kurzschaft-Totalendoprothesen in nationalen und internationalen Registern.

Zusammenfassend kann das Konzept der MiniHip® Kurzschaftprothese hinsichtlich der Rekonstruktion der Biomechanik bestätigt werden kann. Periimplantäre Knochendichteveränderungen werden nicht vermieden, aber im Vergleich zu Standardschaftprothesen reduziert. Es zeigen sich weder klinisch noch radiologisch oder hinsichtlich postoperativer Komplikationen Unterschiede in den verschiedenen Altersgruppen. Aus dieser Tatsache ist zu schließen, dass die MiniHip® Kurzschaftprothese anstatt eines Standardschafts sicher implantiert werden kann und ein sehr breites Indikationsspektrum bietet. Langzeituntersuchungen müssen zeigen, ob die guten kurz- und mittelfristigen Ergebnisse im Langzeitverlauf bestätigt werden können.

5 LITERATURVERZEICHNIS

Affatato S, Freccero N and Taddei P (2016) The biomaterials challenge: A comparison of polyethylene wear using a hip joint simulator. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 53: 40–48. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.001.

AGA Diagnostik Hueftgelenk (2017). Available at: http://www.aga-online.ch/ccUpload/upload/files/AGA_Diagnostik_FINAL_Hueftgelenk_10.pdf (accessed 20 May 2018).

Aldinger P, Thomsen M, Mau H, et al. (2003) Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 74(3): 253–258. DOI: 10.1080/00016470310014157.

Aldinger P. R., Sabo D, Pritsch M, et al. (2003) Pattern of Periprosthetic Bone Remodeling Around Stable Uncemented Tapered Hip Stems: A prospective 84-month follow-up study and a Median 156-month Cross-Sectional Study with DXA. *Calcified Tissue International* 73(2): 115–121. DOI: 10.1007/s00223-002-2036-z.

Amenabar, Thomas, Kanniraj Marimuthu, Gabrielle Hawdon, et al. (2015) Total Hip Arthroplasty Using a Short-Stem Prosthesis: Restoration of Hip Anatomy. *Journal of Orthopaedic Surgery* 23(1): 90–94. DOI: 10.1177/230949901502300121.

Arabmotlagh M, Hennigs T and Rittmeister M (2003) Periprothetischer Knochenumbau am proximalen Femur nach Implantation von individual- und Standard-Hüftendoprothesen. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 141(05): 519–525. DOI: 10.1055/s-2003-42837.

Arnholdt J, Gilbert F, Blank M, et al. (2017) The Mayo conservative hip: complication analysis and management of the first 41 cases performed at a University level 1 department. *BMC Musculoskeletal Disorders* 18. DOI: 10.1186/s12891-017-1613-2.

Asayama I, Chamnongkich S, Simpson KJ, et al. (2005) Reconstructed Hip Joint Position and Abductor Muscle Strength After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 20(4): 414–420. DOI: 10.1016/j.arth.2004.01.016.

Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report. (2017) Adelaide. ISSN 1445-3657

- Bal BS, Lowe JA, Gietler AE, et al. (2010) Heterotopic Ossification After 2-Incision Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 25(4): 538–540. DOI: 10.1016/j.arth.2009.04.019.
- Banerjee S, Pivec R, Issa K, et al. (2013) Outcomes of short stems in total hip arthroplasty. *Orthopedics* 36(9): 700–707. DOI: 10.3928/01477447-20130821-06.
- Basad E, Ishaque B, Stürz H, et al. (2009) The Anterolateral Minimally Invasive Approach for Total Hip Arthroplasty: Technique, Pitfalls, and Way Out. *Orthopedic Clinics of North America* 40(4). Minimally Invasive Surgery in Orthopedic Surgery: 473–478. DOI: 10.1016/j.ocl.2009.05.001.
- Behringer M (2009) *Klinisch-radiologische Ergebnisse eines modularen zementfreien Endoprothesensystems mit XLPE/Keramik-Gleitpaarung*. Dissertation. Heinrich- Heine- Universität, Düsseldorf.
- Bieger R, Cakir B, Reichel H, et al. (2014) Erkennung von Hüftschafsisinterungen am Röntgenbild. *Der Orthopäde* 43(10): 934–939. DOI: 10.1007/s00132-014-3014-7.
- Birg H (2018) Die demographische Alterung in Deutschland. *Die neue Ordnung* 4: 242–252.
- Bladen CL, Teramura S, Russell SL, et al. (2013) Analysis of wear, wear particles, and reduced inflammatory potential of vitamin E ultrahigh-molecular-weight polyethylene for use in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 101B(3): 458–466. DOI: 10.1002/jbm.b.32904.
- Boese CK, Bredow J, Ettinger M, et al. (2016) The Influence of Hip Rotation on Femoral Offset Following Short Stem Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 31(1): 312–316. DOI: 10.1016/j.arth.2015.07.027.
- Bohensky M, Ackerman I, Steiger R de, et al. (2014) Lifetime Risk of Total Hip Replacement Surgery and Temporal Trends in Utilization: A Population-Based Analysis. *Arthritis Care & Research* 66(8): 1213–1219. DOI: 10.1002/acr.22279.

Bourne RB, Rorabeck CH, Ghazal ME, et al. (1994) Pain in the Thigh following Total Hip Replacement with a Porous-Coated Anatomic Prosthesis for Osteoarthritis. A Five-Year Follow-up Study. *JBJS* 76(10): 1464. Available at: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1994/10000/Pain_in_the_Thigh_following_Total_Hip_Replacement.5.aspx (accessed 9 July 2018).

Brach del Prever EM, Bistolfi A, Bracco P, et al. (2009) UHMWPE for arthroplasty: past or future? *Journal of Orthopaedics and Traumatology : Official Journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology* 10(1): 1–8. DOI: 10.1007/s10195-008-0038-y.

Bradt RC (1967) Cr₂O₃ Solid Solution Hardening of Al₂O₃. *Journal of the American Ceramic Society* 50(1): 54–55. DOI: 10.1111/j.1151-2916.1967.tb14972.x.

Braun A and Sabah A (2009) [Two-year results of a modular short hip stem prosthesis--a prospective study]. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Unfallchirurgie* 147(6): 700–706. DOI: 10.1055/s-0029-1185899.

Breil-Wirth A, von Engelhardt, Lars Victor, Grasselli, Christian, et al. (2016) 5- bis 6-Jahres-Ergebnisse einer MiniHip Kurzschaftprothese. *OUP* 5(6): 370–375.

Briem D, Schneider M, Bogner N, et al. (2011) Mid-term results of 155 patients treated with a collum femoris preserving (CFP) short stem prosthesis. *International Orthopaedics* 35(5): 655–660. DOI: 10.1007/s00264-010-1020-x.

Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, et al. (2015) A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *Journal of Orthopaedics and Traumatology : Official Journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology* 16(3): 237–243. DOI: 10.1007/s10195-015-0335-1.

Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, et al. (1973) Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 55(8): 1629–1632.

Budde S, Floerkemeier T, Thorey F, et al. (2016) A short-stem hip implant with metaphyseal anchorage in patients with developmental dysplasia of the hip. *Technology and Health Care* 24(4): 559–569. DOI: 10.3233/THC-161151.

Bugbee WD, Culpepper WJI, Engh CA, et al. (1997) Long-Term Clinical Consequences of Stress-Shielding after Total Hip Arthroplasty without Cement*. *The Journal of Bone and Joint Surgery (american Volume)* 79(7): 1007–1012. Available at: insights.ovid.com (accessed 17 July 2019).

Burger W and Richter HG (2001) High Strength and Toughness Alumina Matrix Composites by Transformation Toughening and ‘In Situ’ Platelet Reinforcement (ZPTA) - The New Generation of Bioceramics. *Key Engineering Materials*. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.192-195.545.

Buttaro M, PiuZZi N, Comba F, et al. (2014) Total Hip Arthroplasty Using a Short-Stemmed Femoral Component in the Presence of a Long Dynamic Condylar Screw Osteosynthesis Plate. DOI: 10.1155/2014/725403.

Buttaro MA, Slullitel PA, Zanotti G, et al. (2017) Is a short stem suitable for patients with hip dysplasia? A report on technical problems encountered during femoral reconstruction. *Hip International: The Journal of Clinical and Experimental Research on Hip Pathology and Therapy*: 0. DOI: 10.5301/hipint.5000562.

Callaghan J, Fulghum C, Glisson R, et al. (1992) The effect of femoral stem geometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip prostheses. Comparison of straight-stem and curved-stem designs. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 74(6): 839–848. Available at: insights.ovid.com (accessed 28 July 2019).

Callary SA, Field JR and Campbell DG (2013) Low Wear of a Second-generation Highly Crosslinked Polyethylene Liner: A 5-year Radiostereometric Analysis Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 471(11): 3596–3600. DOI: 10.1007/s11999-013-3188-z.

Calvert GT, Devane PA, Fielden J, et al. (2009) A Double-Blind, Prospective, Randomized Controlled Trial Comparing Highly Cross-Linked and Conventional Polyethylene in Primary Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 24(4): 505–510. DOI: 10.1016/j.arth.2008.02.011.

Chen H-H, Morrey BF, An K-N, et al. (2009) Bone Remodeling Characteristics of a Short-Stemmed Total Hip Replacement. *The Journal of Arthroplasty* 24(6): 945–950. DOI: 10.1016/j.arth.2008.07.014.

Claes L, Kirschner P, Perka C, et al. (2011) *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüft-revision*. 1st ed. Springer Berlin Heidelberg.

Cohen B and Rushton N (1995) Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 77(3): 479–483.

Cornell CN, Salvati EA and Pellicci PM (1985) Long-term follow-up of total hip replacement in patients with osteonecrosis. *The Orthopedic Clinics of North America* 16(4): 757–769.

d'Aubigné RM and Postel M (1954) Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 36-A(3): 451–475.

d'Aubigné RM and Postel M (2009) The Classic: Functional Results of Hip Arthroplasty with Acrylic Prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 467(1): 7–27. DOI: 10.1007/s11999-008-0572-1.

Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, et al. (2011) Hip Offset in Total Hip Arthroplasty: Quantitative Measurement with Navigation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 469(2): 429–436. DOI: 10.1007/s11999-010-1554-7.

Dattani R (2007) Femoral osteolysis following total hip replacement. *Postgraduate Medical Journal* 83(979): 312–316. DOI: 10.1136/pgmj.2006.053215.

Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, et al. (1993) Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. *The Journal of Arthroplasty* 8(1): 23–26.

Delee JG and Charnley J (1976) Radiological Demarcation of Cemented Sockets in Total Hip Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® (121): 20. Available at: https://journals.lww.com/clinorthop/Citation/1976/11000/Radiological_Demarcation_of_Cemented_Sockets_in.3.aspx (accessed 28 August 2018).

Dohle J, Becker W and Braun M (2001) Radiologische Analyse der ossären Integration nach Implantation der Alloclassic-Zweymüller-Hüft-TEP. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 319(06): 517–524. DOI: 10.1055/s-2001-19234.

Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, et al. (1993) Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 14(3): 231–242.

Engesæter LB, Engesæter IØ, Fenstad AM, et al. (2012) Low revision rate after total hip arthroplasty in patients with pediatric hip diseases. *Acta Orthopaedica* 83(5): 436–441. DOI: 10.3109/17453674.2012.736171.

EPRD-Jahresbericht (2016). Available at: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2016_Einzelseiten_Online-Version.pdf (accessed 21 May 2018).

EPRD-Jahresbericht-2016 (n.d.). Available at: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2016_Einzelseiten_Online-Version.pdf (accessed 21 May 2018).

Ercan A, Filler TJ and Jerosch J (2015) Postoperative Knochendichteveränderung um die implantierte zementfreie Kurzschaftprothese MiniHip® (Corin). *OUP* 02: 106–112. DOI: 10.3238/oup.2015.0106–0112.

Ercan A, Sokkar SM, Schmid G, et al. (2016) Periprosthetic bone density changes after MiniHip™ cementless femoral short stem: one-year results of dual-energy X-ray absorptiometry study. *SICOT-J* 2: 40. DOI: 10.1051/sicotj/2016033.

Eulert J, Knelles D and Barthel Th (1997) Heterotope Ossifikationen. *Der Orthopäde* 26(4): 399–406. DOI: 10.1007/s132-1997-8285-5.

Falez F, Casella F and Papalia M (2015) Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics* 38(3 Suppl): S6-13. DOI: 10.3928/01477447-20150215-50.

Ferguson RJ, Broomfield JA, Malak TT, et al. (2018) Primary stability of a short bone-conserving femoral stem. *The Bone & Joint Journal* 100-B(9): 1148–1156. DOI: 10.1302/0301-620X.100B9.BJJ-2017-1403.R1.

Feyen H and Shimmin AJ (2014) Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone Joint J* 96-B(4): 442–448. DOI: 10.1302/0301-620X.96B4.33036.

Floerkemeier T, Budde S, Hurschler C, et al. (2017) Influence of size and CCD-angle of a short stem hip arthroplasty on strain patterns of the proximal femur - an experimental study. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 19(1): 141–149.

