

**Klinisch- und röntgenbasierte Ergebnisanalyse der
Metha[®]-Kurzschaff-Hüftendoprothese unter
Berücksichtigung der operativen Lernkurve**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin des Fachbereiches Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Köther-Herrmann, Jan Moritz, geb. Köther
aus Duisburg

Gießen 2023

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie

Gutachter: Prof. Dr. Ishaque, Bernd Alexander

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Heiß, Christian

Tag der Disputation: 28. Februar 2024

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Qualitätskriterien und Grundannahmen	2
2	Fragestellung und Zielsetzung	4
3	Theoretische Grundlagen	5
3.1	Prinzip der Kurzschaftendoprothetik.....	5
3.2	Klassifikation der Hüftendoprothesen.....	7
3.2.1	Schenkelhalserhaltende Prothesen.....	9
3.2.2	Schenkelhalsteilerhaltende Prothesen.....	11
3.2.3	Schenkelhalsresezierende Prothesen	13
3.3	Konstruktionsprinzip und Verankerung	14
3.4	Indikationen und Kontraindikationen für Kurzschaftprothesen	16
3.5	Metha® Kurzschaftprothese.....	18
3.6	Lockerungsdiagnostik.....	20
3.7	Lernkurve	21
4	Material und Methoden.....	22
4.1	Ethikantrag	22
4.2	Studiendesign	22
4.3	Kollektiv	22
4.3.1	Ein- und Ausschlusskriterien.....	23
4.4	Studienverlauf.....	23
4.5	Zielparameter und Einflussgrößen	24
4.6	Datenerhebung und Messmethoden	25
4.6.1	Radiologische Auswertung.....	25
4.6.1.1	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel	26
4.6.1.2	Migration der Prothese	28
4.6.1.3	Markraumsitz.....	29
4.6.2	Harris Hip Score	33
4.7	Statistik	33
5	Ergebnisse	35
5.1	Kollektiv – epidemiologische Daten	35
5.2	Resultate des Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel	38
5.3	Resultate des Markraumsitzes	40
5.3.1	Proximaler Markraumsitz	40
5.3.2	Intermediärer Markraumsitz	43
5.3.3	Distaler Markraumsitz	44
5.4	Resultate der Migration	47

5.5	Klinische Parameter.....	49
5.6	Korrelation der Messparameter	53
5.7	Zusammenfassung der Hauptergebnisse	54
6	Diskussion.....	56
6.1	Diskussion der Methoden	56
6.1.1	Studiendesign.....	56
6.1.2	Messparameter und -verfahren	57
6.1.2.1	Femurschaftachse	57
6.1.2.2	Markraumsitz.....	57
6.1.2.3	Migration	59
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	61
6.2.1	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel	61
6.2.2	Markraumsitz.....	64
6.2.3	Migration	66
6.2.4	Korrelationen	68
6.2.5	Lernkurve.....	70
6.2.6	Limitation	74
6.3	Fazit	76
7	Zusammenfassung.....	77
8	Summary	78
	Abkürzungsverzeichnis.....	I
	Abbildungsverzeichnis	III
	Literaturverzeichnis	V
	Publikationsverzeichnis	A
	Erklärung zur Dissertation.....	B
	Danksagung	C

1 Einleitung

Die Implantation zementfreier Hüftprothesen mit genormten Standardschäften besitzt einen wichtigen Stellenwert in der heutigen Endoprothetik mit der durchschnittliche Standzeiten von 15 Jahren erzielt werden können [Kirschner, 2004]. Zu diesem Themengebiet liegt bereits ein breites Spektrum wissenschaftlicher Daten vor, dennoch bleiben viele Fragen ungelöst.

Zementfreie Schaftsysteme führen zu einer dauerhaften Veränderung und Verlagerung der Kraftübertragung durch die Prothese auf die Knochensubstanz. Durch die unterschiedlichen Elastizitätsmodule des Knochens sowie der Prothese kommt es meist im proximalen *Femur* zu einer Minderbelastung und folglich zu einer Knochenatrophie [Roth & Winzer, 2002]. Dieses Phänomen führt über Knochensubstanzverluste im Bereich der Trochanterregion zu einer Zunahme der Relativbewegungen der Zugknochenareale im periprothetischen Raum, wodurch Einbußen der Funktionalität und Stabilität des Gelenks resultieren [Jerosch et al., 2016; Lombardi et al., 2018; Ridzwan et al., 2007].

Ein weiterer Aspekt sind die Auswirkungen des demographischen Wandels (26% der Patienten < 65 Jahre alt). Die steigende Lebenserwartung sowie die Tatsache, dass zunehmend altersnumerisch und altersbiologisch junge Patienten eine Hüftendoprothese benötigen, werfen zwei weitere Probleme auf. Erstens müssen Prothesen längere Standzeiten gewährleisten, die jedoch zeitlich limitiert sind, zweitens steigt die Wahrscheinlichkeit, dass im Rahmen der endoprothetischen Behandlung, Patienten auf eine oder mehrere Wechseloperationen angewiesen sind. Folglich ist im Zuge des Wechseleingriffes eine weitere ossäre Resektion und Weichteiltraumatisierung vorprogrammiert, weshalb oftmals diaphysär fixierte Langschaftsysteme der einzige Ausweg sind. Letztlich sind Einbußen der Stabilität und Funktion die Folge [Jerosch et al., 2016; von Schulze Pellengahr et al., 2009].

Die Orthopädie und orthopädische Chirurgie hat sich das Ziel gesetzt, eine endoprothetische Primärversorgung zu entwickeln die den Ansatz verfolgt, knochen- und weichteilschonend zu implantieren, sowie einen möglichst atraumatischen Prothesenwechsel zuzulassen.

Die Beantwortung dieser Zielsetzung findet sich im Design der Kurzschaftprothese wieder. Ihre Implantation ermöglicht einen partiellen Erhalt des *Collum femoris*, welcher gleichzeitig als Verankerung dient. Demnach würde die bei Belastung auf die Prothese einwirkende Last auf die intertrochantäre Region über die medialen Anteile der Schenkelhalskortikalis und entlang der lateralen Schaftkortikalis verteilt. Insgesamt könnte der physiologischen Ausgangslage besser entsprochen und eine Knochenatrophie minimiert oder vermieden werden [Jerosch et al., 2016].

1.1 Qualitätskriterien und Grundannahmen

In der Hüftendoprothetik werden folgende radiologische Messgrößen als Güte-, Qualitäts- oder auch Prognosekriterien verwendet. Hierbei handelt es sich um die Migration (S), den Markraumsitz (FFR) und den Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel).

Die **Migration** spiegelt die axiale Positionsänderung der Prothese im zeitlichen Verlauf wider.

Der **Markraumsitz** gibt einen relativen Wert an, wieweit das Implantat das Markraumlager ausfüllt.

Der **CCD-Winkel** wird von der Schenkelhals- und der Femurschaftachse gebildet.

Im Folgenden wird der Zusammenhang der einzelnen Messparameter untereinander erläutert:

Metaphysär verankernde Implantate erreichen ihre Primärstabilität über einen langstreckigen Kontakt zwischen der Knochensubstanz und der beschichteten Prothesenoberfläche. Dabei sollte der Schaft im metaphysären Bereich den Markraum möglichst komplett ausfüllen und sich entlang der lateralen Kortikalis im diaphysären Bereich abstützen. Folglich ist die FFR proximal ideal gleich eins und der laterale Abstand distal, zwischen Prothese und der inneren lateralen Kortikalis gleich null. Falls jedoch kein hinreichend große FFR erreicht wird, kann es durch die Krafteinwirkung auf die Prothese zu einer axialen Migration kommen (siehe Abbildung 1a). Demnach würde diese Migration so lange fortschreiten, bis eine ausreichende FFR wieder erreicht ist. Somit könnte geschlussfolgert werden, dass die Migration und die FFR miteinander korrelieren. Es wird ebenfalls angenommen, dass ein axiales Absinken zu einer

Varisierung der Prothese führt, wodurch es demnach zu einem kleineren CCD-Winkel der Prothese im postoperativen Verlauf kommt. Gleichzeitig bewirkt die Varisierung der Prothese eine bessere Anlagerung des distalen Teils des Implantates an die laterale Kortikalis (siehe Abbildung 1b).

Dieser Zusammenhang wird durch das folgende Schema veranschaulicht (siehe Abbildung 1):

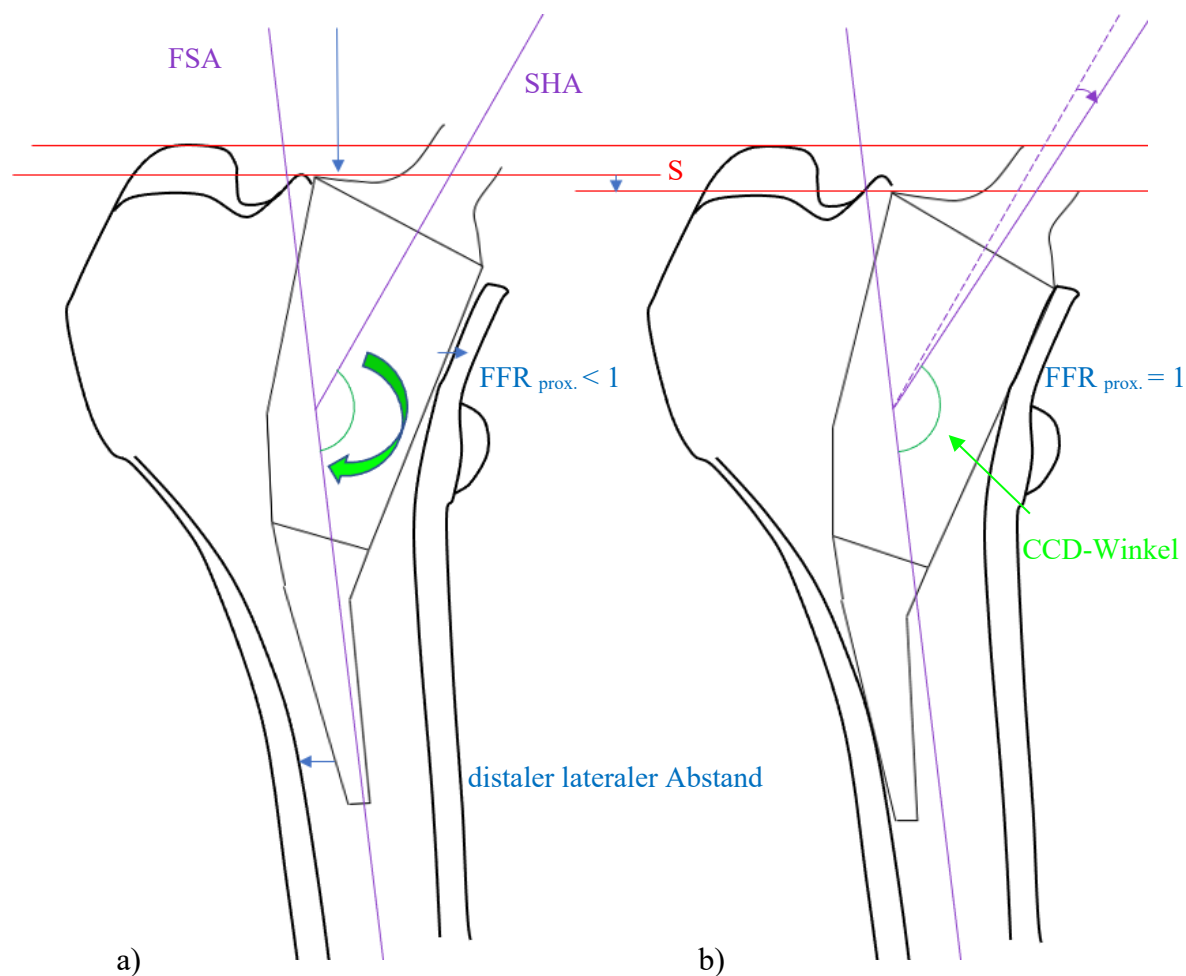


Abbildung 1: Grundannahme

(blaue Pfeile veranschaulichen die Bewegungsrichtung der Prothese; eigene Graphik)

Durch die unterschiedlichen Implantationstechniken und Verankerungsphilosophien der beiden Prothesensysteme wird der Operateur vor eine neue Herausforderung gestellt. Das Erlernen des Umgangs mit neuen Prothesensystemen und ihre Implantation bauen auf der bereits erlangten operativen Expertise auf und führen unweigerlich zu ihrer Weiterentwicklung. Dieser Lernprozess lässt sich durch eine Lernkurve darstellen. [Laffosse et al., 2006; Loweg et al., 2018].

2 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit war es zu analysieren, ob sich die operative Expertise eines Operateurs beim Umgang mit der Metha[®]-Kurzschafthprothese über einen Zeitraum von sieben Jahren verändert und wie sich das postoperative Outcome der nach dem Operationsdatum gestaffelten Patientengruppen anhand einer Lernkurve abzeichnet.

Die operative Expertise wurde mittels radiologischer Messparameter (Migration, Markraumsitz und CCD-Winkel) an fünf klar definierten Kontrollterminen (postoperativ am 1. Tag, nach 6, 12, 24 und 36 Monaten) beurteilt. Zudem wurde der Zusammenhang der einzelnen Messparameter untereinander untersucht.

Um das postoperative Outcome anhand einer Lernkurve darzustellen, muss die operative Expertise zum Zeitpunkt Null und im zeitlichen Verlauf analysiert werden. Die Zeitachse der Lernkurve von sieben Jahren (Operationsjahr 2008-2014) wird durch sieben Probandengruppen repräsentiert.

Es ergaben sich zur Beantwortung der Zielsetzung die nachfolgenden Fragestellungen:

- 1.Fragestellung: Wird der CCD-Winkel der Prothese im postoperativen Verlauf kleiner?
- 2.Fragestellung: Wird ein fester Markraumsitz proximal im Kontrollzeitraum erreicht und erfolgt im distalen Bereich eine Anlagerung der Prothese an die laterale Kortikalis?
- 3.Fragestellung: Migriert die Metha[®]-Kurzschafthprothese im postoperativem Kontrollverlauf?
- 4.Fragestellung: Besteht eine Korrelation der Messparameter?
- 5.Fragestellung: Wie stellt sich das postoperative Outcome anhand der einzelnen Messparameter mittels einer Lernkurve dar?

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Prinzip der Kurzschaftendoprothetik

Die totale Hüftarthroplastik ist zu einer der beliebtesten und häufigsten chirurgischen Verfahren weltweit geworden und erzielt durch die hohe Standardisierung exzellente Ergebnisse [Bieger et al., 2014; Höhle et al., 2015; Iorio et al., 2008; Katzer & Lühr, 2003; Pivec et al., 2012]. Darüber hinaus kam es in den letzten Jahren zu einer nennenswerten Entwicklung und einem Fortschritt in Bezug auf die Materialien, das Design und die tribologische Kopplung der Prothese. Gleichzeitig wurde die Indikationsbreite auf ein jüngeres Patientenkollektiv ausgeweitet. Somit konnten sogenannte „konservative“ Operationen entwickelt werden, die zunehmend knochensparender waren [Falez et al., 2008; Wittenberg et al., 2013].

Falez et al., nannten lediglich zwei Hauptgruppen an „konservativen“ Implantaten, den schenkelhalserhaltenden und den metaphysär knochenerhaltenden Schaft. Kappen- und Schalenprothesen können aufgrund ihrer Eigenschaft zur reinen Oberflächenerneuerung nicht als Schaftsysteme angesehen werden.

Bereits früh zeigten wissenschaftliche Untersuchungen, dass der diaphysäre Schaftanteil einer traditionellen femoralen Prothese zum Erreichen einer maximalen Stabilität nicht notwendig sei, sofern proximal eine ausreichende Verankerung erreicht werden konnte [Jasty et al., 1993]. Darüber hinaus wurde analysiert, wie viel Knochen noch erhalten bleiben sollte, um auftretende Torsionskräfte zu neutralisieren beziehungsweise (bzw.) auf welcher Höhe die Femurosteotomie durchzuführen ist [Whiteside et al., 1995].

Zahlreiche Arbeiten führten zur Entwicklung der Mayo[®]-Prothese (Zimmer Orthopedics, Warsaw, Indiana). Diese Prothese zeichnet sich durch eine einzigartige, doppelte Keilform aus, welche sich über einen Dreipunktkontakt im Knochen fixiert [Meldrum et al., 2003]. Gleichzeitig trägt diese nicht anatomische Form besonders im proximalen Bereich zum Spongiosaerhalt bei. So sollen aseptische Lockerungen und Knochenatrophien vermieden werden [Hagel et al., 2008]. Perioperativ muss auf den Erhalt eines intakten kortikalen Rings geachtet werden [Effenberger et al., 2005; Falez et al., 2008]. Der distale Femurkanal bleibt praktisch unverändert, da der kurze

diaphysäre Schaftanteil lediglich Einfluss auf die Varus-Valgus-Ausrichtung entlang der lateralen Kortikalis besitzt [Gustke, 2012; Jerosch et al., 2012]. Damit stellte der Mayo[®]-Schaft eine Weiterentwicklung der herkömmlichen Standardschäfte dar. Die Fixation kann auch ohne komplette Ausfüllung des Markraums erreicht und die Stabilität entlang der räumlichen Achsen durch rein proximale Verankerung erzielt werden [Falez et al., 2008].

Der Metha[®]-Schaft (B.Braun Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) aus dem Jahr 2004 verfügt im direkten Vergleich zur Mayo[®]-Prothese über eine kürzere Schaftlänge und Querschnittsfläche und kann daher einen größeren Anteil des Knochens erhalten. Gleichzeitig erfordert die Implantation eine genaue Reproduktion der Femurosteotomie [Falez et al., 2008]. Ursprünglich zielte das Design der Kurzschaftprothese auf eine knochensparende endoprothetische Versorgung bei jungen Patienten ab. Die metaphysäre Knochenverankerung unter partieller Schonung der proximalen Femurstruktur, sowie die weitestgehend proximale Kraftübertragung und die daraus resultierende Minimierung periprothetischer Knochenatrophie, wie sie bei Standard- und Langschäften beobachtet wird, ermöglichen im Rahmen einer Revision im späteren Verlauf einen Verfahrenswechsel zum Standardschaft anstelle eines längeren Revisionsschaftes [Jerosch et al., 2016]. Die vielversprechenden Ergebnisse führten bereits in den letzten Jahren zu einer Erweiterung der Indikationsstellung eines höheren Patientenalters [Gustke, 2012; Jerosch et al., 2016; von Schulze Pellengahr et al., 2009]. Darüber hinaus bietet eine minimal-invasive Operationsmethode Vorteile, die letztlich mit einem knochen- und weichteilschonendem Implantationsverfahren und einer kürzeren Rehabilitationszeit der Patienten einhergehen [Jerosch, 2006; Kipping, 2012]. Neben einem kostensparenden Effekt für das Gesundheitssystem bewirkt dies vor allem eine schnellere Wiedereingliederung der Patienten in ihr alltägliches Leben.

Zusammenfassend versucht die Kurzschaft Hüftendoprothetik die Nachteile der Standardschaftprothese zu minimieren. Die Voraussetzungen dafür sind die knochensparende und weichteilschonende Implantationstechnik, um sekundär einen Revisionseingriff mittels einer Standardprothese zu ermöglichen und das Anstreben einer möglichst physiologischen Lasteinleitung zu erreichen. Dadurch soll die Kraftübertragung über die Intertrochantärregion, die medialen Anteile der Schenkelhalskortikalis und die laterale Schaftkortikalis erfolgen, um Knochenatrophien zu vermeiden.

3.2 Klassifikation der Hüftendoprothesen

Hüftendoprothesenschäfte lassen sich mittels verschiedener Kriterien einteilen in:

- Implantatmaterialien
- Schaftlänge
- Prothesendesign
- Verankerungsphilosophie [Gulow et al., 2007].

Der Punkt „Verankerungsphilosophie“ unterteilt die Endoprothesenschäfte in vier weitere Kategorien [Gulow et al., 2007]:

1. Kategorie: Kappenendoprothesen, welche auf eine rein epiphysäre Verankerung ausgelegt sind
2. Kategorie: Schenkelhalsprothesen, die rein metaphysär verankert sind
3. Kategorie: Kurzschaftprothesen, dessen Fixierung metaphysär und über eine kurze diaphysäre Strecke erfolgt
4. Kategorie: Standardschäfte, die eine metaphysäre und lange diaphysäre Verankerung besitzen

Da die vorliegende Arbeit sich mit Kurzschaftprothesen befasst, wird im weiteren Verlauf nur diese Prothesenklasse thematisiert.

Der Begriff Kurzschaftprothese umfasst eine heterogene Gruppe von diversen Prothesen, die sich bezüglich des Ausmaßes der Knochenresektion, der anatomischen Orientierung, der Verankerungsphilosophie und des Designs unterscheiden [Jerosch, 2012].

Es existieren aktuell diverse Klassifikationssysteme mit verschiedenen Unterscheidungsmerkmalen [Jerosch, 2016]. Daher wird seit Jahren eine allgemeine und international gültige Klassifikation der Kurzschaftendoprothesen gefordert [Khanuja et al., 2014].

Im Folgenden wird auf die Klassifikation von Jerosch Bezug genommen, die für diese Arbeit relevant ist und die in der bisherigen Literatur am meisten verwendet wurde. Nach Jerosch werden die Kurzschaftendoprothesen über die Höhe der Resektionsebene unterteilt [Jerosch, 2012]. Es wird zwischen drei Hauptgruppen unterschieden (siehe Abbildung 2):

1. Hauptgruppe: Schenkelhalserhaltende Prothesen
2. Hauptgruppe: Schenkelhalsteilerhaltende Prothesen
3. Hauptgruppe: Schenkelhalsresezierende Prothesen

Diese einzelnen Gruppen werden wiederum bezüglich ihres Indikationsspektrums, ihres Anwendungsbereichs und entsprechend der jeweiligen Operationstechnik eingeteilt [Jerosch, 2012].

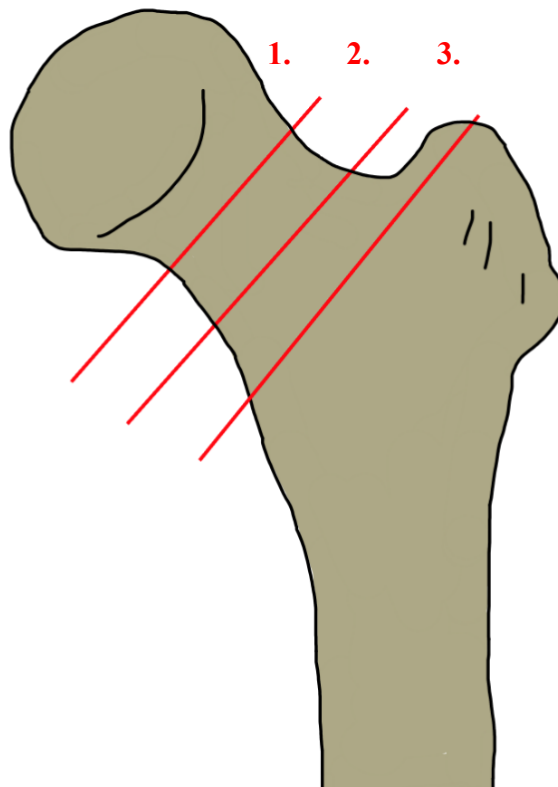


Abbildung 2: Resektionshöhen
(1. schenkelhalserhaltend, 2. schenkelhalsteilerhaltend, 3. Schenkelhalsresezierend;
eigene Graphik)

3.2.1 Schenkelhalserhaltende Prothesen

Die schenkelhalserhaltenden Prothesen zählen zur ersten Generation der Kurzschaftprothesen und werden aktuell nur noch selten verwendet (Jerosch et al., 2016). Sie zeichnen sich durch eine unmittelbar subkapitale Resektion aus, wodurch ein größtmöglicher Knochenerhalt resultiert. Dies eröffnet zwar die Möglichkeit im Rahmen einer Revision auf ein System mit einer tieferen Osteotomiehöhe umzusteigen, birgt aber den Nachteil, dass die Implantation bei varischen Hüften ($< 125^\circ$) kaum möglich ist (Jerosch, 2012). Eine weitere Einschränkung erfahren schenkelhalserhaltende Systeme durch die wenig beeinflussbare Antetorsion oder das femorale Offset, welches insbesondere bei Hüftdysplasien zum Tragen kommt.

Beispiele dieser Gruppe sind die Spiron[®]-Prothese (K-Implant, Garbsen, Deutschland), die CUT[®]-Schenkelhalsprothese (ESKA, Lübeck, Deutschland) und die Silent[®]-Prothese (DePuy, Kinkel, Deutschland), von denen lediglich die Spiron[®]-Prothese noch Verwendung findet [Jerosch, 2016]. Diese Prothese kann mit einer Schraube mit konischem Grundkörper und selbstscheidendem Gewinde verglichen werden, welche zementfrei in den Schenkelhals eingedreht wird [Birkenhauer et al., 2004].

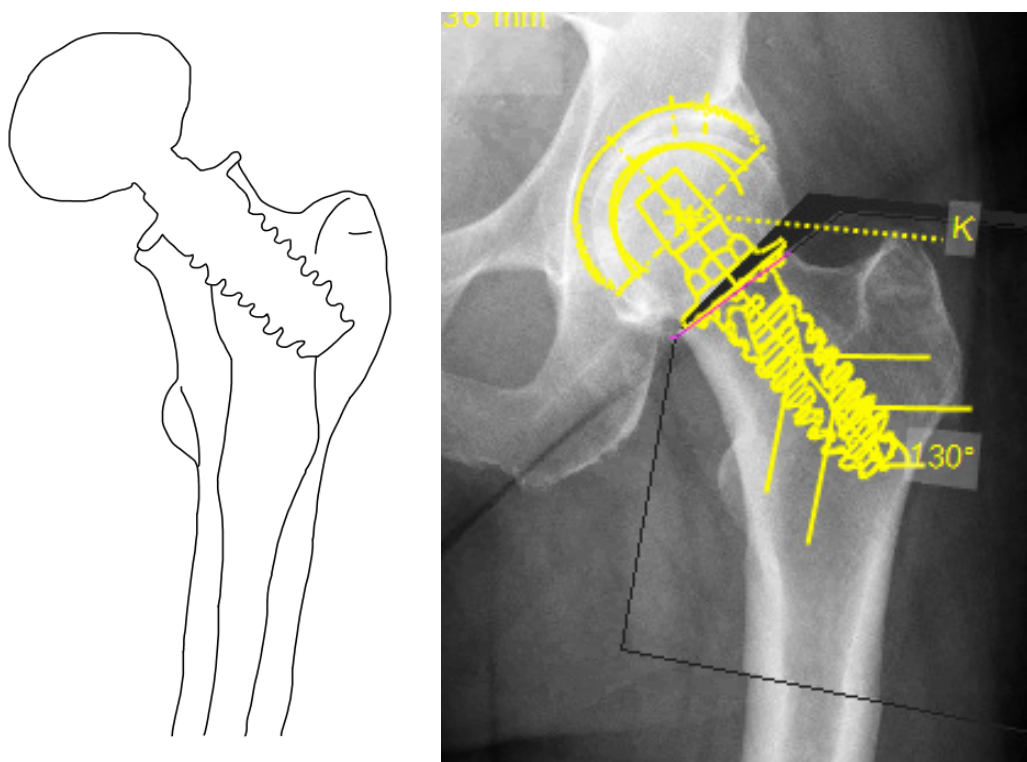


Abbildung 3: Schematische Darstellung (eigene Graphik) und Planung der Spiron[®]-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Die im Jahre 1978 von A. H. Huggler und H. A. C. Jacob entwickelte Druckscheibenprothese, welche heutzutage nicht mehr im Handel verfügbar ist, wird von einigen Autoren als Vorläufermodell der gegenwärtigen schenkelhalserhaltenden Implantate angesehen [Jerosch et al., 2016]. Ihre Verankerungsphilosophie weicht von den übrigen schenkelhalserhaltenden Systemen ab. Es erfolgt ebenfalls eine subkapitale Femurresektion, die Prothese wird rein metaphysär verankert und das *Femur* wird in der diaphysären Region geschont. Eine zusätzliche Fixierung gewährleistet ein distal des *Tuberculum innominatum* eingebrachter Schraubbolzen. Insgesamt gelingt eine direkte Übertragung der eingeleiteten Last auf den Schenkelhals und eine initiale Optimierung der Primärstabilität [Ishaque et al., 2004; Stukenborg-Colsman, 2007]. Zugleich konnte eine Dehnungsreduktion der proximal-medialseitigen Messpunkte, sowie eine leichte Reduktion des Knochenatrophie-Prozesses erreicht werden [Steinhauser et al., 2006].



Abbildung 4: Spiron®-Prothese

(Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Die zuvor genannten schenkelhalserhaltenden Implantate besitzen eine geringe intraoperative Anpassungsfähigkeit bezüglich der anatomischen Gegebenheiten der Patienten und dessen individuelle Biomechanik, welches insgesamt als Kritikpunkt ausgelegt werden kann [Jerosch et al., 2016].

3.2.2 Schenkelhalsteilerhaltende Prothesen

Das Prinzip schenkelhalsteilerhaltender Prothesen begründet sich auf eine an die Anatomie des Patienten abgestimmte Osteotomie und ermöglicht somit eine individuelle Einstellung der Varus-Valgus-Position [Jerosch, 2014b]. In Abhängigkeit vom CCD-Winkel ist demzufolge eine hohe subkapitale, mittlere oder tiefe Resektion indiziert [Jerosch, 2012]. Folglich besteht die Möglichkeit durch die modulierbare Wahl der Resektionshöhe eine optimale Rekonstruktion des Offsets sowie der Beinlänge zu erreichen, ohne dabei eine große Modularität des Implantates selbst vorauszusetzen [Jerosch, 2016].

Erfolgt die Resektion standardmäßig mittig des Schenkelhalses parallel zur Kopf-Hals-Ebene und orientiert sich am *Trochanter minor* als Referenzpunkt, so wird bei valgisch konfigurierten Hüften eine tiefe Resektion in Bezug zur *Fossa piriformis* notwendig. Insgesamt resultiert ein valgischer CCD-Winkel sowie ein geringeres Offset. Im Kontrast dazu ist im Falle einer valgischen Hüftkonfiguration eine hoch subkapitale Resektion zu wählen, damit ein hohes Offset erreicht werden kann (siehe Abbildung 5) [Jerosch, 2012].

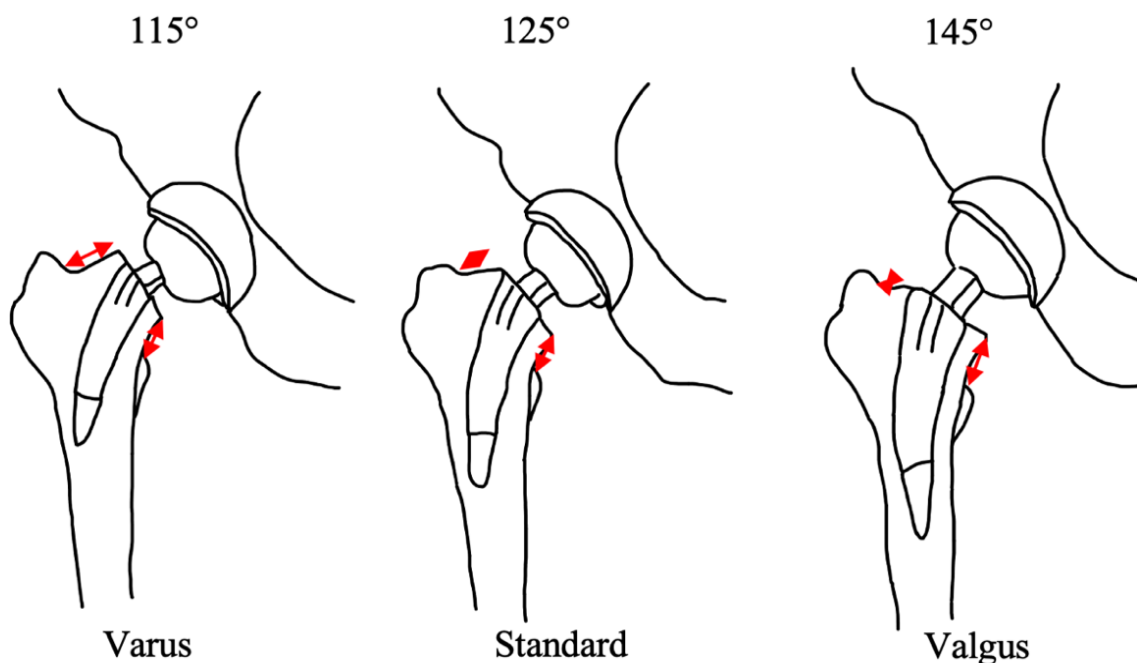


Abbildung 5: Wahl der Resektionshöhe in Abhängigkeit vom CCD-Winkel
(eigene Graphik)

Charnley befasste sich mit dem Konzept schenkelhalsteilerhaltender Prothesen mit dem Ziel, ein erhöhtes Offset zu erhalten [Jerosch, 2016]. Letztendlich war es Pipino, welcher das Konzept 1979 realisierte. Der hierbei verwendete Pipino-Schaft (Link, Hamburg, Deutschland) markiert den Vorgänger des C.F.P.[®]-Schafts (Link, Hamburg, Deutschland), welcher seit 1996 Anwendung findet [Gulow et al., 2007].

Streng genommen stellt die C.F.P.[®]-Prothese, welche neben der Mayo[®]-Prothese von einigen Autoren als Vorreiter der modernen Kurzschaftphilosophie angesehen wird, [Jerosch et al., 2016] eine Ausnahme hinsichtlich der Verankerungsform dar. Sie vereinigt eine den Schenkelhals weitgehend schonende metaphysäre mit einer etwas längeren diaphysären Verankerung. Zusätzlich weist sie eine Halsauflage auf, die sich sonst nur bei der Druckscheibenprothese[®] und der Spiron[®]-Prothese finden lässt [Jerosch et al., 2016].

Weitere Modelle dieser Prothesengruppe sind unter anderem der Nanos[®]-Schaft (Plus Orthopaedics, Arau, Schweiz), die MiniHip[™] (Corin Group, Cirencester Gloucestershire, Großbritannien) und die Aida[®]-Prothese (Abbildung 6) (Implantcast, Buxtehude, Deutschland) [Jerosch, 2016].

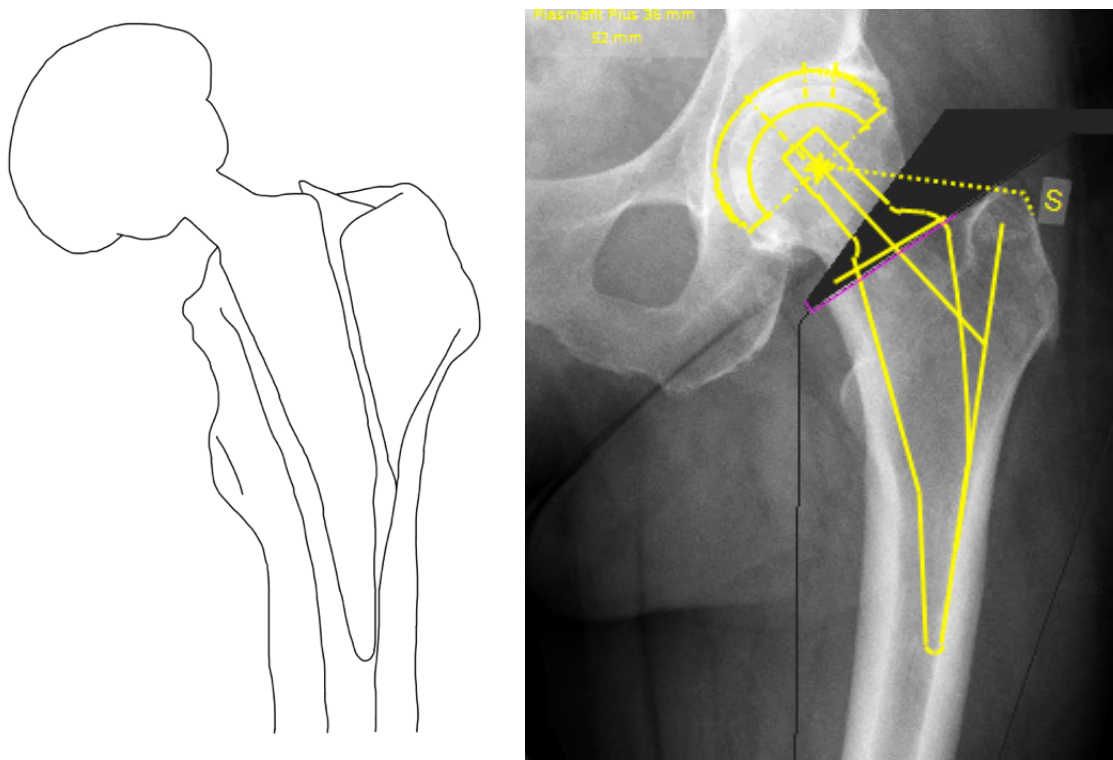


Abbildung 6: Schematische Darstellung (eigene Graphik) und Planung der Aida[®]-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

3.2.3 Schenkelhalsresezierende Prothesen

Definitionsgemäß zählen schenkelhalsresezierende Systeme nicht zu den Kurzschäften. Vielmehr handelt es sich um weitestgehend gekürzte Standardschäfte, die eine meta-diaphysäre Kraftübertragung bewirken [Ishaque, 2016]. Dementsprechend erfolgt im Gegensatz zu den beiden bereits zuvor erwähnten Prothesensystemen eine Standardresektion des Schenkelhalses. Dies erfordert wiederum eine hohe Zahl an Schaftgrößen oder modulare Prothesen, um der individuellen Biomechanik der Patienten (Beinlänge, Offset, Ante- und Retrotorsion) gerecht zu werden [Jerosch, 2016]. Meist weisen diese Implantate eine abgeschrägte Prothesenschulter auf. Dies ist den minimalinvasiven Operationsverfahren wie auch der Vermeidung von Knochenschäden im Bereich des *Trochanter majors* dienlich [Jerosch et al., 2016]. Zu den schenkelhalsresezierenden Implantaten zählen beispielsweise: Die Fitmore[®]- (Zimmer), GTS[®]- (Biomet, Valence, Frankreich), Tri-Lock[®]- (DePuy) und Proxima[®]-Prothese (DePuy).