- Freitag T, Hein M-A, Wernerus D, et al. (2016) Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 136(1): 125–130. DOI: 10.1007/s00402-015-2370-z.
- Fuchs J, Kuhnert, Ronny and Scheidt-Nave, Christa (2017) 12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland. DOI: 10.17886/rki-gbe-2017-054.
- Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, et al. (2008) The Etiology of Osteoarthritis of the Hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 466(2): 264–272. DOI: 10.1007/s11999-007-0060-z.
- Gautschi OP, Cadosch D, Bauer S, et al. (2008) Heterotope Ossifikation: Von der Ätiologie zur aktuellen Therapie. *Der Unfallchirurg* 111(7): 523–534. DOI: 10.1007/s00113-008-1475-z.
- Giardina F, Castagnini F, Stea S, et al. (2018) Short Stems Versus Conventional Stems in Cementless Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Registry Study. *The Journal of Arthroplasty* 33(6): 1794–1799. DOI: 10.1016/j.arth.2018.01.005.
- Götze C, Ehrenbrink J and Ehrenbrink H (2010) Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschaftprothese auf den methaphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der NANOS®-Schaftendoprothese. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 148(04): 398–405. DOI: 10.1055/s-0030-1250151.
- Gruen TA, McNeice GM and Amstutz HC (1979) ‘Modes of failure’ of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (141): 17–27.
- Gulow J, Scholz R and Freiherr von Salis-Soglio G (2007) Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Der Orthopäde* 36(4): 353–359. DOI: 10.1007/s00132-007-1071-x.
- Gustke K (2012) Short stems for total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 94-B(11_Supple_A): 47–51. DOI: 10.1302/0301-620X.94B11.30677.
- Haar P (2007) *Die Akzeleration des Femoralen Offsets und die Auswirkungen auf die Hüftgelenkprothetik*. Available at: <https://d-nb.info/994911114/34> (accessed 8 May 2018).
- Hagel A, Hein W and Wohlrab D (2008) Experience with the Mayo conservative hip system. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca* 75(4): 288–292.

Hannouche D, Devriese F, Delambre J, et al. (2016) Ceramic-on-ceramic THA Implants in Patients Younger Than 20 Years. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 474(2): 520–527. DOI: 10.1007/s11999-015-4546-9.

Harris WH and Muratoglu OK (2005) A Review of Current Cross-linked Polyethylenes Used in Total Joint Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 430: 46. DOI: 10.1097/01.blo.0000152603.58384.e9.

Harris WH, Schiller AL, Scholler JM, et al. (1976) Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. *JBJS* 58(5): 612. Available at: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/1976/58050/Extensive_localized_bone_resorption_in_the_femur.5.aspx (accessed 9 July 2018).

Hauer G, Vielgut I, Amerstorfer F, et al. (2018) Survival Rate of Short-Stem Hip Prostheses: A Comparative Analysis of Clinical Studies and National Arthroplasty Registers. *The Journal of Arthroplasty* 33(6): 1800–1805. DOI: 10.1016/j.arth.2018.01.017.

Heisel C, Silva M and Schmalzried TP (2003) Bearing surface options for total hip replacement in young patients. *JBJS* 85(7): 1366. Available at: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/2003/07000/BEARING_SURFACE_OPTIONS_FOR_TOTAL_HIP_REPLACEMENT.26.aspx (accessed 9 July 2018).

Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty.pdf (n.d.). Available at: <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/397736/Hip%2C%20Knee%20%26%20Shoulder%20Arthroplasty> (accessed 5 July 2018).

Innmann MM, Maier MW, Streit MR, et al. (2017) Additive Influence of Hip Offset and Leg Length Reconstruction on Postoperative Improvement in Clinical Outcome After Total Hip Arthroplasty - ScienceDirect. *The Journal of Arthroplasty* 33: 156–161. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540317306964?via%3Dihub> (accessed 8 December 2017).

Jerosch (2012) Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. *Der Orthopäde* 40(1 (7/8)): 304–312. Available at: <https://www.online-oup.de/article/kurzschafft-ist-nicht-gleich-kurzschafft-br-eine-klassifikation-der-kurzschafftprothesen-div-class-titleenglish-short-stems-are-different-br-a-classification-of-short-stem-designs-div/originalarbeiten/y/m/99?pageNumber=3> (accessed 12 April 2018).

- Jerosch (ed.) (2017) *Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte*. Berlin: Springer.
- Jerosch, Grasselli C and Kothny C (2012) Frühe und mittelfristige klinische Ergebnisse nach Versorgung mit einer MiniHip-Kurzschaftprothese. *OUP* 5(1): 202–207. Available at: <https://www.online-oup.de/article/fruehe-und-mittelfristige-klinische-ergebnisse-nach-br-versorgung-mit-einer-minihip-kurzschaftprothese-div-class-titleenglish-early-and-mid-term-clinical-results-with-the-minihip-br-short-stem-replacement-div/originalarbeiten/y/m/76> (accessed 19 January 2018).
- Jerosch, Grasselli C, Kothny PC, et al. (2012) Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadiaphysär fixierten Kurzschaftprothese – eine radiologische Untersuchung. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 150(01): 20–26. DOI: 10.1055/s-0030-1270965.
- Jerosch J (2011) Ist kürzer wirklich besser? Is shorter really better? *Der Orthopäde* 40(12): 1075–1083. DOI: 10.1007/s00132-011-1848-9.
- Jerosch J (2014) [Differences between short stem prostheses]. *Der Orthopäde* 43(8): 783–795; quiz 796. DOI: 10.1007/s00132-014-2308-0.
- Jerosch J and Babisch J (eds) (2013) *Kurzschaftendoprothesen: wo liegen die Unterschiede? ; mit Tabellen*. Deutscher Ärzteverlag.
- Jerosch J and Funken S (2004) [Change of offset after implantation of hip alloarthroplasties]. *Der Unfallchirurg* 107(6): 475–482. DOI: 10.1007/s00113-004-0758-2.
- Jerosch J and Glameyer H (2009) Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). *Orthop Praxis* 45: 74–81. Available at: https://www.online-oup.de/media/pdf/webarchiv/2009/OUP_2009_02.pdf (accessed 12 April 2018).
- Jerosch J, Theising C and Fadel ME (2006) Antero-lateral minimal invasive (ALMI) approach for total hip arthroplasty technique and early results. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 126(3): 164–173. DOI: 10.1007/s00402-006-0113-x.
- Jerosch J, Grasselli C and Kothny C (2014) Gibt es eine Indikation für ein schenkelhalsteilerhaltendes Kurzschaftsystem (MiniHip) bei Patienten mit avaskulärer Femurkopfnekrose? *OUP* (3(4)): 178–183. Available at: <https://www.online-oup.de/article/gibt-es-eine-indikation-fuer-ein-schenkelhalsteilerhaltendes-kurzschaftsystem-minihip-bei-patienten-mit-avaskulaerer-femurkopfnekrose/uebersichtsarbeiten/y/m/680> (accessed 19 January 2018).