Nach Falez et al., McTighe et al., sowie Feyen und Shimmin existieren noch weitere Untergruppen, auf die in dieser Arbeit nicht weiter eingegangen werden soll [Falez et al., 2015; Feyen & Shimmin, 2014; McTighe et al., 2012].

Insgesamt bietet dieses Klassifikationsprinzip eine Möglichkeit verschiedene Prothesenmodelle nach ihren Eigenschaften einzuordnen. Es kann jedoch nicht immer strikt angewendet werden. So gibt es Modelle, die einige Aspekte zweier Klassen miteinander vereinigen. Demnach könnten zu den schenkelhalsteilerhaltenden Prothesen auch Implantate gezählt werden, welche ihre Verankerung größtenteils meta und kurz diaphysär erzielen [Ishaque, 2016].

Viele dieser aktuellen Prothesen basieren auf der Mayo[®]-Prothese von Morrey. Die Gemeinsamkeit besteht in erster Linie in einem zirkumferenziell geschlossenem Schenkelhalsring nach der Resektion, welcher die essentielle Grundlage einer stabilen Implantatverankerung bildet [Whiteside et al., 1995]. Der Nachteil der Knochenatrophie, welcher insbesondere bei Standardprothesen auftritt, wird durch eine Mehrpunktfixierung der Prothese im meta- und proximalen diaphysären Bereich zunehmend ausgeglichen. Es erfolgt eine möglichst physiologische Lasteinleitung. Dementsprechend würden sowohl die Mayo[®]-, als auch die Metha[®]-Prothese zur schenkelhalsteilerhaltenden Gruppe zählen, denn beide benötigen zur optimalen

Implantation und zum Erreichen der Primärstabilität einen geschlossenen Schenkelhalsring.

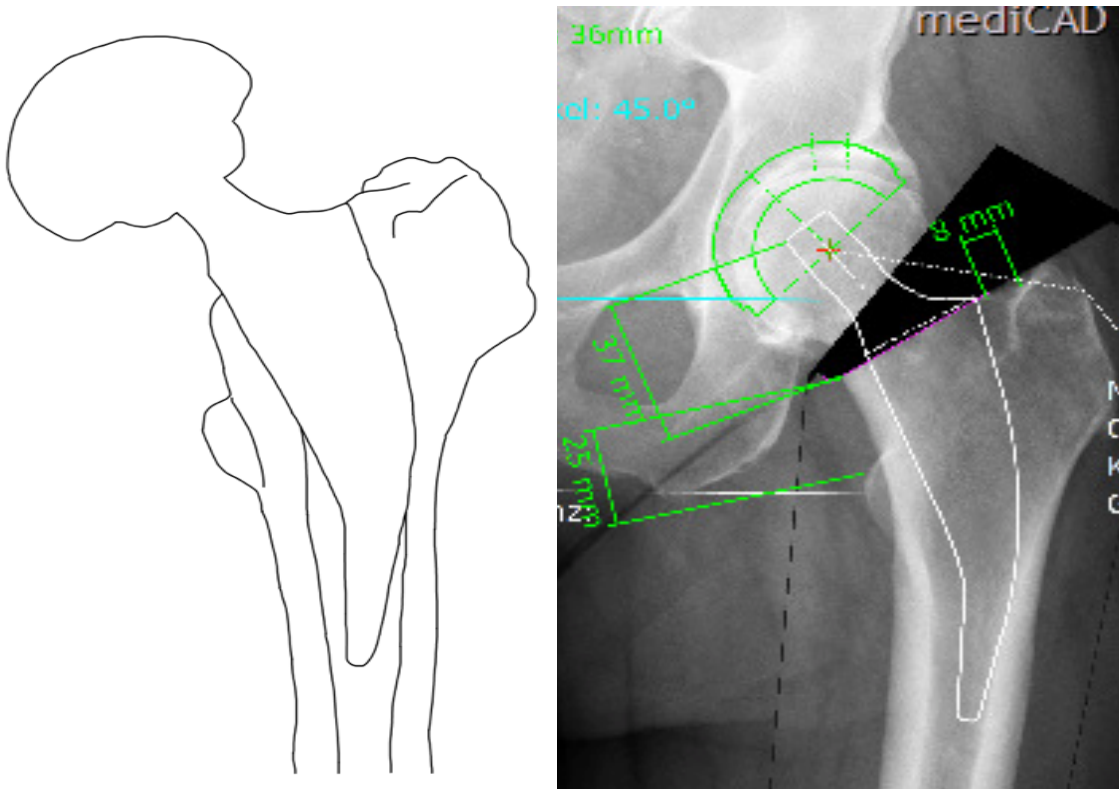


Abbildung 7: Schematische Darstellung (eigene Graphik) und Planung der Metha®-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

3.3 Konstruktionsprinzip und Verankerung

Um eine permanente Stabilität zementfreier Hüftschäfte zu erreichen, muss ein dauerhaftes Knochen-Implantat-Interface geschaffen werden (Effenberger et al., 2005).

Von entscheidender Bedeutung sind dabei die nachfolgenden fünf Faktoren:

1. Anatomie des Patienten
2. Material der Prothese
3. Prothesendesign
4. Verankerungstechnik
5. Operationstechnik

In diesem Abschnitt wird auf das Prothesendesign und die Verankerungstechnik eingegangen.

Ziel der Implantation zementfreier Prothesen ist, über Druckspannung bereits intra-/postoperativ eine primärstabile Verankerung zu erreichen. Sie schafft eine initiale Verankerung zwischen der Prothesenoberfläche und dem Knochen und ermöglicht somit die später einsetzende Osseointegration sowie Sekundärstabilität.

Das jeweilige Design des Hüftschafts bestimmt die Art der Kraftüberprüfung. Somit dient der Schaft nicht nur der Verankerung, sondern auch der Weiterleitung der auftretenden Kräfte. Die Kraftübertragung sollte idealerweise physiologisch rekonstruiert werden und von proximal nach distal abnehmen. Die Kraftübertragung und Stabilität erfordern zudem, dass sich das Implantat großflächig an der Kortikalis abstützen kann. Gleichzeitig darf für eine proximale Kraftübertragung der Schaft distal nicht fixiert und ossär eingebaut sein. Falls dies nicht erreicht werden kann und es somit zu einer distalen Fixierung kommt, kann es zu Knochenumbauprozessen mit proximaler Knochenatrophie sowie distaler Kompaktverdichtung und -verbreiterung kommen [Effenberger et al., 2005].

In Anbetracht der Verankerungsphilosophie werden vier verschiedene Endoprothesenschäfte differenziert [Gulow et al., 2007]:

1. Kappenendoprothesen, welche auf eine rein epiphysäre Verankerung ausgelegt sind
2. Schenkelhalsprothesen, die metaphysär verankert sind
3. Kurzschaftprothesen, dessen Fixierung sowohl metaphysär als auch über eine kurze diaphysäre Strecke erfolgt
4. Standardschäfte, die eine metaphysäre und lange diaphysäre Verankerung versprechen.

Zu der Gruppe der epiphysär verankernden Prothesen zählen Schalen- und Kappenprothesen, die eine geringe Resektion erfordern, aber aufgrund von Fremdkörpergranulomen und Osteolysen häufig versagten. Eine Rotationsstabilität erreichen diese Prothesentypen zum Teil durch eine mediale Abstützung am *Kalkar femoris* und durch die überwiegend zementierte Verankerung [Jerosch et al., 2012]. Aktuell stehen aber nur wenige zementfreie Prothesen dieser Art zur Verfügung.

Metaphysär verankernde Prothesen werden nach ihrer Schaftlänge in Kurzschäfte, Standardschäfte und Langschäfte unterteilt. Im Weiteren wird nur noch auf die für diese Arbeit relevante Kurzschaft- bzw. Schenkelhalsprothesen eingegangen. Maßgeblich für ihre Stabilität ist die Verankerung proximal in der *Spongiosa*. Über eine größtmögliche

Auflage am *Calcar femoris* mit lateraler Abstützung erlangen diese Prothesen ihre Verankerung. Alternativ kann dies auch über eine Vierpunktverankerung erfolgen. Innerhalb von Knochendichtemessungen konnte verstärkter Knocheneinwuchs entlang der Belastungszonen beobachtet werden. Weiter distal (kaudal der Prothesenspitze), traten keine Knochenumbauprozesse auf, was mit der Verankerungs- und Designphilosophie der Kurzschaftprothesen übereinstimmt.

Zusammengefasst beeinflussen das Design, der Keil- oder der Konuswinkel sowie die Femuranatomie die Art der Verankerung. Ist eine proximale Krafteinleitung erwünscht, so ist die Prothese metaphysär voluminös und hat einen größeren Schaftwinkel. Umgekehrt erfordert eine distale Fixierung einen kleinen Keil- oder Konuswinkel, einen längeren Schaft und einen zugleich proximalen schlanken Abschnitt.

Abschließend sollte zur diaphysären Verankerung erwähnt sein, dass hiermit insbesondere proximale Knochendefekte versorgt werden, sofern eine Verankerung nicht mehr möglich ist [Effenberger et al., 2005].

3.4 Indikationen und Kontraindikationen für Kurzschaftprothesen

Die Indikationsgrenzen zur Implantation einer Kurzschaftprothese befinden sich noch im Wandel. Im direkten Vergleich zu den bewerteten Standardprothesen, ist die Versorgung anatomischer Extreme wie stark torquierte, steile oder zu flache Schenkelhalse besonders schwer umzusetzen und kann daher auch nur bedingt mit Kurzschaftprothesen versorgt werden [Jerosch et al., 2016]. In den letzten Jahren ist der Trend zu beobachten, dass der Indikationsrahmen durch neue Studien erweitert wird. So kam es zu einer Lockerung der Altersempfehlung auf das 75. Lebensjahr [Jerosch et al., 2016]. Zudem zeigten Rheumatiker, adipöse Patienten und Patienten mit Hüftkopfnekrose vielversprechende Ergebnisse [Bause, 2015; Chammaï & Brax, 2015; Floerkemeier et al., 2012; Jerosch, 2014a; Patel et al., 2012; Zeh et al., 2011].

Somit gelten in der Regel folgende Indikationen und Kontraindikationen für Kurzschaftprothesen:

Indikationen:

- primäre und sekundäre Koxarthrosen (CCD-Winkel 120-145°, normale Schenkelhalsantetorsion)
- Kopffrakturen, Arthrosen, Hüftkopfnekrosen ohne Destruktion des Schenkelhalses
- Revision des Oberflächenersatzes

Kontraindikationen:

- CCD-Winkel $< 120^\circ$ und $> 145^\circ$
- erhöhte Antetorsion des Schenkelhalses
- manifeste Osteoporose und andere Einschränkungen der Knochenqualität
- Knochendefekte
- Fehlformen des proximalen *Femurs* (posttraumatisch, andere Voroperationen)
- Body-Mass-Index (BMI) > 35

Für die Kurzschaftprothese kann ein vergleichbares Indikationsspektrum wie für den Standardschaft festgelegt werden. Als Kontraindikationen sind schlechte Knochenqualität, Coxa vara, kurze und weite Schenkelhäse sowie Knochenveränderungen zu werten, welche eine stabile Verankerung, eine Wiederherstellung der Beinlänge oder des Offsets kompromittieren [Braun & Sabah, 2009].

3.5 Metha[®] Kurzschaftprothese

Auf der Grundlage der Ergebnisse des Mayo[®]-Schafts wurde die modulare Metha[®]-Prothese designt, um eine bessere Rekonstruktion der individuellen Anatomie zu erreichen (siehe Abbildung 8). Der Name dieser Prothese liefert bereits einen Hinweis auf ihr Verankerungsprinzip sowie auf die Art der Krafteinleitung. So leitet er sich aus der englischen Bezeichnung „metaphyseal total hip arthroplasty“ ab.



Abbildung 8: Metha[®]-Prothese

(Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Dr. Jahnke, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

2004 erfolgte die erste Implantation dieser doppelt konisch geformten Prothese. Das Design ermöglicht eine proximale Krafteinleitung und schafft zugleich die Basis für eine optimale Primärstabilität [Jerosch, 2014b]. Zusätzlich kommt es bei korrekter Implantation zu einer den Markraum nicht ausfüllenden Anlagerung der abgerundeten Schaftspitze an der dorso-lateralen Kortikalis. Diese stellt einen zentralen Aspekt für die Varus-Valgus Stabilität als auch für die Primärstabilität dar [Chammaï & Brax, 2015].

Der Grundgedanke ist hierbei die Vorstellung, dass eine metaphysäre Verankerung zu einer gerichteten Kraftübertragung von proximal nach distal und somit die

Komplikationen der diaphysären Verankerung wie Knochenatrophie, Spannungsschmerz und Osteolysen vermieden werden können [Falez et al., 2008; Saito et al., 2006].

Daher sind ein geschlossener Schenkelhalsring und die Schonung des *Trochanter majors* notwendig, um eine gute Positionierung und eine metaphysäre Kraftübertragung zu gewährleisten.

Bereits zwei Jahre nach Veröffentlichung geriet die Prothese in die Kritik, da es vermehrt zu Brüchen des modularen Titan Konus kam. Grupp et al. konnten aufzeigen, dass ihnen Adapter aus Kobalt-Chrom überlegen sind, weshalb sie auch heute noch Verwendung finden [Grupp et al., 2010]. Fast zeitgleich wurde seitens der Firma B.Braun auch eine Monobloc-Version der Metha[®]-Prothese auf den Markt gebracht, welche zu einer der am häufigsten implantierten Kurzschaftprothesen in Deutschland wurde [Effenberger et al., 2005].

Insgesamt stehen acht verschiedene Schaftgrößen (Gr. 0 bis Gr. 7) von 97,5 mm bis 122,5 mm (Schaftspitze bis Konusadaptermitte) zur Verfügung. Somit besteht eine Längendifferenz von 25 mm zwischen dem nominal kleinsten und größten Implantat. In der AP-Projektion sind die Schäfte mit 1,5 mm und in der lateralen Projektion mit 1,2 mm Schritten abgestuft. Der Konusadapter ermöglicht die Einstellung des CCD-Winkels auf 120/130/135° sowie des Korrekturwinkels in der Korronarebene mit 7,5° Ante- und Retroversion, oder auch in der Neurtralnullstellung mit 0° [Braun, n.d.]. Die Monoblockvariante ist in CCD-Winkeln von 120°, 130° bis 135° erhältlich.

Die Sekundärstabilität ist die knöcherne Integration durch Osteokonduktion und wird durch eine proximale Beschichtung mit Plasmapore[®] μ -Dicalciumphosphat-Dihydrat-Schicht vermittelt.

Ein weiterer Aspekt der Metha[®]-Prothese ist, dass sie sich durch ein besonders knochen-, weichteil- und muskelschonendes Operationsverfahren auszeichnet. Dem Operateur stehen verschiedene weniger invasive Zugangswege zur Implantation zur Verfügung.

3.6 Lockerungsdiagnostik

Die Lockerungsdiagnostik stellt im Hinblick auf die Beurteilung des Prothesensitzes, die Prognose seiner Stabilität und Standzeit einen zentralen Aspekt dar.

Obwohl sich die Diagnostik des Lockerungsprozesses aufgrund von fehlender klinischer wie auch radiologischer Zeichen besonders in Frühphasen der Endoprothesenlockerung schwierig gestaltet, ist dies essenziell. Die potentiell zunehmende Knochendestruktion einer gelockerten Prothese führt zu einer Verschlechterung der Ausgangssituation für den erneuten Endoprothesenwechsel [Wirtz & Niethard, 1997]. Im Wesentlichen wird der Frühlockerungsprozess durch fünf interferierende Faktoren beeinflusst: Die Anatomie des Patienten, das Material, das Prothesendesign, die Verankerungs- sowie Operationstechnik [Katzner & Löhr, 2003].

Das klinische Beschwerdebild einer Implantatlockerung ist geprägt durch Schmerzen. Typischerweise handelt es sich um Anlauf- und Belastungsschmerzen oder Oberschenkelbeschwerden beim Stehen und Gehen. Das Ausstrahlen der Schmerzen bei einer Pfannenlockerung in das Gesäß oder in das ipsilaterale Kniegelenk kann ebenfalls bei einer Schaftlockerung auftreten. Des Weiteren kann es bei zunehmender Beinlängendifferenz zur gleichseitigen Bewegungseinschränkung der Hüftgelenkbeweglichkeit sowie begleitend zu einem Unsicherheitsgefühl mit Sturzneigung kommen. Die geschilderte Beschwerdesymptomatik ist nicht obligat bei jedem Patienten vorhanden. Selbst eine deutliche Migration der Prothese in der radiologischen Untersuchung geht nicht zwangsläufig mit einer stärker ausgeprägten Klinik einher. Dies lässt sich auf das individuelle Schmerzempfinden der Patienten zurückführen. Die Anamnese als auch die klinische Untersuchung sind somit elementar zur Indikationsstellung eines Lockerungsprozesses, so gleich sie eine gute Sensitivität aber geringe Spezifität aufweisen [Katzner & Löhr, 2003; Wirtz & Niethard, 1997].

Im Hinblick auf die aseptische Lockerung, welche die häufigste Ursache der Prothesenmigration ist, haben laborchemische Kriterien noch keinen Einzug in die Routinediagnostik gefunden. Trotzdem liefern bakterielle Keimnachweise aus Gelenkpunktionen und erhöhte Entzündungsparameter (C-reaktives Protein, Leukozytose) differentialdiagnostisch Hinweise zur Abgrenzung gegenüber einer septischen Prothesenlockerung [Wirtz & Niethard, 1997].

3.7 Lernkurve

Der sowohl in der Wirtschaftswissenschaft als auch in den Sozialwissenschaften anzutreffende Begriff der Lernkurve, liefert eine graphische Darstellung des Zusammenhangs zwischen der Wiederholung eines Produktionsprozesses und dem Aufwand-/Ergebnis-Verhältnis dieses Prozesses [Kirchgeorg, 2020; Steven, 2018] (siehe Abbildung 9). In dieser Studie wurde der Aufwand als konstant angesehen und somit nur das Resultat in Relation zur Wiederholung betrachtet. Die Wiederholung wurde über den Operationszeitpunkt definiert, sodass sich sieben verschiedene Wiederholungszeitpunkte (2008-2014) ergaben.

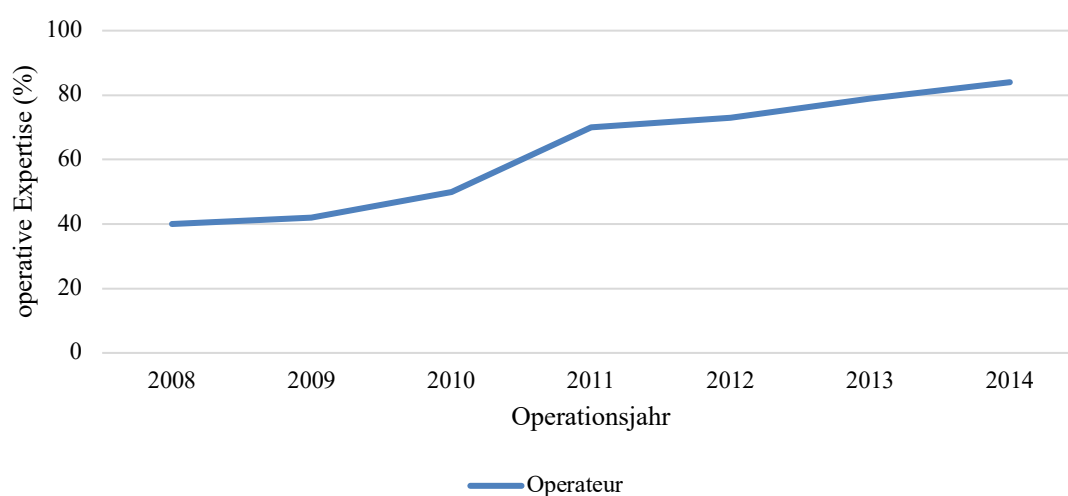


Abbildung 9: Beispielhafte Darstellung einer Lernkurve

Bereits 1936 wurde erstmals eine Lernkurve in der Luftfahrtindustrie beschrieben, dass die Geschwindigkeit oder Effizienz der Produktion von Flugzeugkomponenten zunimmt und die Kosten sinken, wenn die Erfahrung und die Fähigkeiten der Arbeitskräfte zunehmen [Wright, 1936]. Leistungskennzahlen wie die Produktionszeit oder Kosten sind in der Industrie meist klar definiert. Die Leistung eines Arztes zu beurteilen ist hingegen komplex [Hopper et al., 2007]. Aber auch in der Medizin ist die Lernkurve ein wertvolles Instrument, um die Fähigkeiten und Leistungen des Chirurgen mit zunehmender Erfahrung zu bewerten, und kann sogar bei der Entwicklung angemessener Ausbildungsprogramme hilfreich sein [Reitano et al., 2021].

Zu den Messgrößen zählen operative Faktoren wie die Operationszeit, der Blutverlust, intraoperative Komplikationen, Harris Hip Score (HHS) und die radiologischen Messparameter (CCD-Winkel, FFR, Migration).

4 Material und Methoden

4.1 Ethikantrag

Es liegt ein positives Ethikvotum der Ethikkommission der Justus-Liebig-Universität Gießen vom 05.11.2018 AZ 209/18 vor.

4.2 Studiendesign

Diese retrospektive Studie befasste sich mit dem postoperativen Outcome sowie der operativen Expertise eines Operateurs beim Umgang mit der Metha®-Kurzschafthüftprothese über einen Zeitraum von sieben Jahren. Anschließend wurde das postoperative Outcome der nach dem Operationsdatum gestaffelten Patientengruppen anhand einer Lernkurve ausgewertet.

Als Qualitätsparameter des postoperativen Outcomes wurden mehrere radiologisch determinierte Parameter über ein Follow-up von drei Jahren bestimmt: Der Markraumsitz (FFR), die Migration der Prothese (S) und der Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel).

4.3 Kollektiv

Seit 2007 wurden bis Juni 2020 620 Patienten erfolgreich mit einer Metha®-Kurzschafthüftprothese an der Justus-Liebig-Universität (JLU) Gießen in der Abteilung Orthopädie und Orthopädische Chirurgie versorgt. Im beobachteten Zeitraum von März 2008 bis September 2014 konnten aus dieser Grundgesamtheit 134 Fälle in diese Studie aufgenommen werden. Von diesen Patienten wurden insgesamt 670 Röntgenbilder in die Studie inkludiert. Patienten, welche nicht zu den Nachkontrollterminen erschienen, wurden für die hiesige Studie ausgeschlossen. Sämtliche Implantationen wurden standardisiert von demselben Operateur durchgeführt.

4.3.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Alle Patienten, bei welchen eine Metha[®]-Kurzschafthüftprothese im Zeitraum von März 2008 bis September 2014 implantiert wurde, sowie zusätzlich zu allen fünf postoperativen radiologischen und klinischen Nachkontrollen erschienen waren, wurden eingeschlossen. Unterdessen konnte die Studienteilnahme erst nach Aufklärung und schriftlicher Einwilligung über Ablauf, Ziele und Risiken der Studie erfolgen. Ein Ausschluss erfolgte, falls eine Einwilligung annulliert, die Nachkontrolltermine nicht eingehalten wurden oder Patienten im Untersuchungszeitraum verstarben.

4.4 Studienverlauf

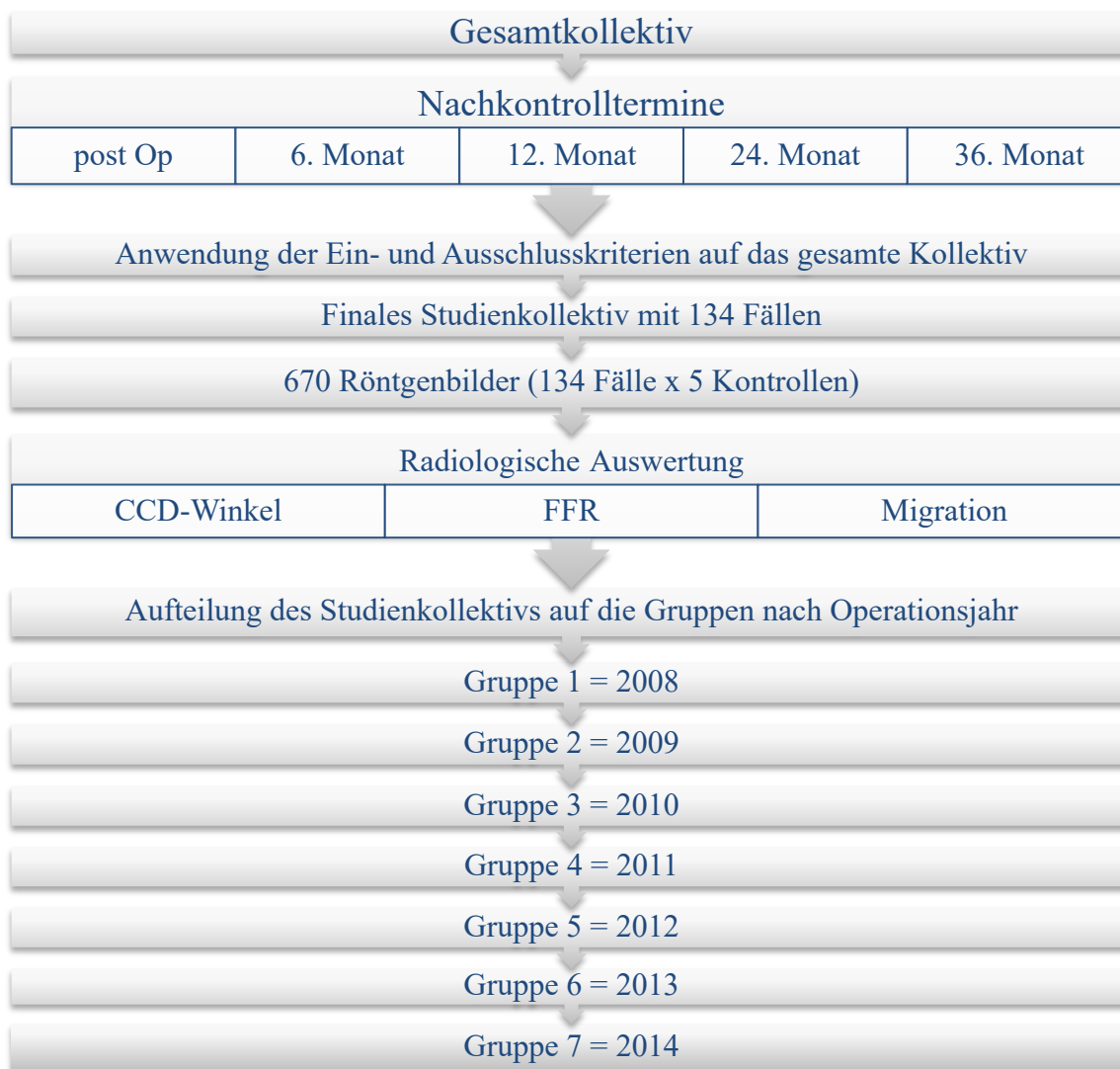


Abbildung 10: Zeitachse des Studienverlaufs

Im Rahmen des dreijährigen Follow-up fand bei allen Probanden an fünf Nachkontrollterminen eine Datenerhebung statt. Radiologische Kontrollaufnahmen wurden im anterior-posterior (a.-p.) Strahlengang, tiefenzentrierte Beckenübersichtsaufnahme und Lauenstein-Technik angefertigt. Retrospektiv wurden diese pseudonymisierten Röntgenbilder vermessen und analysiert. Neben den Parametern Markraumsitz, Migration und CCD-Winkel, wurden die Patienten an den Kontrollterminen auch klinisch untersucht. Die besagten Kontrolltermine fanden unmittelbar postoperativ während des stationären Aufenthalts sowie 6, 12, 24 und 36 Monate postoperativ statt. Darüber hinaus wurde das gesamte Patientenkollektiv in sieben Gruppen (1-7) hinsichtlich des jeweiligen Operationsdatums der Patienten (2008-2014) eingeteilt (siehe Abbildung 10).

Die Kontrolltermine wurden so gewählt, dass sie für die jeweiligen Messparameter die bestmögliche Systemrelevanz abbilden konnten. So sind die ersten Monate zur Detektion einer vertikalen Schaftmigration und Migrationsgeschwindigkeit von essentieller Bedeutung, weshalb neben einer jährlichen Kontrolle auch die sechs monatige Kontrolle vermessen wurde [Katzer & Löhr, 2003]. Andere Autoren führten demnach Messungen bereits nach drei Monaten durch [Jahnke et al., 2019; Schmidutz, Steinbrück, et al., 2012], um den Prozess der Frühmigration zu detektieren. Ein Kontrolltermin nach drei Monaten konnte aufgrund des retrospektiven Studiendesigns nicht realisiert werden.

4.5 Zielparameter und Einflussgrößen

Das Hauptaugenmerk dieser Studie lag in der Bestimmung und Analyse der radiologischen Qualitätsparameter (FFR, Migration und CCD-Winkel) des Gesamtkollektivs und der jeweiligen Gruppen. Über einen Beobachtungszeitraum von drei Jahren wurden die Daten graphisch dargestellt und innerhalb der einzelnen Gruppen miteinander verglichen. Die Messparameter spiegelten das postoperative Outcome wider und wurden mittels einer Lernkurve beschrieben.

Als Nebenzielparameter wurden sowohl demographische Faktoren wie Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und der BMI der Probanden, als auch klinische Parameter wie der Harris Hip Score, die OP-Zeit, der intraoperative Blutverlust und die intraoperativen Komplikationen erhoben und analysiert.

4.6 Datenerhebung und Messmethoden

4.6.1 Radiologische Auswertung

Die Messparameter (FFR, Migration und CCD-Winkel) wurden anhand einer a.-p. Beckenübersichtsaufnahme standardisiert erhoben. Alle Röntgenbilder wurden mittels eines Vergrößerungsfaktors von 1,15 kalibriert. Zur Vermeidung von Rotationsfehlern wurden die Patienten in Rückenlage gebracht und mit Hilfe zweier Positionierhilfen in neutraler Nullposition der Hüfte fixiert. Dadurch konnte eine bessere Vergleichbarkeit der Bilder ermöglicht werden. Sowohl der Abstand des Röntgenprojektors zum Patienten als auch die Ausrichtung auf die Patientensymphyse, wurden bei allen Aufnahmen standardisiert durchgeführt.

Um den durch die Aufnahmetechnik bedingten Vergrößerungsfaktor korrigieren zu können, wurde eine Planungskugel (Durchmesser 25mm) verwendet, welche somit eine optimale Skalierung aller Bilder gewährleisten konnte. Alle Röntgenbilder wurden von einem Untersucher unter Verwendung der Planungssoftware mediCAD (Hectec, Landshut, Germany; Version 4.0.0.7) analysiert, um Messdatenfehler durch geringere Selektionseffekte zu minimieren.

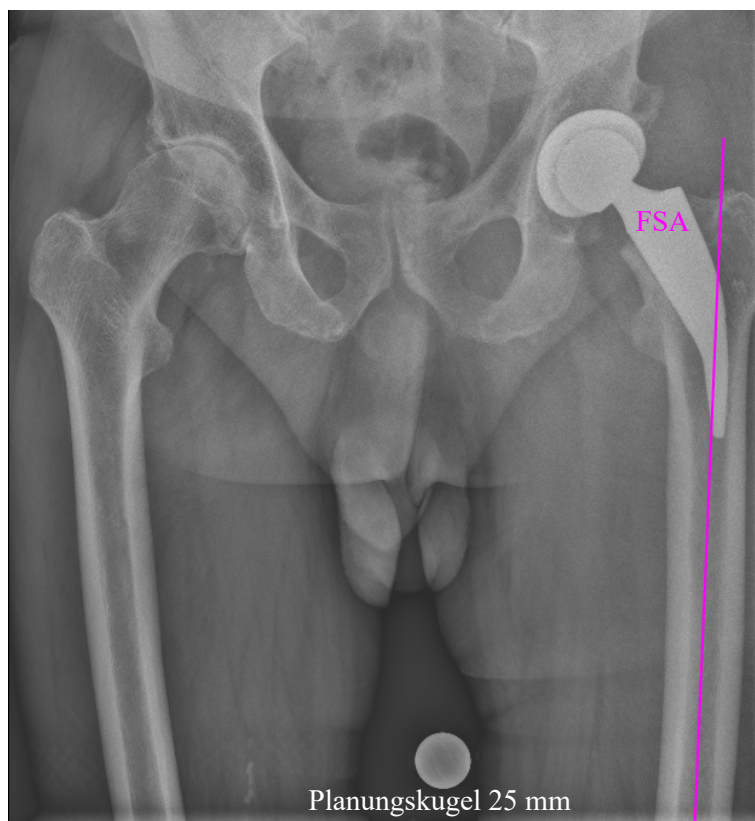


Abbildung 11: Femurschaftachse (FSA) (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Um zu gewährleisten, dass sich alle Messungen an den gleichen anatomischen Landmarken orientieren und individuelle Abweichungen so gering wie möglich ausfielen, wurde bei allen Röntgenbildern die Femurschaftachse (FSA) bestimmt, an welcher sich die anschließenden Messungen orientierten. Die FSA halbiert den Femurkanal längs im Bereich des Isthmus (engste Stelle des Femurmedullarkanals, die etwa 8 bis 12cm unterhalb des *Trochanter minor* liegt) und fungiert idealerweise als Spiegelachse der Femurkortikalis (siehe Abbildung 11) [Bieger et al., 2014; Issa et al., 2014]. Alternativ kann auch eine Tangente entlang der inneren Kortikalis gezogen werden, wie Jahnke et al. es bereits zeigten [Jahnke et al., 2014].

4.6.1.1 Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel

Der CCD-Winkel ergibt sich aus der Kreuzung der Femurschaftachse (FSA) und der Schenkelhalsachse (SHA) (siehe Abbildung 12).

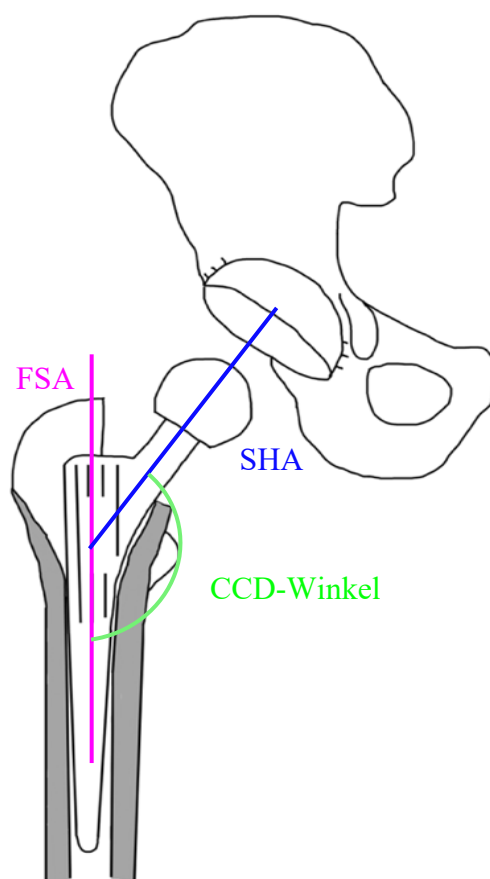


Abbildung 12: Schematische Darstellung des CCD-Winkels (eigene Graphik)

Sowohl in der Beckenübersichtsaufnahme als auch in der a.-p. Projektion, lässt sich der CCD-Winkel durch das von M.E. Müllers entwickelte Verfahren rekonstruieren (siehe Abbildung 13) [Müller, 1957; Waldt et al., 2011]:

1. Bestimmung des Hüftkopfmittelpunkts (H) durch eine Kreisschablone, bei mediCAD mittels der Kreismittelpunktfunktion.
2. Ein Punkt A wird lateral an der maximalen Taillierung des Schenkelhalses gesetzt.
3. Ein zweiter Kreisbogen mit dem identischen Mittelpunkt wird so gewählt, dass dieser den Punkt A schneidet. An der Stelle, wo dann die mediale Kortikalis gekreuzt wird, entsteht Punkt B.
4. Die Punkte A und B werden über eine Hilfslinie miteinander verbunden.
5. Die SHA steht orthogonal zur Hilfslinie und verläuft durch den Hüftkopfmittelpunkt.
6. Der von SHA und FSA eingeschlossene Winkel wird als CCD-Winkel definiert.

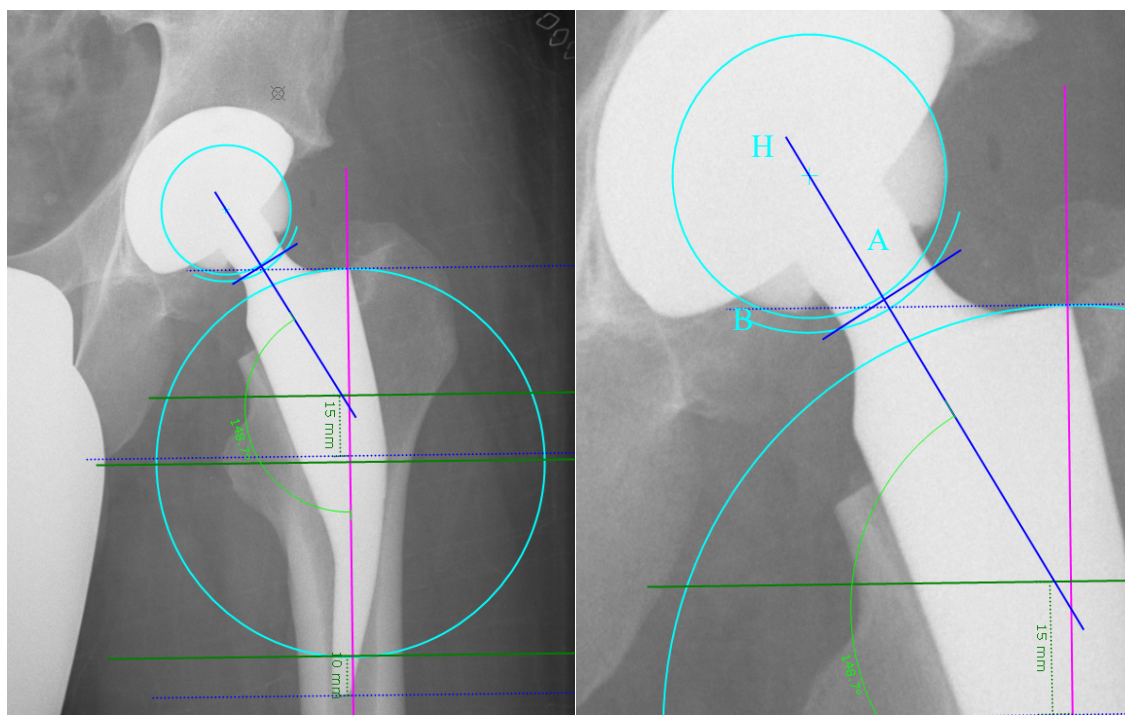


Abbildung 13: Bestimmung des CCD-Winkels (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

4.6.1.2 Migration der Prothese

Die radiologische Beurteilung einer Prothesenlockerung kann durch die Bestimmung des Ausmaßes der vertikalen Migration der Schaftprothese beurteilt werden (siehe Abbildung 14 und 15).