Johnston RC, Brand RA and Crowninshield RD (1979) Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 61(5): 639–652.

Jones LC and Hungerford DS (1987) Cement disease. *Clinical orthopaedics and related research* (225): 192–206. Available at: <http://europepmc.org/abstract/med/3315375> (accessed 9 July 2018).

Jong L de, Klem TMAL, Kuijper TM, et al. (2018) The minimally invasive anterolateral approach versus the traditional anterolateral approach (Watson-Jones) for hip hemiarthroplasty after a femoral neck fracture: an analysis of clinical outcomes. *International Orthopaedics*: 1–6. DOI: 10.1007/s00264-017-3756-z.

Karatosun V, Gunal I, Unver B, et al. (2006) Thrust plate prosthesis for osteonecrosis of the femoral head: Short-term results of 15 patients followed 2–6 years. *Journal of Orthopaedic Science* 11(5): 450–453. DOI: 10.1007/s00776-006-1053-6.

Kazemzadeh-Narbat M, Kindrachuk J, Duan K, et al. (2010) Antimicrobial peptides on calcium phosphate-coated titanium for the prevention of implant-associated infections. *Biomaterials* 31(36): 9519–9526. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2010.08.035.

Khanduja V, Tek V and Scott G (2006) The effect of a neck-retaining femoral implant on leg-length inequality following total hip arthroplasty: a radiological study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 88(6): 712–715. DOI: 10.1302/0301-620X.88B6.17190.

Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, et al. (2011) Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 93(5): 500–509. DOI: 10.2106/JBJS.J.00774.

Khanuja HS, Banerjee S, Jain D, et al. (2014) Short Bone-conserving Stems in Cementless Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 96(20): 1742–1752. DOI: 10.2106/JBJS.M.00780.

Kim S-M, Han S-B, Rhyu KH, et al. (2018) Periprosthetic femoral fracture as cause of early revision after short stem hip arthroplasty—a multicentric analysis. *International Orthopaedics*: 1–8. DOI: 10.1007/s00264-018-3930-y.

Kim Y-H and Oh J-H (2012) A comparison of a conventional versus a short, anatomical metaphyseal-fitting cementless femoral stem in the treatment of patients with a fracture of the femoral neck. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 94-B: 774–81. Available at: <http://bjj.boneandjoint.org.uk/content/94-B/6/774.long> (accessed 8 December 2017).

Kim Y-H, Kim J-S, Joo J-H, et al. (2012) A Prospective Short-Term Outcome Study of a Short Metaphyseal Fitting Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 27(1): 88–94. DOI: 10.1016/j.arth.2011.02.008.

Kiratli BJ, Heiner JP, McBeath AA, et al. (1992) Determination of bone mineral density by dual X-ray absorptiometry in patients with uncemented total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research* 10(6): 836–844. DOI: 10.1002/jor.1100100613.

Kocic M, Lazovic M, Mitkovic M, et al. (2010) Clinical significance of the heterotopic ossification after total hip arthroplasty. *Orthopedics* 33(1): 16. DOI: 10.3928/01477447-20091124-13.

Konyves A and Bannister GC (2005) The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 87(2): 155–157.

Kurtz SM (2004) *The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement*. Elsevier.

Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, et al. (2015) Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *International Orthopaedics* 39(7): 1269–1275. DOI: 10.1007/s00264-014-2632-3.

Kutzner KP, Pfeil D, Kovacevic MP, et al. (2016) Radiographic alterations in short-stem total hip arthroplasty: a 2-year follow-up study of 216 cases | HIP. *HIP International* 26(3): 278–283. Available at: <http://www.hip-int.com/article/266b9717-475f-4aea-adba-76e76aa2065c> (accessed 5 December 2017).

Kutzner KP, Freitag T, Donner S, et al. (2017) Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in short-stem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 137(3): 431–439. DOI: 10.1007/s00402-017-2640-z.

Lavernia C, D'Apuzzo M, Hernandez V, et al. (2004) Thigh pain in primary total hip arthroplasty: The effects of elastic moduli. *The Journal of Arthroplasty* 19(7, Supplement 2): 10–16. DOI: 10.1016/j.arth.2004.06.023.

- Learmonth ID, Young C and Rorabeck C (2007) The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet* 370(9597): 1508–1519. DOI: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7.
- Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, et al. (2009) Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 95(3): 210–219. DOI: 10.1016/j.otsr.2009.03.010.
- Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (2007). Available at: <https://www.bundesaerztekammer.de/aerzte/qualitaetssicherung/richtlinien-leitlinien-empfehlungen-stellungnahmen/richtlinien-leitlinien-empfehlungen-zur-qualitaetssicherung/bildgebende-verfahren/roentgendiagnostik/> (accessed 4 October 2018).
- Lerch M, von der Haar-Tran A, Windhagen H, et al. (2012) Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *International Orthopaedics* 36(3): 533–538. DOI: 10.1007/s00264-011-1361-0.
- Leunig M and Ganz R (2005) Femoroacetabuläres Impingement. *Der Unfallchirurg* 108(1): 9–17. DOI: 10.1007/s00113-004-0902-z.
- Lewinski G and Floerkemeier T (2015) 10-year experience with short stem total hip arthroplasty. *Orthopedics* 38(3 Suppl): S51-56. DOI: 10.3928/01477447-20150215-57.
- Lewinski G von (2018) Kurzschaft, Geradschaft, anatomischer Schaft: freie Wahl oder Empfehlungen? *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. DOI: 10.1055/a-0658-5988.
- Li Y, Lee I-S, Cui F-Z, et al. (2008) The biocompatibility of nanostructured calcium phosphate coated on micro-arc oxidized titanium. *Biomaterials* 29(13): 2025–2032. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2008.01.009.
- Liang H-D, Yang W-Y, Pan J-K, et al. (2018) Are short-stem prostheses superior to conventional stem prostheses in primary total hip arthroplasty? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMJ Open* 8(9). DOI: 10.1136/bmjopen-2018-021649.
- Lingnau A-K (2010) *Vergleich des „Standardzugangs— nach Bauer mit dem „minimal-invasiven— anterolateralen Zugang bei primärer Hüftendoprothetik anhand von Laborparametern bezüglich des Blutverlustes und des Muskeltraumas.*
- Loppini M and Grappiolo G (2018) Uncemented short stems in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Reviews* 3(5): 149–159. DOI: 10.1302/2058-5241.3.170052.