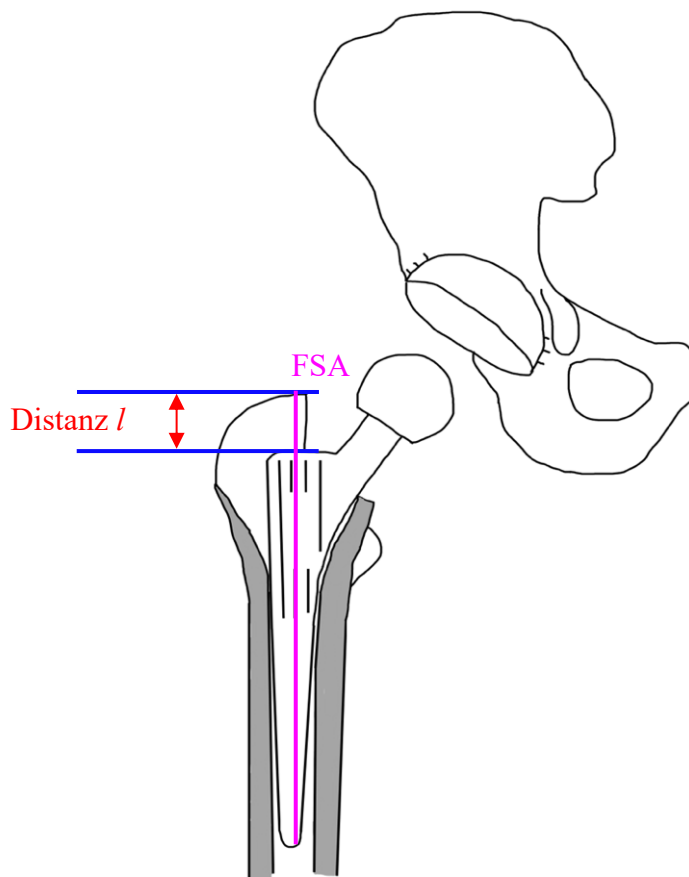


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Migrationsmessung (eigene Graphik)

In dieser Studie wurde die Migration (S) als Distanzänderung zwischen der Prothesenschulter und der kranialen Spitze des *Trochanter major* bestimmt.

Die Distanz (l) wurde sowohl direkt postoperativ als auch an den jeweiligen Nachkontrollterminen bestimmt. Die Differenz zwischen den Werten der Kontrolltermine und dem ersten postoperativen Wert ergab somit die Migration (Formel 1).

$$S_{\text{Kontrolltermin}} = l_{\text{Kontrolltermin}} - l_{\text{postoperativ}} \quad (1)$$

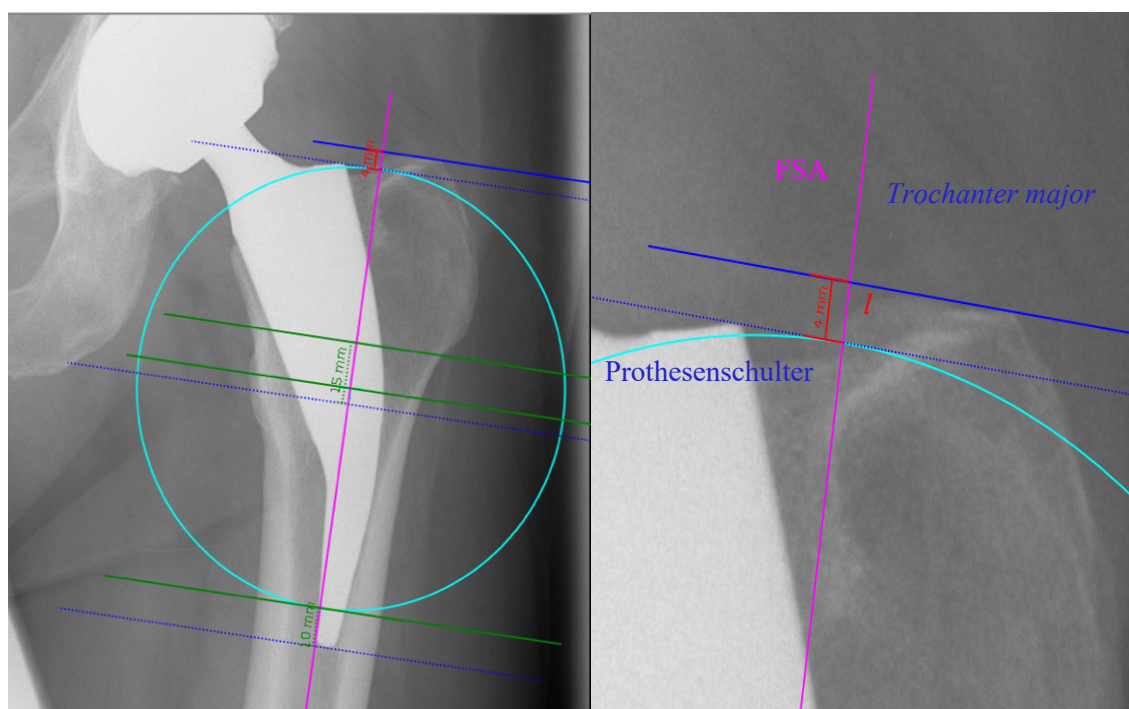
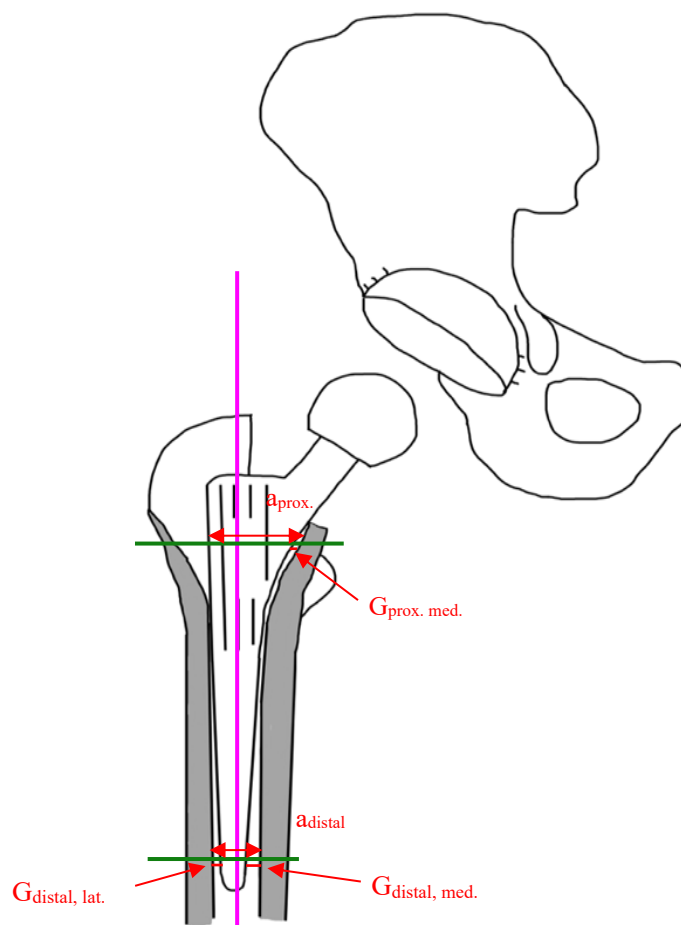


Abbildung 15: Bestimmung der Migration (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Bei einer Messungenauigkeit von 1 mm durch die Planungssoftware, wurde im Folgenden von einer klinisch relevanten Migration ab einem Wert ≥ 3 mm gesprochen.

4.6.1.3 Markraumsitz

In der Literatur findet sich für den Anglizismus „Fit and Fill Ratio“ (FFR) keine wortwörtliche Übersetzung in die deutsche Sprache. Viel mehr lässt er sich aber sinngemäß als Markraumsitz zwischen der Kortikalis des *Femurs* und des Implantates oder als Markraumparameter bzw. Formschluss definieren [Ludwig et al., 1996].



**Abbildung 16: Schematische Darstellung der proximalen und distalen FFR-Messung
(eigene Graphik)**

Der Markraumsitz gibt ein relatives Verhältnis an, wie viel Prozent des Femurmarkraumes durch die Prothese ausgefüllt wird (siehe Abbildung 16).

In der vorliegenden Studie wurde dieser Messparameter an drei verschiedenen Punkten bestimmt:

1. FFR_{proximal}
2. $FFR_{\text{intermediär}}$
3. FFR_{distal}

Zur Berechnung des Markraumsitzes wurde als erstes die Femurschaftachse bestimmt, an welcher sich alle weiteren Achsen und Messungen orientierten. Die Referenzpunkte (Prothesenschulter, *Trochanter minor* und Prothesenschaftspitze) wurden mittels drei Orthogonalen zur FSA markiert. Die drei Messebenen (E_{proximal} , $E_{\text{intermediär}}$ und E_{distal}) wurden für alle Röntgenbilder standardisiert und standen ebenfalls im rechten Winkel zur FSA. So befand sich die proximale Messebene 15 mm oberhalb der größten

Ausbreitung des *Trochanter minors*, die distale Ebene 10 mm proximal der Schaftspitze und die intermediäre Messebene exakt in der Mitte zwischen der distalen Ebene und der Prothesenschulter (siehe Abbildung 17).

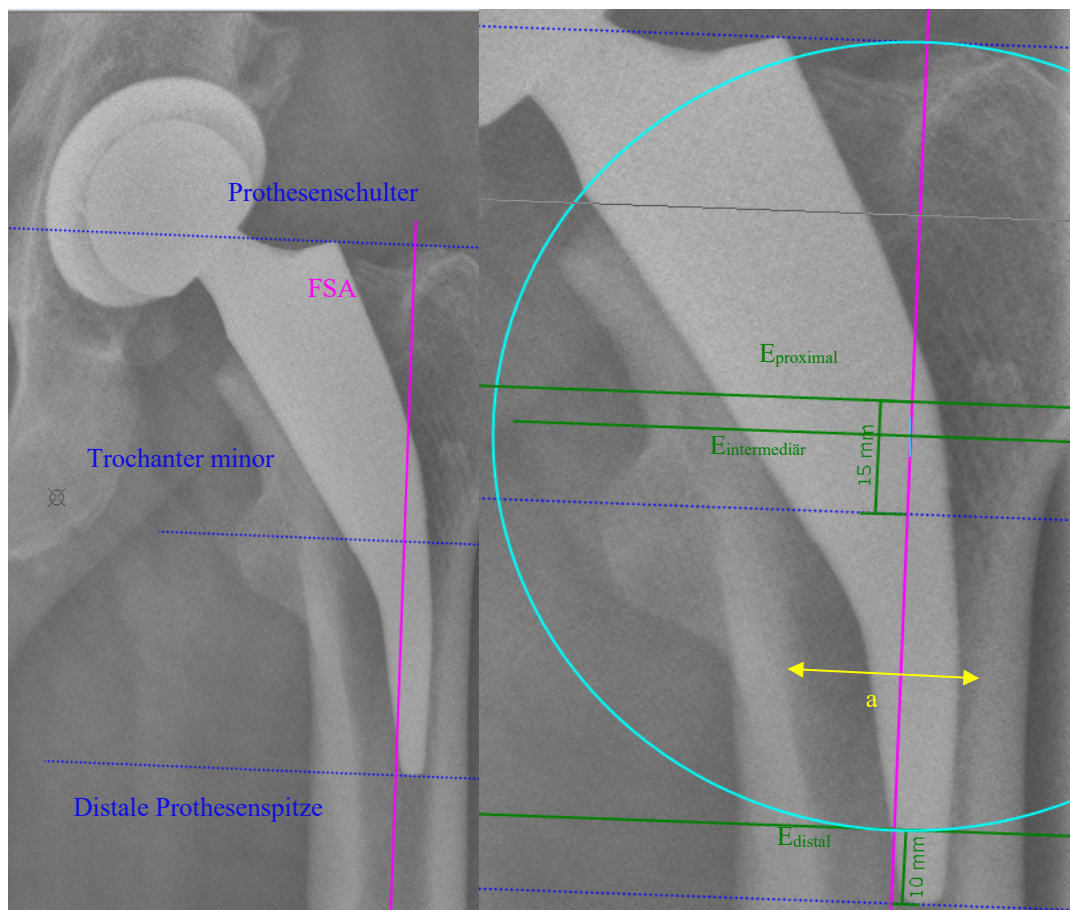


Abbildung 17: Bestimmung der Messebenen der FFR (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Um die FFR zu bestimmen, wurde im nächsten Schritt auf allen drei Messebenen der Markraum vermessen. Er entspricht der Distanz (a) zwischen der inneren lateralen und der inneren medialen Kortikalis. Darüber hinaus wurde die mediale Lücke (mediale Abstand, $G_{med.}$) und die laterale Lücke (laterale Abstand, $G_{lat.}$) bestimmt. Sie ergaben sich jeweils aus der Strecke zwischen der inneren medialen Kortikalis und dem medialen Prothesenrand, bzw. aus der Entfernung zwischen der inneren lateralen Kortikalis und dem lateralen Prothesenrand (siehe Abbildung 16 und 17).

Eine Ausnahme dieser Definition betraf die proximale Messreihe. Hier konnte die laterale Lücke vernachlässigt werden, da eine eindeutige Identifizierung der lateralen Kortikalis, in dem sich dort gleichzeitig befindlichen *Trochanter major*, nicht möglich

war. Somit war die Strecke a in diesem Bereich nur als Distanz zwischen der inneren medialen Kortikalis und dem lateralen Prothesenrand zu definieren.

Insgesamt lagen pro Röntgenbild drei Messpunkte für den Markraum (a_{proximal} , $a_{\text{intermediär}}$, a_{distal}) und fünf verschiedene Messpunkte für die jeweiligen Lücken ($G_{\text{prox, medial}}$, $G_{\text{intermediär, medial}}$, $G_{\text{intermediär, lateral}}$, $G_{\text{distal, medial}}$, $G_{\text{distal, lateral}}$) vor (siehe Abbildung 18).

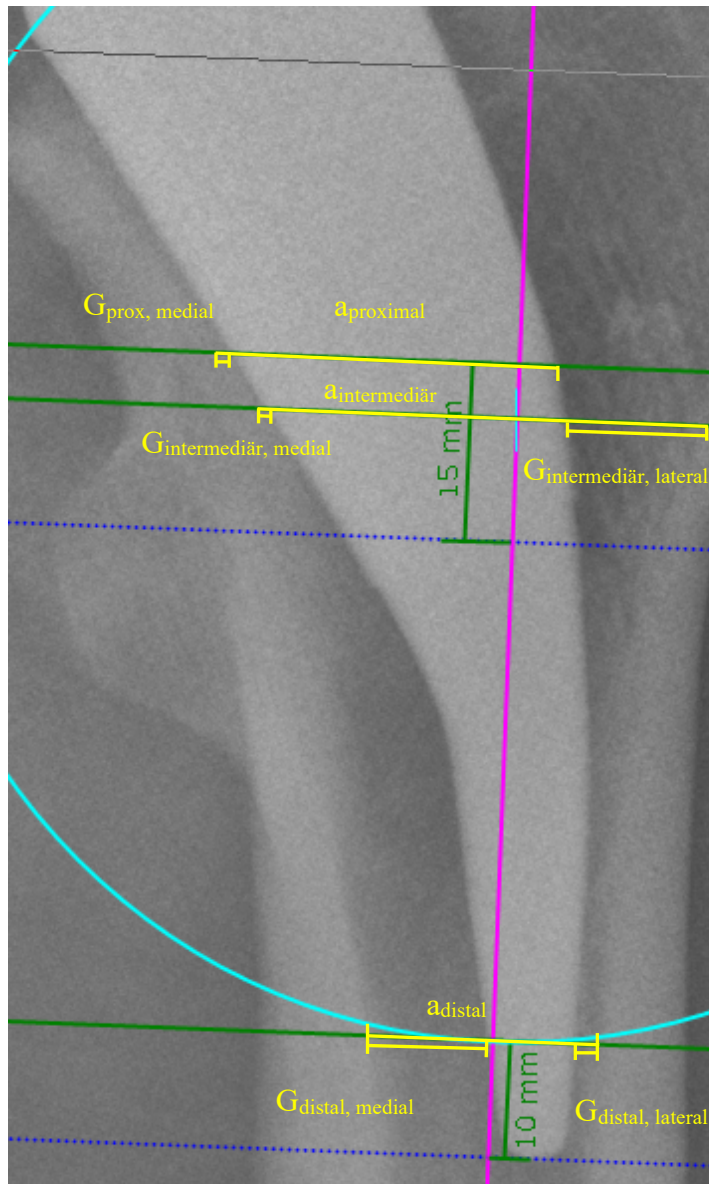


Abbildung 18: Bestimmung der FFR (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Nach Evaluierung der Messgrößen ergab sich die FFR aus folgender Formel Nr. 2:

$$FFR = \frac{a - (\text{lat} + \text{med Gap})}{a} \quad (2)$$

Ein Quotient $\geq 0,8$ besagt, dass die Prothese $\geq 80\%$ des Schaftlagers ausgefüllt. Werte dieser Größenordnung werden als fest interpretiert, Werte $< 0,8$ als nicht fest [Jahnke et al., 2015; van der Wal et al., 2008].

4.6.2 Harris Hip Score

Der HHS wurde ursprünglich zur Evaluation der Ergebnisse von Hüftoperationen in Form eines Fragebogens entwickelt und im Jahre 1969 erstmals veröffentlicht [Harris, 1969]. Im Rahmen dieses Fragebogens werden die Bereiche Schmerz, Funktion, Deformität und der Bewegungsumfang erfasst und einem Punktwert zugeteilt. Der Schmerzfaktor bemisst sowohl die Ausprägung als auch die Auswirkung auf Aktivitäten und die Notwendigkeit von Analgetika. Das Kriterium der Funktion bezieht sich auf die alltäglichen Aktivitäten (Treppensteigen, Sitzen, Anziehen von Socken und Schuhen, Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel) und den Gang (Hinken, Gehstrecke und notwendige Unterstützung). Die Bereiche Deformität und Bewegungsumfang können vom Patienten nicht eigenständig eruiert werden und müssen durch das medizinische Personal bestimmt und eingetragen werden [Nilsdotter & Bremander, 2011].

Der HHS kann eine Punktzahl von 0 bis 100 Punkten erreichen. Je höher der Wert, desto geringer ist die Beeinträchtigung. Es gilt folgende Einteilung [Diemer et al., 2009]:

- < 70 Punkte = schlecht
- 71 – 80 Punkte = mittelmäßig
- 81 – 90 Punkte = gut
- 91 – 100 Punkte = ausgezeichnet

Im Rahmen dieser Studie wurde der HHS durch die ärztlichen Mitarbeiter präoperativ als auch im Rahmen der Nachkontrolltermine (6, 12, 24 und 36 Monaten postoperativ) erhoben und in die Patientenakte eingetragen.

4.7 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS Version 26 (SPSS Inc. Chicago IL) und Microsoft Excel 2019 und mit der freundlichen Unterstützung durch Herrn H. Hudel aus dem Institut für medizinische Statistik der Justus-Liebig-Universität Gießen. Die statistische Analyse beinhaltet neben einer deskriptiven Testung auch eine Reihe

statistischer Tests. Die Normalverteilung wurde sowohl graphisch über ein Q-Q-Diagramm als auch mathematisch mittels Kolmogorov-Smirnov-Tests und dem Shapiro-Wilk-Test überprüft. Sofern ein nicht normalverteiltes Kollektiv vorlag, wurde der Kruskal-Wallis-Test und eine bivariate Korrelationsanalyse nach Spearman für die metrisch skalierten Größen angewandt. Für den Nebelzielparameter HHS wurde ein paarweiser Vergleich durchgeführt.

5 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der jeweiligen Gruppen betrachtet sowie ein Vergleich unter ihnen gezogen. Dabei wird initial jeder erfasste Parameter eigenständig analysiert und abschließend im Kontext zu den verschiedenen Kofaktoren gesetzt.

Hierbei werden die Ergebnisse der einzelnen Messparameter (CCD-Winkel, FFR, Migration) in jeweils zwei Ergebnisblöcke eingeteilt. Der Ergebnisblock eins ist eine röntgenbasierte Ergebnisanalyse, bei dem das Kollektiv hinsichtlich seines zeitlichen Verlaufes der Kontrolltermine beschrieben wird. Der zweite Ergebnisblock umfasst die Vergleiche innerhalb des Kollektivs zwischen den einzelnen Gruppen. Dieser dient der späteren Darstellung der Lernkurve.

Unter Beachtung der Ein- und Ausschlusskriterien umfasste das finale Probandenkollektiv 134 Fälle, wonach sich ein Datenpool von 670 Röntgenbildern ergab. Da ein retrospektives Studiendesign gewählt wurde, kam es zu keiner nachträglichen Disqualifikation (lost to Follow-Up).

Das Hauptaugenmerk bestand darin zu erörtern, wie sich diese definierten radiologischen Parameter über einen Beobachtungszeitraum von drei Jahren verhalten und ob sich durch Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen, retrospektive Rückschlüsse auf eine Lernkurve des Operators ziehen lassen können.

5.1 Kollektiv – epidemiologische Daten

Das Kollektiv setzte sich aus 71 Frauen (53,0%) und 63 Männern (47,0%) zusammen. Es wurden 65 Operationen (48,5%) am rechten und 69 Implantationen (51,5%) am linken Hüftgelenk vollzogen. Die Abbildung 19 stellt röntgenmorphologisch die sechs Indikationen für die Implantation einer Metha[®]-Prothese dar. Die häufigste Operationsindikation war die primäre Koxarthrose mit 83 Fällen (61,9%), gefolgt von der Dysplasiekoxarthrose mit 32 Fällen (23,9%) und der Hüftkopfnekrose mit 13 Fällen (9,7%). Die weiteren Indikationen beinhalteten die posttraumatische Koxarthrose, die

Koxarthrose bei rheumatoider Arthritis und die Koxarthrose aufgrund von sonstiger Vorerkrankungen bzw. -operationen mit insgesamt sechs Fällen (4,5%).



Abbildung 19: OP-Indikationen. Von links oben nach rechts unten: a) Koxarthrose, b) Dysplasiekoxarthrose, c) posttraumatische Koxarthrose, d) Hüftkopfnekrose, e) post-Perthes Arthrose, f) Koxarthrose bei rheumatoider Arthritis (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Nach Einteilung der Probanden in Abhängigkeit des Operationsdatums, ergab sich die folgende Graphik (siehe Abbildung 20). Die meisten Patienten verteilten sich annähernd gleichmäßig auf die Gruppen 3 bis 6 (insgesamt 72 %). Die Gruppen der Jahre 2008 und 2009 beinhalteten den geringsten Probandenanteil (insgesamt 15%).

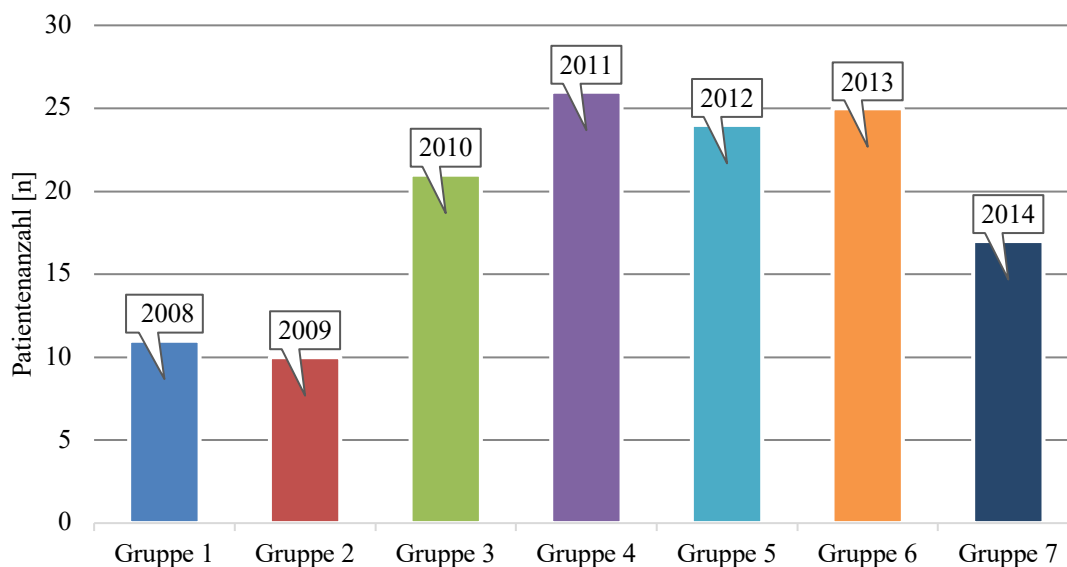


Abbildung 20: Patientenverteilung innerhalb der Gruppen

Das Durchschnittsalter des Gesamtkollektivs betrug 55 Lebensjahre mit einer Standardabweichung von $\pm 12,1$ Lebensjahren (jüngster Patienten 17 Jahre und ältester 78 Jahre alt).

Der Body-Mass-Index belief sich im Durchschnitt auf $27,4 \text{ kg/m}^2$ mit einer Standardabweichung von $4,9 \text{ kg/m}^2$ für das Gesamtkollektiv. Hierbei wich der durchschnittliche BMI der einzelnen Gruppen nicht stark voneinander ab.

5.2 Resultate des Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel

Der CCD-Winkel betrug im Gesamtkollektiv am 1. postoperativen Tag durchschnittlich $135,2^\circ \pm 6,7^\circ$. Die Abbildung 21 zeigt den zeitlichen Verlauf des CCD-Winkels des Gesamtkollektivs zu den einzelnen Nachkontrollen.

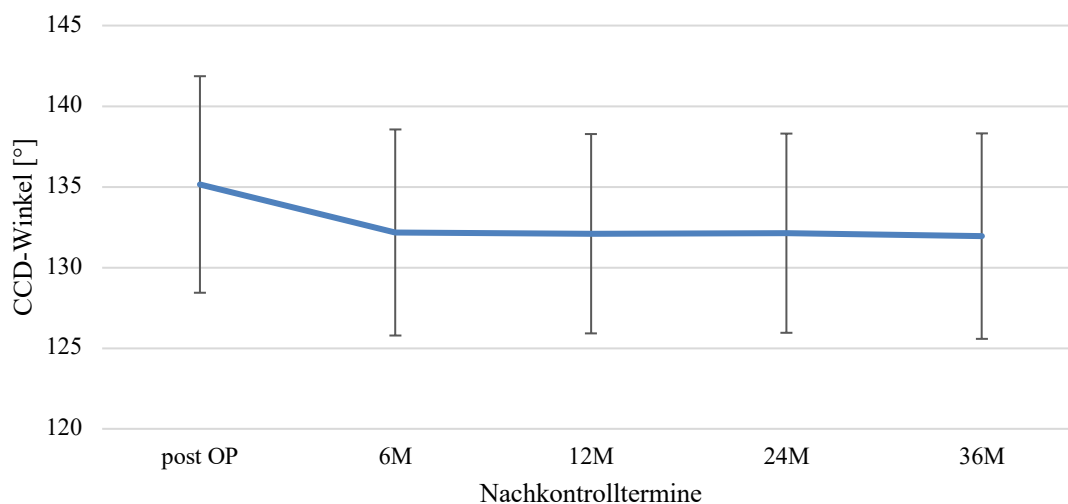


Abbildung 21: Durchschnittlicher CCD-Winkel aller Gruppen

Das Liniendiagramm verzeichnet eine Verkleinerung des CCD-Winkels vom 1. postoperativen zum 6M Kontrolltermin. Anschließend stagnierte der Winkel bei 132° über die aufgeführten drei Jahre (siehe Abbildung 21 und 22).

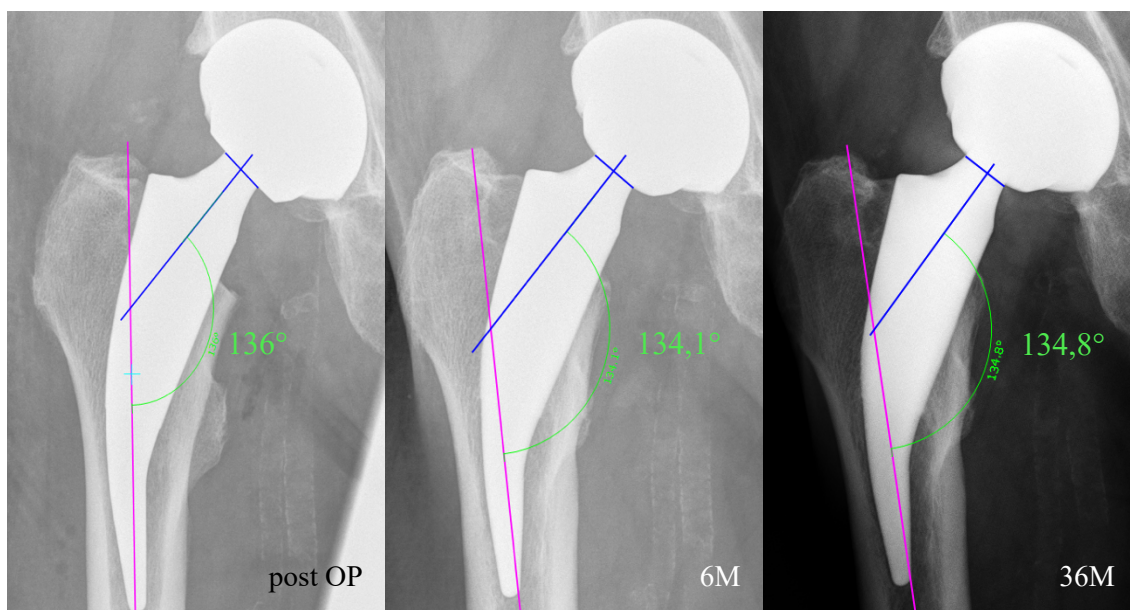


Abbildung 22: CCD-Winkel postoperativ, zum 6M und 36M Kontrolltermin (von links nach rechts)
(JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Dieser Trend spiegelte sich ebenfalls bei Betrachtung des CCD-Winkels in Abhängigkeit der Nachkontrolltermine der einzelnen gruppenspezifischen Graphen wider (siehe Abbildung 23). Alle Gruppen wiesen zum Sechsmonatskontrolltermin einen niedrigeren CCD-Winkel als zum Ausgangswert auf und stagnierten größtenteils im weiteren zeitlichen Verlauf konstant. Wohingegen Gruppe 2 nach drei Jahren und Gruppe 3 nach zwei Jahren einen minimalen Anstieg des CCD-Winkels verzeichneten. Dennoch wurde der erste postoperative ermittelte Wert nie überschritten.

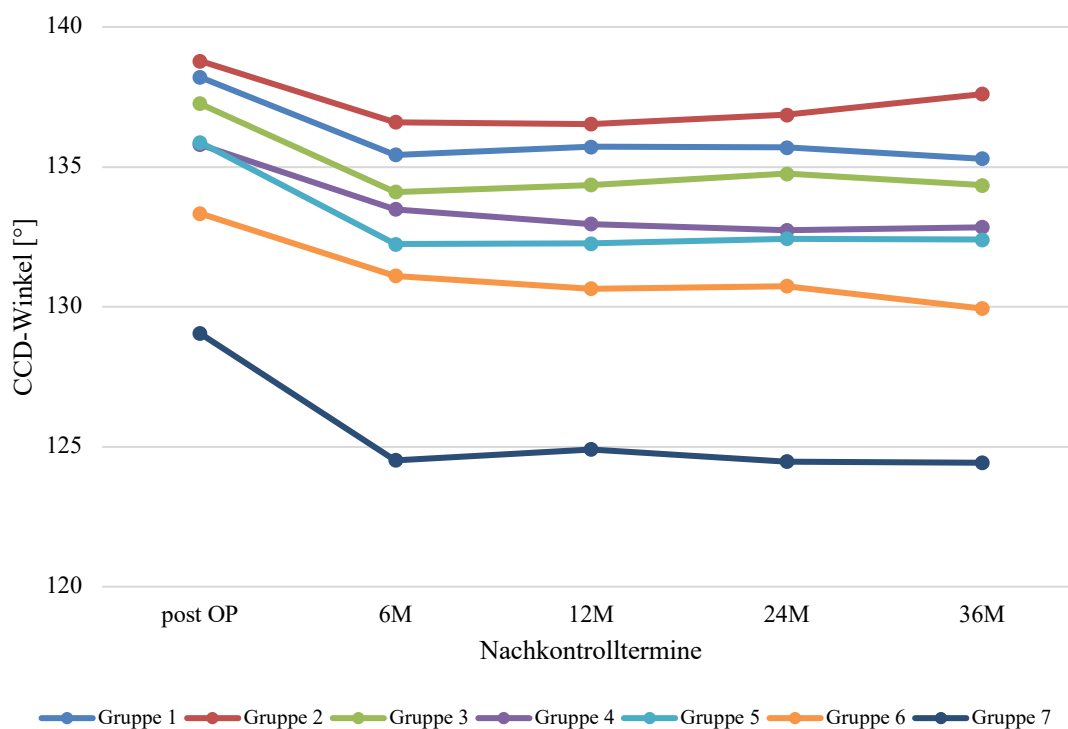


Abbildung 23: CCD-Winkel (Liniendiagramm)

Im nächsten Schritt erfolgte der Vergleich der Kurvenverläufe der jeweiligen Gruppen zueinander. Der gemessene CCD-Winkel wurde mit Ausnahme der Gruppe 1 mit zunehmendem Operationsjahr kleiner. Die Gruppen 4 und 5 begannen mit demselben durchschnittlichen Ausgangswert von $135,8^\circ$, verliefen dann aber streng getrennt voneinander. Im gesamten Verlauf kam es zu keiner weiteren Überschneidung der Graphen. Die Gruppe 7, welche bis zur Sechsmonatskontrolle deszendierend verlief und danach ein Plateau erreichte, war durch einen anfänglich starken Abfall von 129° auf $124,5^\circ$ gekennzeichnet, während die anderen Gruppen eine initiale Abnahme des Winkels um circa $2\text{-}3^\circ$ verzeichneten.

Durch eine alternative Darstellung mittels eines Balkendiagramms der Messdaten des CCD-Winkels ließen sich die zuvor getätigten Aussagen genauer nachvollziehen (siehe Abbildung 24). Erstens stellte sich eine Plateauphase nach initialer Varisierung zum Sechsmonatstermin ein, zweitens nahm der Winkel mit zunehmendem Operationsjahr ab und drittens wurde der postoperative Messwert nie überschritten.

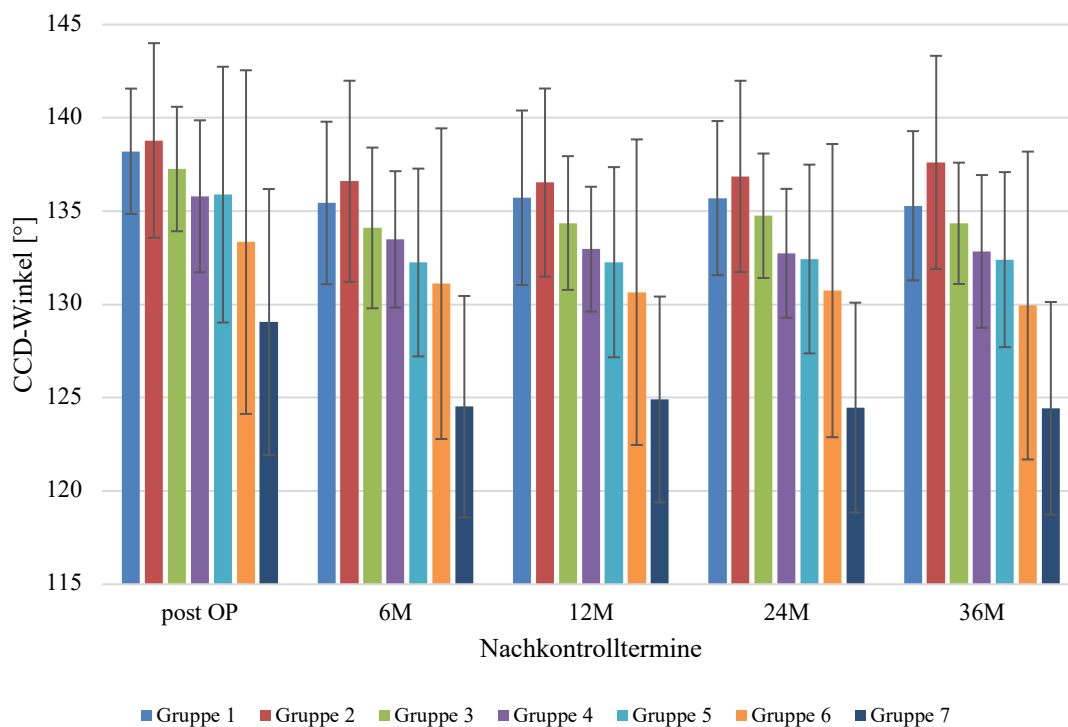


Abbildung 24: CCD-Winkel (modifiziert nach Abb. 23, hier als Säulendiagramm)

5.3 Resultate des Markraumsitzes

Im Folgenden werden die Ergebnisse des Markraumsitzes für jede Messebene (proximal, intermediär und distal) getrennt besprochen.