- Loughead JM, Chesney D, Holland JP, et al. (2005) Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 87-B(2): 163–166. DOI: 10.1302/0301-620X.87B2.15151.
- Magu NK, Rohilla R and Arora S (2012) Conservatively treated acetabular fractures: A retrospective analysis. *Indian Journal of Orthopaedics* 46(1): 36–45. DOI: 10.4103/0019-5413.91633.
- Mai S, Pfeil J, Siebert W, et al. (2016) Calcar-guided short stems in total hip arthroplasty - an overview. *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis* 2016: 342–347. DOI: 10.3238/oup.2016.0342-0347.
- Martini F, Sell S, Kremling E, et al. (1996) Determination of periprosthetic bone density with the DEXA method after implantation of custom-made uncemented femoral stems. *International Orthopaedics* 20(4): 218–221. DOI: 10.1007/s002640050067.
- Martini F, Schmidt B and Sell S (1997) Wertigkeit und Reproduzierbarkeit osteodensitometrischer DEXA-Messungen nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 135(01): 35–39. DOI: 10.1055/s-2008-1039552.
- Martini F, Lebherz C, Mayer F, et al. (2000) Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 82(7): 1065–1071.
- Mayor D, Patel S, Perry C, et al. (2014) Nine Year Follow-up of a Ceramic-on-Ceramic Bearing Total Hip Arthroplasty Utilizing a Layered Monoblock Acetabular Component. *The Iowa Orthopaedic Journal* 34: 78–83. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4127741/> (accessed 5 December 2017).
- McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, et al. (1995) Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY*: 5.
- Meding JB, Keating EM and Davis KE (2011) Acetabular UHMWPE Survival and Wear Changes With Different Manufacturing Techniques. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 469(2): 405–411. DOI: 10.1007/s11999-010-1571-6.

Merle C, Sommer J, Streit MR, et al. (2012) Influence of Surgical Approach on Postoperative Femoral Bone Remodelling after Cementless Total Hip Arthroplasty. *HIP International* 22(5): 545–554. DOI: 10.5301/HIP.2012.9742.

Merx H, Dreinhöfer KE and Günther K-P (2007) Sozialmedizinische Bedeutung der Arthrose in Deutschland. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 145(4): 421–429. DOI: 10.1055/s-2007-965552.

Meyer JS, Freitag T, Reichel H, et al. (2018) Periprosthetic Bone Mineral Density Changes After Implantation of a Curved Bone Preserving Hip Stem Compared to a Standard Length Straight Stem: 5-Yr Results of a Prospective, Randomized DEXA-Analysis. *Journal of Clinical Densitometry*. DOI: 10.1016/j.jocd.2018.07.007.

MiniHip Designprinzip.pdf (n.d.). Available at: <https://www.coringroup.com/legacy/MiniHip%20Designprinzip-o=357.pdf>.

Morrey BF, Adams RA and Kessler M (2000) A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY* 82(7): 7.

Müller M, Wassilew G and Perka C (2015) Diagnostik und Behandlung von Abrieberkrankungen in der Hüftendoprothetik. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 153(02): 213–229. DOI: 10.1055/s-0035-1545827.

Nally FJ, Rossi LA, Diaz F, et al. (2015) Which prosthetic system restores hip biomechanics more effectively? Comparison among three systems. *Current Orthopaedic Practice* 26(4): 382. DOI: 10.1097/BCO.0000000000000242.

Newman EA, Holst DC, Bracey DN, et al. (2016) Incidence of heterotopic ossification in direct anterior vs posterior approach to total hip arthroplasty: a retrospective radiographic review. *International Orthopaedics* 40(9): 1967–1973. DOI: 10.1007/s00264-015-3048-4.

NJR 14th Annual Report 2017.pdf (n.d.). Available at: <http://www.njrreports.org.uk/Portals/0/PDFdownloads/NJR%2014th%20Annual%20Report%202017.pdf> (accessed 21 May 2018).

NJR 14th Annual Report for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man (2017). Available at: <http://www.njrreports.org.uk/Portals/0/PDFdownloads/NJR%2014th%20Annual%20Report%202017.pdf> (accessed 21 May 2018).

Okano T, Hagino H, Otsuka T, et al. (2002) Measurement of periprosthetic bone mineral density by dual-energy x-ray absorptiometry is useful for estimating fixation between the bone and the prosthesis in an early stage. *The Journal of Arthroplasty* 17(1): 49–55. DOI: 10.1054/arth.2002.28729.

Operationsstatistik - DRG Statistik (2018). Available at: http://www.gbe-bund.de/oowa921-in-stall/servlet/oowa/aw92/WS0100/_XWD_PROC?_XWD_2/2/XWD_CUBE.DRILL/_XWD_30/D.390/43153 (accessed 5 July 2018).

Ortiguera CJ, Pulliam IT and Cabanela ME (1999) Total hip arthroplasty for osteonecrosis: Matched-pair analysis of 188 hips with long-term follow-up. *The Journal of Arthroplasty* 14(1): 21–28. DOI: 10.1016/S0883-5403(99)90197-3.

Pakos EE, Paschos NK and Xenakis TA (2014) Long Term Outcomes of Total Hip Arthroplasty in Young Patients under 30. *Archives of Bone and Joint Surgery* 2(3): 157–162. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4225019/> (accessed 16 January 2018).

Panisello J, Herrero L, Herrera A, et al. (2006) Bone Remodelling after Total Hip Arthroplasty Using an Uncemented Anatomic Femoral Stem: A Three-Year Prospective Study Using Bone Densitometry. *Journal of Orthopaedic Surgery* 14(1): 32–37. DOI: 10.1177/230949900601400108.

Patil S, Luis C and Finn H (2017) Porous Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty with Short Anatomical Stem: Radiographic Evaluation. *Clinics in Orthopedic Surgery* 9(3): 255–262. DOI: 10.4055/cios.2017.9.3.255.

Pedersen NW, Kristensen SS, Schmidt SA, et al. (1989) Factors associated with heterotopic bone formation following total hip replacement. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 108(2): 92–95. DOI: 10.1007/BF00932162.

Pelayo-de-Tomás JM, Rodrigo-Pérez JL, Novoa-Parra CD, et al. (2017) Cementless modular neck stems: are they a safe option in primary total hip arthroplasty? *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology: Orthopedie Traumatologie*. DOI: 10.1007/s00590-017-2071-0.

- Piao C, Wu D, Luo M, et al. (2014) Stress shielding effects of two prosthetic groups after total hip joint simulation replacement. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 9(1): 71. DOI: 10.1186/s13018-014-0071-x.
- Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, et al. (2012) Hip arthroplasty. *The Lancet* 380(9855): 1768–1777. DOI: 10.1016/S0140-6736(12)60607-2.
- Ploeger M, Müller N, Wirtz D, et al. (2018) Adipositas in der Revisionsendoprothetik des Kniegelenks – eine systematische Literaturübersicht und rechtliche Bewertung. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 156(04): 436–442. DOI: 10.1055/a-0590-5340.
- Pons M (2018) Learning curve and short-term results with a short-stem CFP system: *HIP International*. DOI: 10.1177/11207000100200s710.
- Reiter A, Sabo D, Simank HG, et al. (1997) Periprothetische Mineralisationsdichte zementfreier Hüftendoprothetik. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 135(06): 499–504. DOI: 10.1055/s-2008-1039735.
- Renkawitz T, Santori FS, Grifka J, et al. (2008) A new short uncemented, proximally fixed anatomic femoral implant with a prominent lateral flare: design rationals and study design of an international clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* 9: 147. DOI: 10.1186/1471-2474-9-147.
- Ries C, Schopf W, Dietrich F, et al. (2015) Die anatomische Rekonstruktion des Hüftgelenks: ein Vergleich von Kurz- und Standardschaft. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 153(1): 46–50. DOI: 10.1055/s-0034-1396230.
- Ritter MA and Meding JB (1986) A comparison of osteonecrosis and osteoarthritis patients following total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (206): 139–146.
- Robb C, Harris R, O’Dwyer K, et al. (2009) Radiographic assessment of biomechanical parameters following hip resurfacing and cemented total hip arthroplasty. *Hip International: The Journal of Clinical and Experimental Research on Hip Pathology and Therapy* 19(3): 251–256.
- Rosendahl S, Christoffersen JK and Nørgaard M (1977) Para-Articular Ossification Following Hip Replacement: 70 Arthroplasties AD Modum Moore Using McFarland’s Approach. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 48(4): 400–404. DOI: 10.3109/17453677708992016.

- Roth AJ, Richartz G, Sander K, et al. (2005) Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Der Orthopäde* 34: 334–344. DOI: 10.1007/s00132-005-0773-1.
- Rüdiger HA, Guillemin M, Latypova A, et al. (2017) Effect of changes of femoral offset on abductor and joint reaction forces in total hip arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 137(11): 1579–1585. DOI: 10.1007/s00402-017-2788-6.
- Saito S, Saito M, Nishina T, et al. (1989) Long-term results of total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head. A comparison with osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (244): 198–207.
- Sakalauskienė G and Jauniškienė D (2010) Osteoarthritis: etiology, epidemiology, impact on the individual and society and the main principles of management. *Medicina (Kaunas, Lithuania)* 46(11): 790–797.
- Sanli I, Arts JJC and Geurts J (2016) Clinical and Radiologic Outcomes of a Fully Hydroxyapatite-Coated Femoral Revision Stem: Excessive Stress Shielding Incidence and its Consequences. *The Journal of Arthroplasty* 31(1): 209–214. DOI: 10.1016/j.arth.2015.08.037.
- Schmidt R, Gollwitzer S, Nowak TE, et al. (2011) Periprothetische femorale Knochenreaktion nach schenkelhalterhaltender Hüftendoprothetik. *Der Orthopäde* 40(7): 591–599. DOI: 10.1007/s00132-011-1745-2.
- Schmidutz F, Beirer M, Weber P, et al. (2012) Biomechanical reconstruction of the hip: comparison between modular short-stem hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *International Orthopaedics* 36(7): 1341–1347. DOI: 10.1007/s00264-011-1477-2.
- Schnurr C, Loucif A, Patzer T, et al. (2018) Short stem survival after osteonecrosis of the femoral head. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 138(4): 573–579. DOI: 10.1007/s00402-018-2892-2.
- Schwarze M, Budde S, von Lewinski G, et al. (2018) No effect of conventional vs. minimally invasive surgical approach on clinical outcome and migration of a short stem total hip prosthesis at 2-year follow-up: A randomized controlled study. *Clinical Biomechanics* 51: 105–112. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2017.12.004.
- Silva M, Heisel C, Rosa MAD, et al. (2004) The Biomechanical Results of Total Hip.

Slawson RG, Poka A, Bathon H, et al. (1989) The role of post-operative radiation in the prevention of heterotopic ossification in patients with post-traumatic acetabular fracture. *International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics* 17(3): 669–672. DOI: 10.1016/0360-3016(89)90122-3.

Sonntag R, Reinders J, Müller U, et al. (2015) Wahl der richtigen Gleitpaarung in der Hüftendoprothetik. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 153(6): 587–596. DOI: 10.1055/s-0035-1546266.

Spencer CH and Bernstein BH (2002) Hip disease in juvenile rheumatoid arthritis. *Current opinion in rheumatology* 14(5): 536–541. Available at: <https://insights.ovid.com/pubmed?pmid=12192251> (accessed 16 January 2018).

Spinarelli A, Patella V, Petrera M, et al. (2011) Heterotopic ossification after total hip arthroplasty: our experience. *MUSCULOSKELETAL SURGERY* 95(1): 1–5. DOI: 10.1007/s12306-010-0091-6.

Synder M, Drobniowski M and Sibiński M (2012) Long-term results of cementless hip arthroplasty with ceramic-on-ceramic articulation. *International Orthopaedics* 36(11): 2225–2229. DOI: 10.1007/s00264-012-1639-x.

Tannast M, Zheng G, Anderegg C, et al. (2005) Tilt and Rotation Correction of Acetabular Version on Pelvic Radiographs: *Clinical Orthopaedics and Related Research* NA;(438): 182–190. DOI: 10.1097/01.blo.0000167669.26068.c5.

Tannast M, Siebenrock KA and Anderson SE (2007) Femoroacetabular Impingement: Radiographic Diagnosis—What the Radiologist Should Know. *American Journal of Roentgenology* 188(6): 1540–1552. DOI: 10.2214/AJR.06.0921.

Technologie - ECiMa - Corin Group (n.d.). Available at: https://www.coringroup.com/legacy/deutschland/medical_professionals/technology/ecima1/index.html (accessed 3 January 2019).

Teoh KH, Lee PYF and Woodnutt DJ (2016) Our Early Experience of the Corin Minihip Prosthesis. *HIP International* 26(3): 265–269. DOI: 10.5301/hipint.5000343.

The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report (2016). Available at: <https://registercentrum.blob.core.windows.net/shpr/r/Annual-Report-2016-B1eWEH-mHM.pdf> (accessed 26 September 2018).

Total Hip Arthroplasty in Children With Juvenile Chronic Art... : Journal of Pediatric Orthopaedics (n.d.). Available at: http://journals.lww.com/pedorthopaedics/Abstract/2006/01000/Total_Hip_Arthroplasty_in_Children_With_Juvenile.2.aspx (accessed 16 January 2018).

van Oldenrijk J, Molleman J, Klaver M, et al. (2014) Revision rate after short-stem total hip arthroplasty: a systematic review of 49 studies. *Acta Orthopaedica* 85(3): 250–258. DOI: 10.3109/17453674.2014.908343.