5.3.1 Proximaler Markraumsitz

Die FFR der proximalen Messebene betrug im Gesamtkollektiv durchschnittlich $0,91 \pm 0,05$ und stieg am Ende des Beobachtungszeitraum stringent bis auf einen Wert von $0,93 \pm 0,05$ an (siehe Abbildung 25).

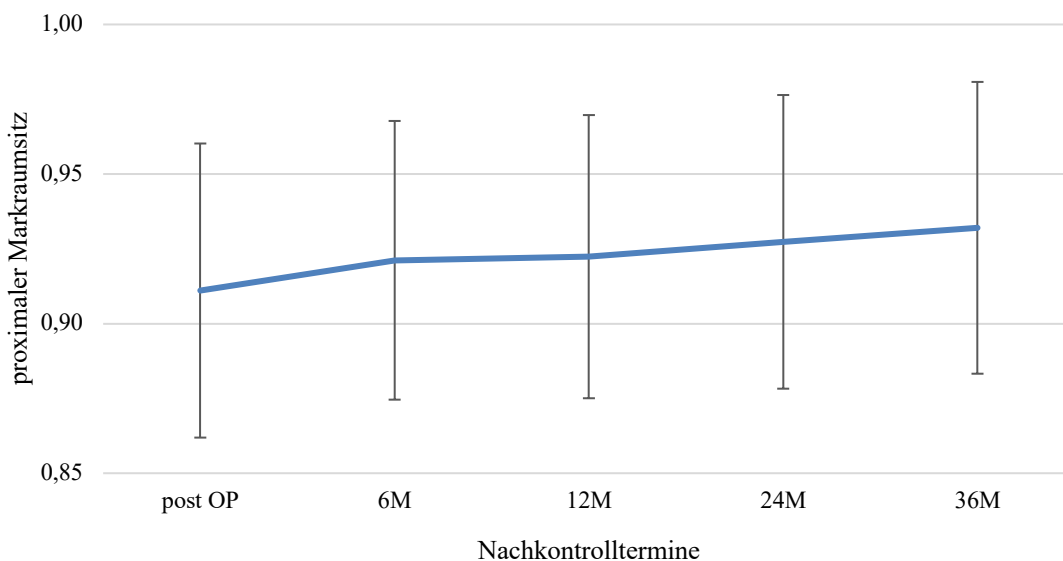


Abbildung 25: Mittelwerte des proximalen Markraumsitzes aller Probanden

Die folgende Abbildung 26 veranschaulicht diesen Anstieg der proximalen FFR mittels radiologischer Kontrollbilder eines Beispielprobanden.

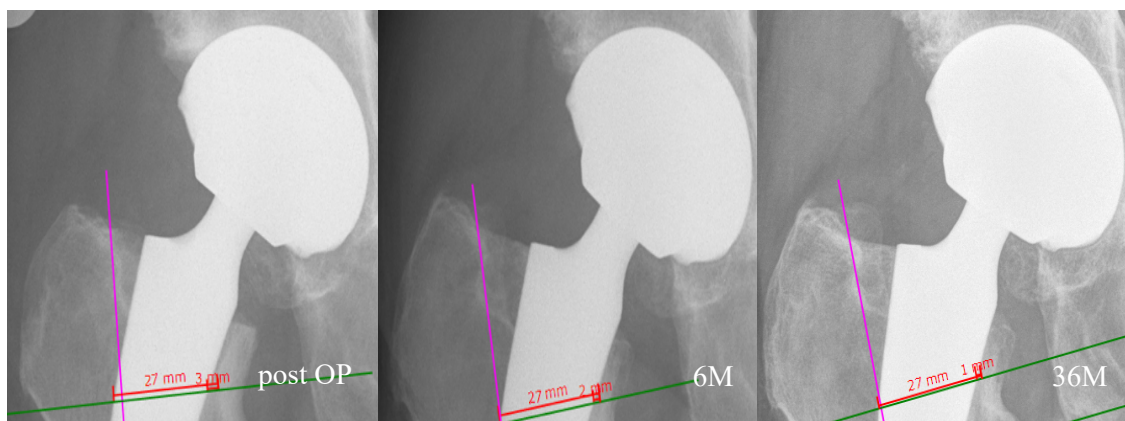


Abbildung 26: proximaler Markraumsitz postoperativ, zum 6M und zum 12M Kontrolltermin (von links nach rechts) (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)

Die Abbildung 27 zeigt den zeitlichen Verlauf der proximalen FFR der einzelnen Probandengruppen 1 bis 7. Die positive Steigung des Graphen, der bereits in Abbildung 25 erläutert wurde, fand sich ebenfalls im Verlauf der gruppenspezifischen Graphen. Bis auf Gruppe 2 und 4 zeigten die anderen Graphen einen stetig positiven Trend. Die Gruppe 2 verzeichnete zum Zwölfmonatskontrolltermin (0,94) und Gruppe 4 zum Sechs- und Zwölfmonatskontrolltermin ein Minimum (0,91). Gestaffelt nach der Höhe des FFR-Werts lagen erneut die Gruppen 1, gefolgt von der Gruppe 2 im Oberfeld

(0,95-0,97). Anschließend folgten die Gruppen 6, 7, 4, 5 und 3 mit Werten zwischen 0,90 bis 0,94 in absteigender Reihenfolge.

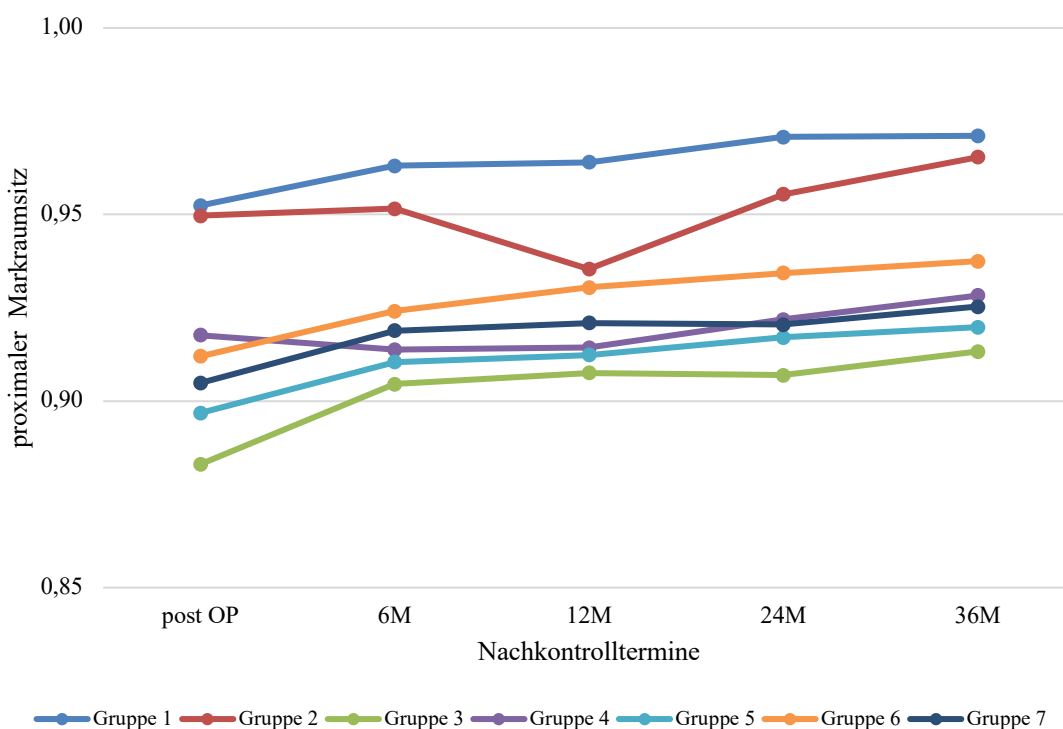


Abbildung 27: Proximaler Markraumsitz der einzelnen Gruppen

Es bleibt zu verdeutlichen, dass der absolute und relative Anteil der Probanden eine FFR von $\geq 0,8$ erreichten. In der aktuellen Studie lag bereits postoperativ bei 131 Patienten (97,7%) ein FFR Wert von $\geq 0,8$ und nach drei Jahren sogar bei 133 Patienten (99,3%) vor. Wird der relative Anteil der Patienten mit einer FFR $\geq 0,8$ im Bezug zu ihrer Gruppenzugehörigkeit und über die zeitliche Achse der Nachkontrolltermine dargestellt, so ergibt sich Abbildung 28. Die Gruppen 1, 2, 6 und 7 erreichten einen Anteil von 100% über den gesamten Beobachtungszeitraum. In der Gegenüberstellung zu den restlichen Graphen war der Anfangswert der Gruppe 3 86%, erlangte aber im Verlauf der drei Jahre ebenfalls 100%. Gruppe 4 startete und endete bei relativen Werten von 100% und verzeichnete lediglich zur Sechs- und Zwölfmonatskontrolle einen kleineren Wert von 96%. Die einzige Gruppe, die eine Abwärtsbewegung aufwies war Gruppe 5, da nach sechs Monaten ein Patient dieser Gruppe einen FFR-Wert von $< 0,8$ verzeichnete.

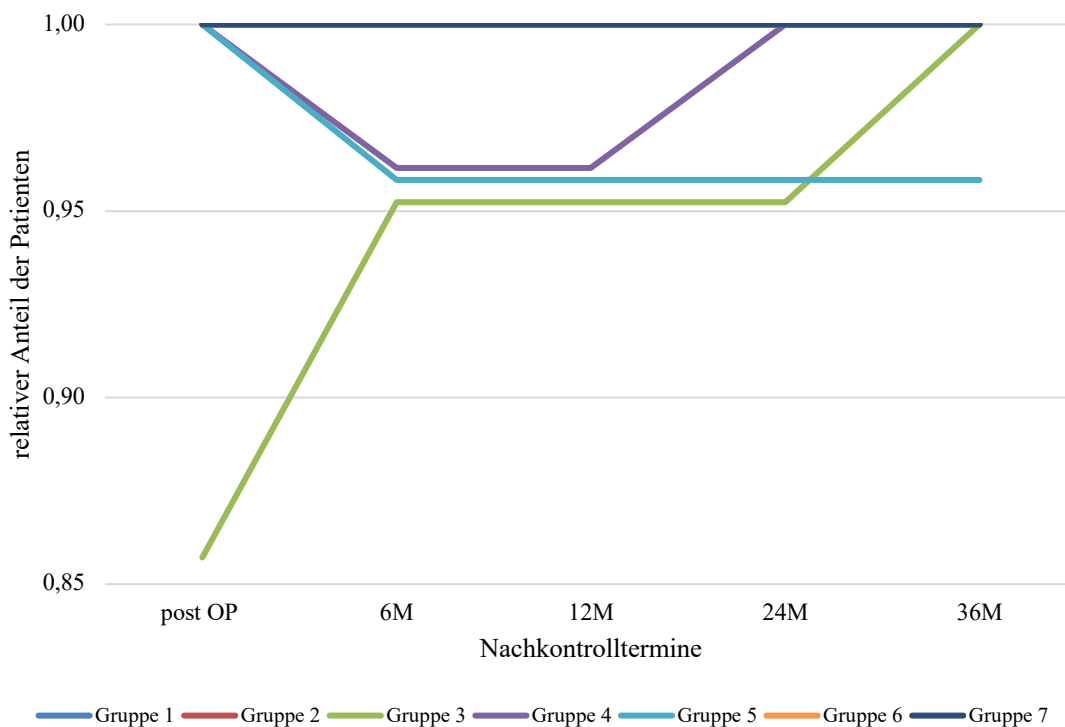


Abbildung 28: Relativer Anteil der Patienten mit einer proximalen FFR $\geq 0,8$

5.3.2 Intermediärer Markraumsitz

Die intermediäre FFR des Gesamtkollektivs betrug am 1. post OP im Mittel $0,69 \pm 0,08$, erreichte sein Minimum zur Zwölfmonatskontrolle von $0,68 \pm 0,08$ und endete zur 36 Monatskontrolle mit einem Wert von $0,69 \pm 0,08$ (siehe Abbildung 29).

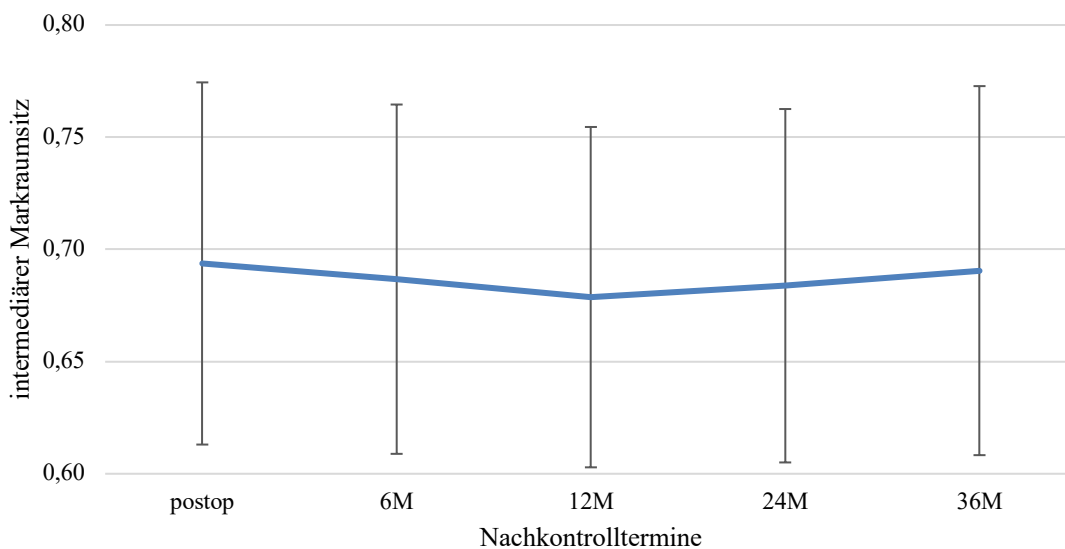


Abbildung 29: Mittelwerte der intermediären Markraumsitze aller Probanden

In Abbildung 30 wird die Veränderung der intermediären FFR explizit für jede Gruppe einzeln in Abhängigkeit zur zeitlichen Komponente der Nachkontrollterminen dargestellt. Insgesamt zeigte sich hier ebenfalls ein konstanter Verlauf der Gruppen. Bis auf Gruppe 2 entsprach der postoperativ gemessene intermediäre Markkraumsitz dem nach drei Jahren erhobenen Messwert. Im Vergleich der Gruppen untereinander verzeichneten die Gruppen 1 und 2 etwas höhere Messwerte als die übrigen Gruppen. Einen durchschnittlichen Wert von $\geq 0,8$ erreichte keine der Gruppen.

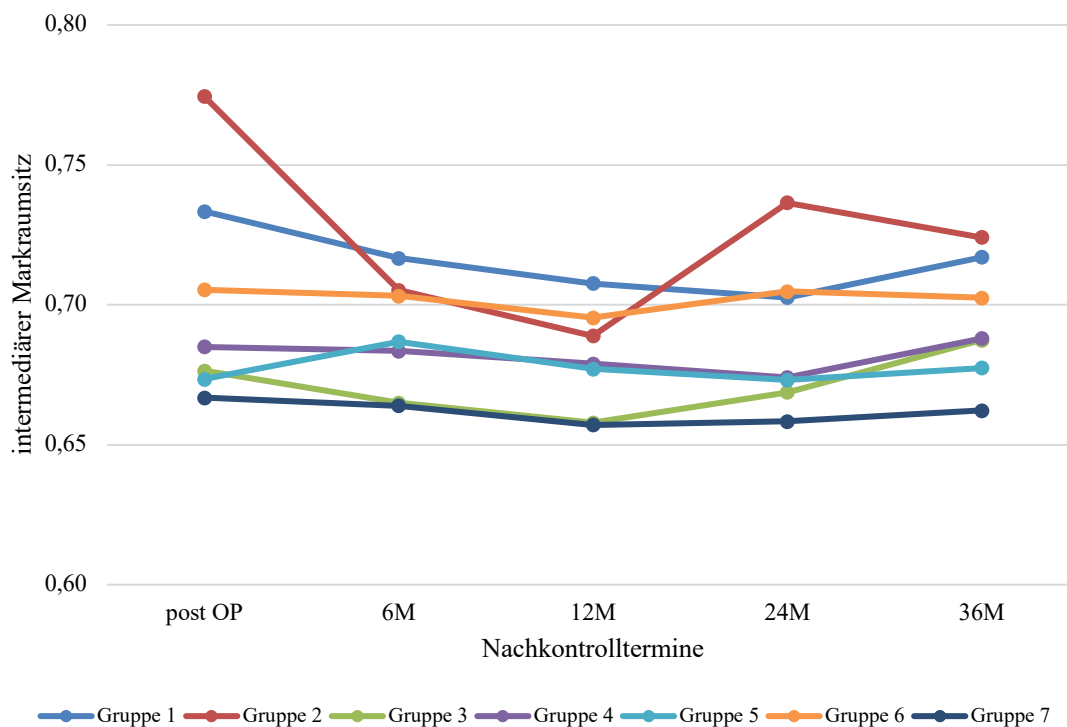


Abbildung 30: Intermediärer Markkraumsitz der einzelnen Gruppen

5.3.3 Distaler Markkraumsitz

Die distale FFR betrug durchschnittlich für das Gesamtkollektiv 0,46 mit einer Standardabweichung von 0,07. Dieser Wert änderte sich im zeitlichen Verlauf nur marginal, sodass er zum Ende des Betrachtungszeitraum nach drei Jahren bei $0,47 \pm 0,08$ lag (siehe Abbildung 31).

Eine FFR $\geq 0,8$ wurde zum 1. post OP Tag bei keinem Patienten verzeichnet. Zu den späteren Kontrollterminen erreichten zwei Probanden des Gesamtkollektivs (1,4%) eine FFR $\geq 0,8$, einer aus Gruppe 2 (#62, zur Sechsmontatskontrolle) und einer aus Gruppe 6 (#183, zur Sechsmontats- bis 24 Monatskontrolle).