Vehof JWM, Spauwen PHM and Jansen JA (2000) Bone formation in calcium-phosphate-coated titanium mesh. *Biomaterials* 21(19): 2003–2009. DOI: 10.1016/S0142-9612(00)00094-6.

von Roth P, Perka C, Mayr HO, et al. (2014) Reproducibility of Femoral Offset Following Short Stem and Straight Stem Total Hip Arthroplasty. *Orthopedics* 37(7): e678–e684. DOI: 10.3928/01477447-20140626-61.

von Schulze Pellengahr C, Fottner A, Utzschneider S, et al. (2009) Zementfreie Endoprothetik des Hüftgelenks. *Der Orthopäde* 38(5): 461–472. DOI: 10.1007/s00132-009-1418-6.

Wacha H, Domsel G and Herrmann E (2018) Long-term follow-up of 1217 consecutive short-stem total hip arthroplasty (THA): a retrospective single-center experience. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 44(3): 457–469. DOI: 10.1007/s00068-017-0895-2.

Waldstein W, Merle C, Schmidt-Braekling T, et al. (2014) Does stem design influence component positioning in total hip arthroplasty using a minimal invasive posterolateral approach? *International Orthopaedics* 38(7): 1347–1352. DOI: 10.1007/s00264-014-2299-9.

Ward DT, Metz LN, Horst PK, et al. (2015) Complications of Morbid Obesity in Total Joint Arthroplasty: Risk Stratification Based on BMI. *The Journal of Arthroplasty* 30(9): 42–46. DOI: 10.1016/j.arth.2015.03.045.

Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H, et al. (2013) Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthopedic Reviews* 5(1). DOI: 10.4081/or.2013.e4.

Yan SG, Weber P, Steinbrück A, et al. (2017) Periprosthetic bone remodelling of short-stem total hip arthroplasty: a systematic review. *International Orthopaedics*. DOI: 10.1007/s00264-017-3691-z.

Yu H, Liu H, Jia M, et al. (2016) A comparison of a short versus a conventional femoral cementless stem in total hip arthroplasty in patients 70 years and older. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 11. DOI: 10.1186/s13018-016-0367-0.

Zagra L and Gallazzi E (2018) Bearing surfaces in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Reviews* 3(5): 217–224. DOI: 10.1302/2058-5241.3.180300.

Zeh A, Weise A, Vasarhelyi A, et al. (2011) Mittelfristige Ergebnisse der MayoTM-Kurzschaffprothese bei Hüftkopfnekrose. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 149(2): 200–205. DOI: 10.1055/s-0030-1270710.

6 ANHANG

6.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Klassifikation der Kurzschaftprothesen nach Jerosch (Jerosch, 2017): Beispiele für schenkelhals-	5
Abb. 2: MiniHip® Schaft	10
Abb. 3: Bewegungsgrad (range of motion) der MiniHip® Kurzschaftprothese	10
Abb. 4: Trinity™-Pressfit-Durchmesser mit möglichen Inlaysystemen der Firma Corin	12
Abb. 5: Verschiedene Gleitpaarungen und jeweiliger Abrieb in mm/Jahr (©CeramTec).....	13
Abb. 6: Schematische Darstellung der präoperativen (präOP) Planung mit Hilfe einer Planungssoftware....	15
Abb. 7: Schenkelhals – Resektionsebenen: hohe/mid-neck/tiefe Resektion mit jeweiliger relativer Häufigkeit	16
Abb. 8: 90-90 Resektion des Schenkelhalses	16
Abb. 9: Empfohlener Operationsablauf der Firma Corin, Teil 1.....	17
Abb. 10: Empfohlener Operationsablauf der Firma Corin, Teil 2.....	18
Abb. 11: Radiologische Auswertung der Beckenübersichtsaufnahmen in a.-p. Aufnahmetechnik.....	27
Abb. 12: Proximale Femurmorphologie nach Dorr in a.-p. Aufnahmetechnik (a) Typ A; b) Typ B; c) Typ C). 29	
Abb. 13: Heterotrope Ossifikation nach Brooker (Bild aus Gautschi et al., 2008) (I= Klasse 1, II= Klasse 2, III= Klasse 3, IV= Klasse 4).....	33
Abb. 14: Fallbeispiel (Patient Nr. 163) für die Messung einer Schaftsinterung:	35
Abb. 15: Gruen Zonen in a.-p. Aufnahmetechnik	36
Abb. 16: DeLee-Charnley Zonen in a.-p. Aufnahmetechnik.....	36
Abb. 17: Anzahl (N) der implantierten MiniHip® Prothesen pro Jahr innerhalb des Untersuchungszeitraums	37
Abb. 18: Geschlechterverteilung: Anzahl (N) der untersuchten Patienten.....	38
Abb. 19: Altersverteilung der Patienten: Anzahl (N) zum Zeitpunkt der Operation	38
Abb. 20: Altersgruppenverteilung: Anzahl (N) der Patienten zum Zeitpunkt der Operation.....	39
Abb. 21: <i>Follow up</i> : Nachuntersuchungszeiträume der untersuchten Patienten.....	39
Abb. 22: Body Maß Index (BMI) der Patienten	40
Abb. 23: Größenverteilung: Anzahl (N) der implantierten Schäfte.....	41
Abb. 24: Fallbeispiel (Patient Nr. 295) für Implantation der Schaftgröße 8.....	42
Abb. 25: Fallbeispiel (Patient Nr. 3) für Implantation der Schaftgröße 4.....	42
Abb. 26: Fallbeispiel (Patient Nr. 387) für Implantation der Schaftgröße 1.....	42
Abb. 27: Größenverteilung entsprechend der proximalen Femurmorphologie nach Dorr	43
Abb. 28: Größenverteilung: Anzahl (N) der implantierten Pfannen (Pfannengröße in mm)	44
Abb. 29: Größenverteilung der implantierten Köpfe (Durchmesserangaben in mm).....	45
Abb. 30: Anzahl (N) der Hauptdiagnosen zur Implantation einer MiniHip® bei den untersuchten Patienten	46

Abb. 31: Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) prä (präOP) und postoperativ (postOP) im Vergleich	49
Abb. 32: Postoperativer (postOP) Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) der implantierten MiniHip® Kurzschafthprothesen	50
Abb. 33: Verteilung der Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich.....	51
Abb. 34: Beinlängendifferenz (BLD) prä- (präOP) und postoperativ (postOP) im Vergleich	51
Abb. 35: Fallbeispiel (Patient Nr. 57) für postoperative (postOP) Veränderung der Beinlängendifferenz (BLD)	52
Abb. 36: Gesamt Offsets (GO) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich.....	53
Abb. 37: Femorales Offset (FO) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich	54
Abb. 38: Acetabuläres Offset (AO) im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich.....	54
Abb. 39: Fallbeispiele für a) intraoperative Fissur und direkte Fixierung durch eine Titan Cerclage (Patient 55	
Abb. 40: Kaplan-Meier-Überlebenszeit-Analyse der MiniHip® Kurzschafthprothese	57
Abb. 41: Fallbeispiel (Patient Nr. 498) für eine Revision der MiniHip® und Wechsel auf eine Standard-	58
Abb. 42: Fallbeispiel (Patient Nr. 163) für die Sinterung eines MiniHip® Schafts	60
Abb. 43: Sinterung in mm in Bezug zur Altersgruppe	60
Abb. 44: Gruen Zonen in a.-p.-Ansicht	61
Abb. 45: Patientenbeispiel für lytische Prozesse in den DeLee-Charnley Zonen	63
Abb. 46: Kaplan-Meier-Überlebenszeit-Analyse zu den MiniHip® Kurzschafthprothesen, die von Operateur	67
Abb. 47: <i>Spot welds</i> in den Gruen Zonen 3 und 5	70
Abb. 48: Bewegungsausmaß von unterschiedlichen Kopfdurchmessern	75
Abb. 49: Bewegungsausmaß bei unterschiedlich großem Kopf- und Pfannendurchmesser	76
Abb. 50: Verteilung der Gründe für eine Revisionsoperation nach a) Erstimplantation und b) bereits erfolgter Wechseloperation von 2001 bis 2016 (Bildquelle: The Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report, 2016)	82
Abb. 51: Fallbeispiel (Patient Nr. 15) Verlaufskontrolle der radiologischen Parameter präoperativ (präOP) bis 6 Jahre nach Implantation der MiniHip®	90
Abb. 52: Fallbeispiel (Patient Nr. 94) Vergleich der radiologischen Parameter bei einer voroperierten Hüfte präoperativ (präOP) zu postoperativ (präOP) nach Implantation der MiniHip®	92

6.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vom deutschen Endoprothesenregister EPR ermittelte Verankerungsarten für Hüft- Totalendoprothesen (HTEP)-Erstimplantationen im Jahr 2016.....	3
Tabelle 2: Prozentuale Revision von primär implantierten Hüft-Totalendoprothese (HTEP) mit diagnostizierter primärer Coxarthrose (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017)	6
Tabelle 3: Schaftgrößen mit entsprechend steigenden Halslängen und Offsets	11
Tabelle 4: Trinity™-Pressfit-Pfanne	11
Tabelle 5: Statistische Auswertung	22
Tabelle 6: Graduierung der Funktionszustände der Patienten (d'Aubigné and Postel, 1954).....	25
Tabelle 7: Modifizierte Bewertung der relativen Ergebnisse der Funktionszustände: Differenz zwischen den prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Scores	26
Tabelle 8: Bewertung der postoperativ (postOP) erreichten Punktzahl	26
Tabelle 9: Größenverteilung entsprechend der proximalen Femurmorphologie nach Dorr	43
Tabelle 10: Verwendete Inlays aus Polyethylen (PE)	45
Tabelle 11: Anzahl (N) der Nebendiagnosen bei den untersuchten Patienten.....	46
Tabelle 12: Merle-d'Aubigné Score (MdAS) – postoperativ (postOP) erreichte Punktzahl	47
Tabelle 13: Differenz zwischen prä- und postoperativ erreichten Merle-d'Aubigné Scores (MdAS)	48
Tabelle 14: Schlechte postoperative (postOP) Ergebnisse anhand des Merle-d'Aubigné Scores (MdAS).....	48
Tabelle 15: Centrum- Collum- Diaphysen Winkel (CCDW) Gruppierungen in varische, normale und valgische Hüften im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich	50
Tabelle 16: Anzahl (N) der intraoperativen und postoperativen (postOP) Komplikationen	55
Tabelle 17: Anzahl(N) der Revision von den Prothesen-Komponenten.....	56
Tabelle 18: Anzahl (N) der Heterotropen Ossifikationen (HO) (Klassifikation nach Brooker).....	59
Tabelle 19: Anzahl (N) der Sinterungen des MiniHip® Prothesenschafts	59
Tabelle 20: Gruen Zonen: Übersicht der identifizierten <i>Radiodense Lines</i> (RDL) oder <i>spot welds</i> und	62
Tabelle 21: DeLee-Charnley Zonen: Übersicht der identifizierten <i>Radiodense Lines</i> (RDL) und <i>Radiolucent</i> .	62
Tabelle 22: Operationszeiten (OP-Zeiten) der jeweiligen Altersgruppen	64
Tabelle 23: Untersuchung auf Zusammenhänge zwischen einem Patientenmerkmal und dem Merle- d'Aubigné Score (MdAS).....	65
Tabelle 24: Statistische Analyse der Zusammenhänge zwischen dem Vorhandensein von <i>Radiolucent Lines</i> (RLL) in den Zonen 1 und 7 bzw. <i>Radiodense Lines</i> (RDL) in den Zonen 3 und 5 und schlechten Merle- d'Aubigné Score (MdAS) Ergebnissen	66
Tabelle 25: Anzahl (N) der Sinterungen > 4 mm in Bezug zum postoperativen (postOP) Centrum-Collum- ..	69
Tabelle 26: Vorteile und Nachteile von Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik, nach Heisel et al. 2003 (Heisel et al., 2003).....	74

Tabelle 27: Rekonstruktion der biomechanischen Parameter im Vergleich nach Implantation einer Lang- und Kurzschaftprothese (Waldstein et al., 2014)	78
Tabelle 28: Rekonstruktion der biomechanischen Parameter im prä- (präOP) und postoperativen (postOP) Vergleich	78
Tabelle 29: Veränderungen der biomechanischen Parameter der unterschiedlichen Prothesen-Designs im Vergleich zum kontralateralen gesundem Hüftgelenk (HG)	81
Tabelle 30: Prozentuale Revision von primär implantierten Hüfttotalendoprothese (HTEP) mit diagnostizierter primärer Coxarthrose (Australian Orthopaedic Association NJRR: Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report., 2017)	83

DANKSAGUNG

Ganz besonders möchte ich mich bei meinen Eltern und meinem Freund bedanken, die mich moralisch unterstützt und motiviert haben diese Dissertation fertigzustellen.

Außerdem möchte ich Prof. Dr. med. Zilkens danken für die Überlassung des Themas und die Betreuung bei der wissenschaftlichen Arbeit. Ebenso danke ich Herr Ullrich von der .05 Statistikberatung, der mir bei der Statistischen Auswertung und Problemen hilfreich zur Seite stand.