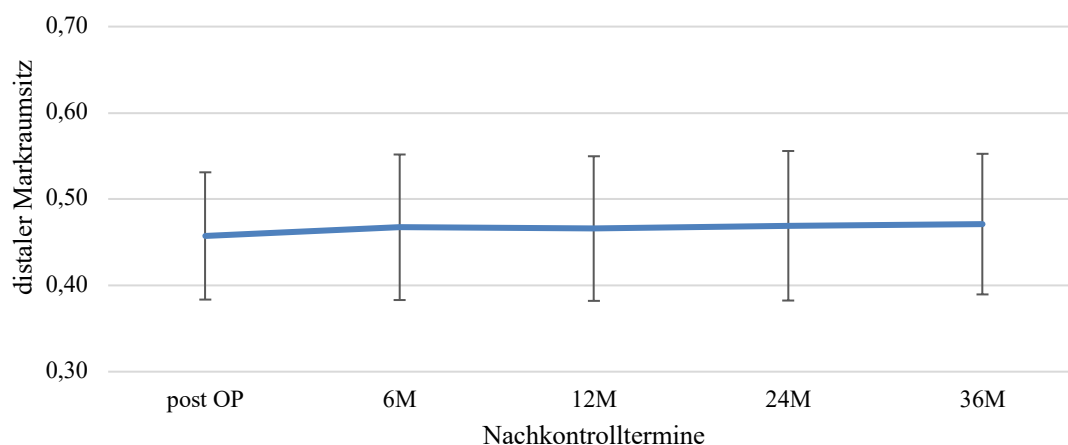


Abbildung 31: Mittelwert des distalen Markraumsitzes aller Probanden

Bei der Betrachtung der Graphen der einzelnen Gruppen 1 bis 7, fiel Gruppe 3 mit seinen Messwerten aus der Reihe (siehe Abbildung 32). Im Vergleich hatte die Gruppe 3 durchschnittlich deutlich höhere FFR-Wert von 0,66 bis 0,69, wohingegen die übrigen Gruppen einen Wertebereich von 0,45 bis maximal 0,52 erreichten. Allen Gruppen gemein war, der annähernd konstante Messdatenverlauf insbesondere hinsichtlich des ersten postoperativen Tags und des Dreijahreswertes. Erneut verzeichneten Gruppen 1 und 2 etwas höhere Werte verglichen mit den Gruppen 4 bis 7. Darüber hinaus wies keine der Graphen eine durchschnittliche distale FFR von $\geq 0,8$ auf. Weitere Gemeinsamkeiten oder signifikante Merkmale ließen sich nicht unter den einzelnen Gruppen aufzeigen.

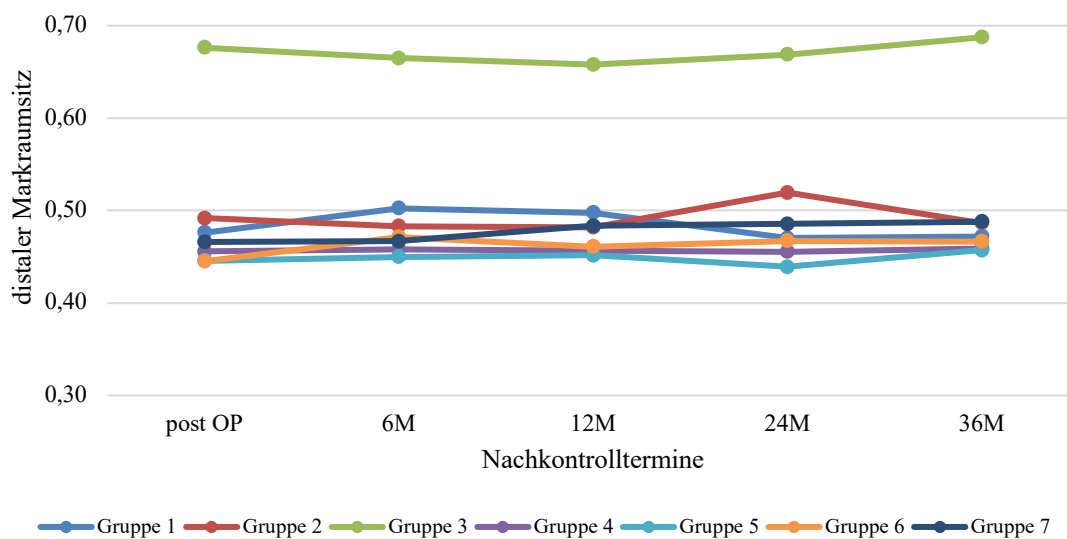


Abbildung 32: Distaler Markraum der einzelnen Gruppen

In Abbildung 32 wird hinsichtlich der distalen FFR genauer auf die Designphilosophie der Metha[®]-Prothese eingegangen. Wie bereits vorher im Detail erläutert, strebt die Metha[®]-Kurzschafthprothese eine metaphysäre Verankerung und eine Anlagerung entlang der lateralen Kortikalis im distalen Bereich an. Demnach sollte zur Evaluation nicht nur die distale FFR an sich, sondern auch die distale laterale Lücke zwischen der Prothese und der lateralen Kortikalis verglichen werden. Diese Teilkomponente, welche zur Berechnung der distalen FFR benötigt wird, wird im Folgenden als distaler lateraler Abstand bezeichnet.

Insgesamt ließ sich bei Betrachtung der Abbildung 33 ein Abwärtstrend entlang des dreijährigen Zeitraums erkennen. Die Gruppen 1 bis 3 verzeichneten zusätzlich jeweils einen kurzweiligen Aufstieg, der jedoch nie den initialen Wert überstieg. Alle Gruppen starten in einem Wertebereich von 2,8 bis 3,1 mm und enden bei minimal 0,88 und maximal 2,1 mm. Unterdessen war ersichtlich, dass im Verlauf der steigenden OP-Jahre der initial postoperative distale, laterale Abstand kleiner wurde und der Werteverlauf sowie die Endwerte deutlich stärker abfielen, je weiter fortgeschritten das OP-Jahr war (siehe Abbildung 33).

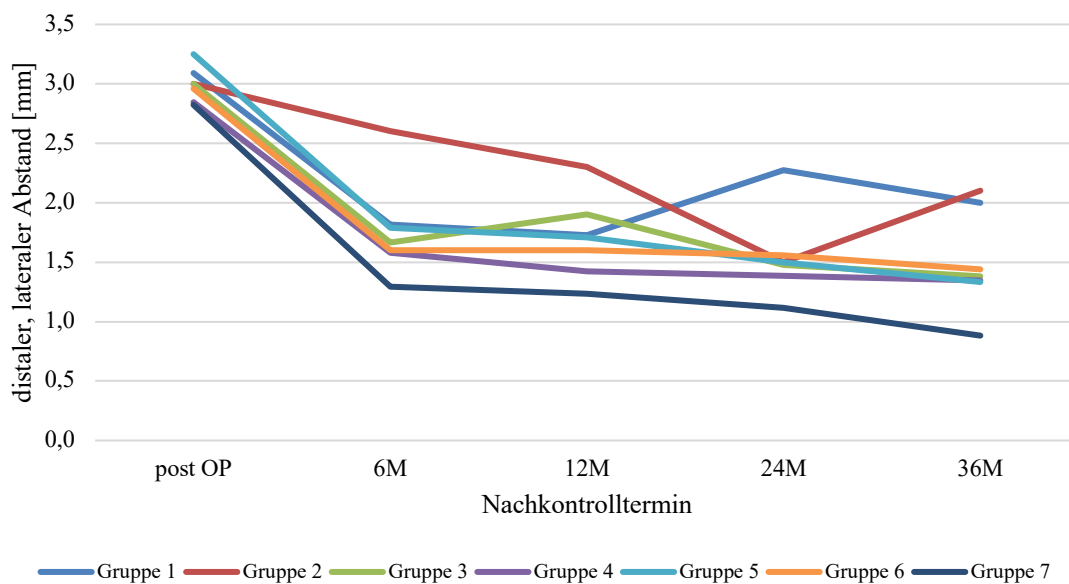


Abbildung 33: Distaler, lateraler Abstand

5.4 Resultate der Migration

Das Gesamtkollektiv verzeichnete für die Migration über den Gesamtzeitraum Werte von 0 mm bis maximal 12 mm. Der Mittelwert des Kollektivs belief sich vom ersten postoperativem Tag auf $2,1 \pm 1,8$ mm bis $2,7 \pm 2,1$ mm zur 36 Monatskontrolle (siehe Abbildung 34).

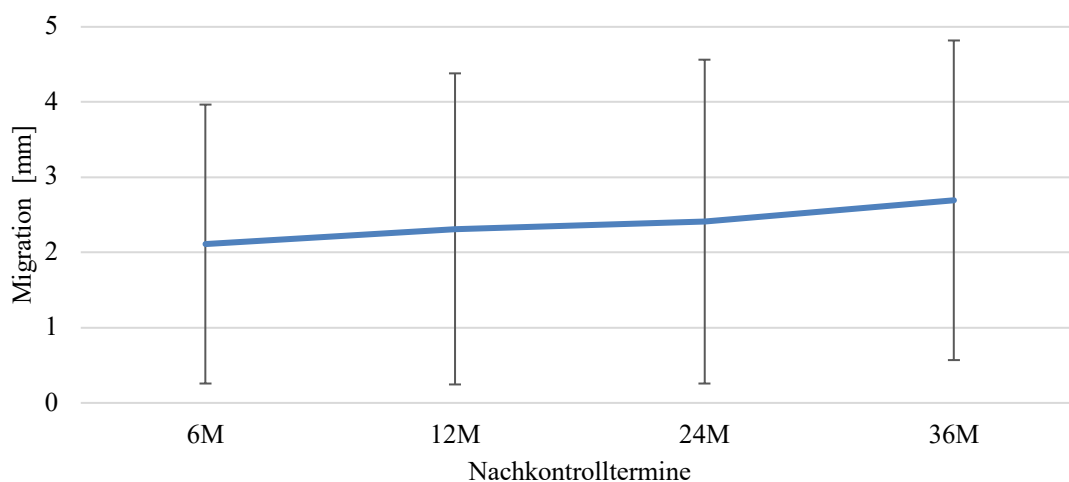


Abbildung 34: Durchschnittliche Migration des gesamten Kollektivs

Die in Abbildung 35 dargestellten Graphen repräsentieren die durchschnittliche Migration der jeweiligen Gruppen. Der Aufwärtstrend, welcher sich bereits in den

steigenden Mittelwerten des Gesamtkollektivs abzeichnete, traf ebenfalls auf die einzelnen Gruppen 1-7 zu. Dabei wiesen die Gruppen 1 bis 3 die geringsten Werte auf (1-2,18 mm), gefolgt in aufsteigender Größe von Gruppe 6, 7, 5 und 4. Nur die beiden letzten Graphen der Gruppen überschritten die Grenze von 3 mm.

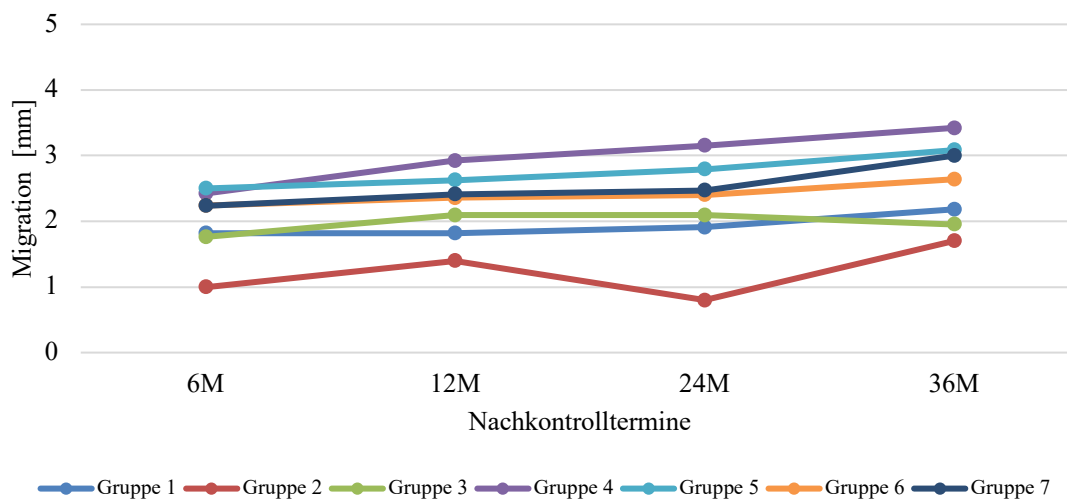


Abbildung 35: Durchschnittliche Migration

Abschließend stellt die Abbildung 36 den relativen Anteil neu aufgetretener Migrationen dar. Es war zu erkennen, dass die maximale Migration nach sechs Monaten auftrat und in den nachfolgenden Kontrollterminen deutlich geringer ausfiel. Bei Gruppe 1 war der Sechsmontatskontrolltermin der einzige Zeitpunkt, zu welchem eine Migration vorlag. Die Gruppe 2 verzeichnete sein Maximum mit 0,2 bei 36 Monaten. Die Gruppen 3 und 4 wiesen einen deszendierenden Trend auf. Im Gegensatz dazu besaßen die Gruppen 5 und 6 ihr Minimum zum Zwölfmonatskontrolltermin und verhielten sich danach annähernd konstant, mit minimaler positiver Steigung. Die Gruppe 7 blieb ab dem Zwölfmonatskontrolltermin auf einem Plateau.

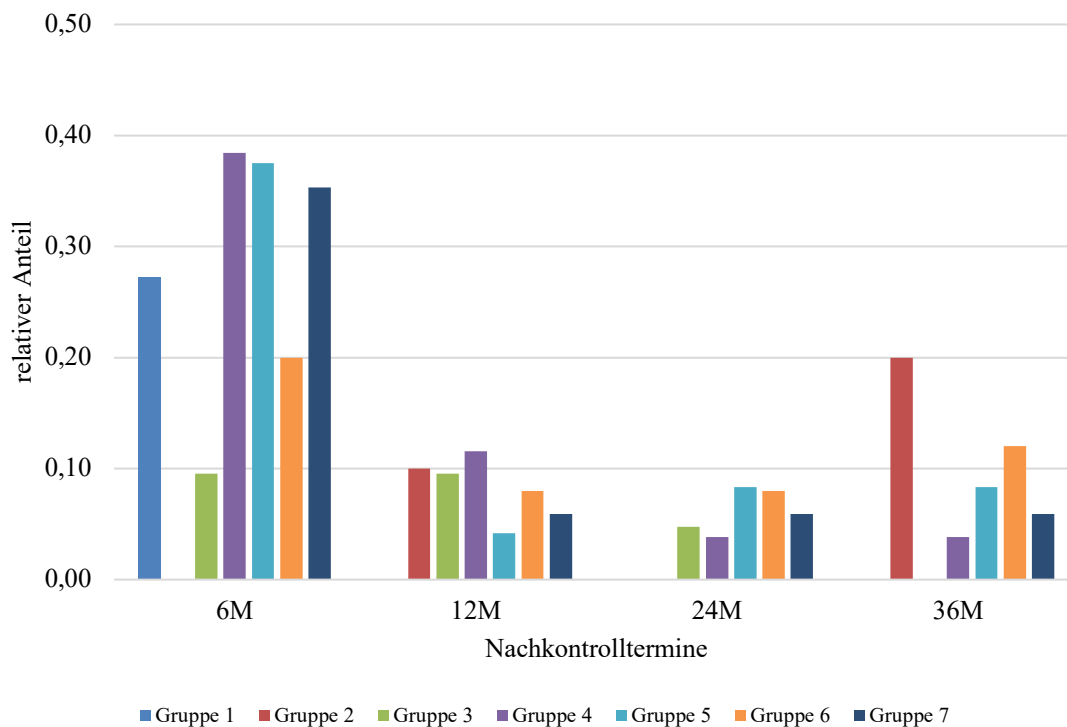


Abbildung 36: Relativer Anteil an neu aufgetretener Migration (≥ 3 mm) unter allen Patienten der Gruppe zum jeweiligen Nachkontrolltermin

Schlussendlich war deutlich erkennbar, dass mit steigender Gruppenzahl der Anteil an neu aufgetretenen Migrationen zum Sechsmonatskontrolltermin von Gruppe 4 abnahm. Diese Reduktion trat am stärksten in Gruppe 6 auf.

5.5 Klinische Parameter

Zu den klinischen Parametern zählen intra- und perioperativ erfasste Parameter sowie der Harris Hip Score im prä- und postoperativen Verlauf.

Die Abbildung 37 stellt die durchschnittliche Gesamt-OP-Zeit der Gruppen in blau und die Zeitspanne von Anfang des Schnittes bis zum Nahtende in rot dar. Die Gesamt-OP-Zeit betrug bei Gruppe 1 127 Minuten und bei Gruppe 2 119 Minuten. Das Maximum wurde bei Gruppe 3 mit 128 Minuten erreicht. Im weiteren Verlauf nahm der Graph weiter ab und erreichte sein Minimum von 95 Minuten bei Gruppe 6 und 7. Der rote Graph zeigte einen fast parallelen Verlauf zum blauen Graphen. Er war dabei um ca. 30 Minuten nach unten in Richtung der y-Achse versetzt. Insgesamt nahm sowohl die

gesamte OP- als auch die Schnitt-Naht-Zeit vom Beginn des Schnittes bis zum Ende der Naht von Gruppe 1 bis 7 um ca. 32 Minuten ab.

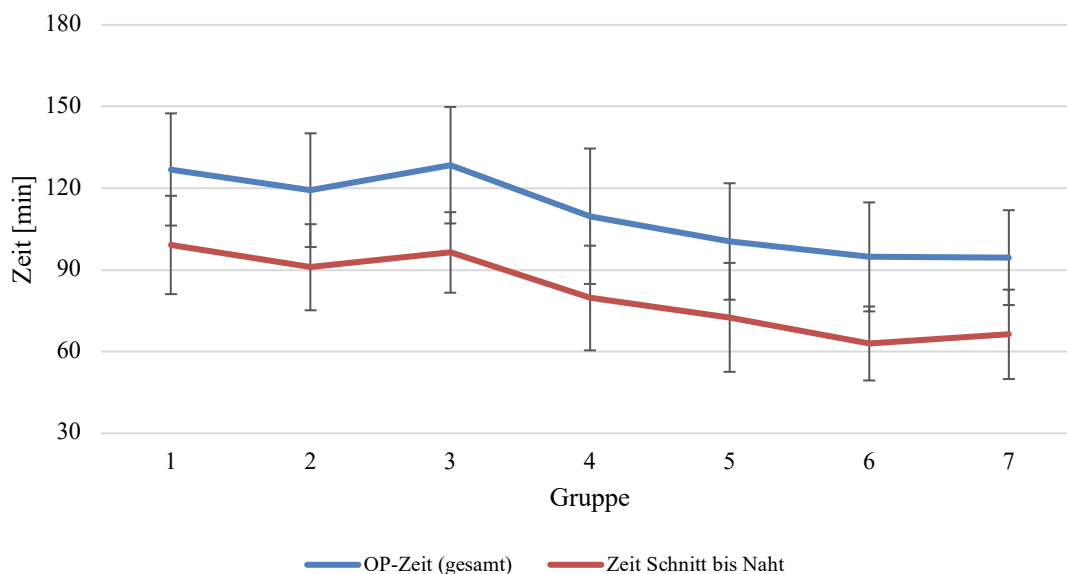


Abbildung 37: Durchschnittliche OP-Zeiten

Die folgende Abbildung 38 erfasst den durchschnittlichen intraoperativen Blutverlust der jeweiligen Gruppen 1 bis 7. Dieser betrug zu Beginn 590 ml bei Gruppe 1 und stieg bis Gruppe 3 auf 690 ml an und sank anschließend. Dabei entsprach der Blutverlust bei Gruppe 4 wieder dem Ausgangswert von Gruppe 1 und unterschritt diesen bis zum Tiefpunkt bei Gruppe 7 mit 490 ml.

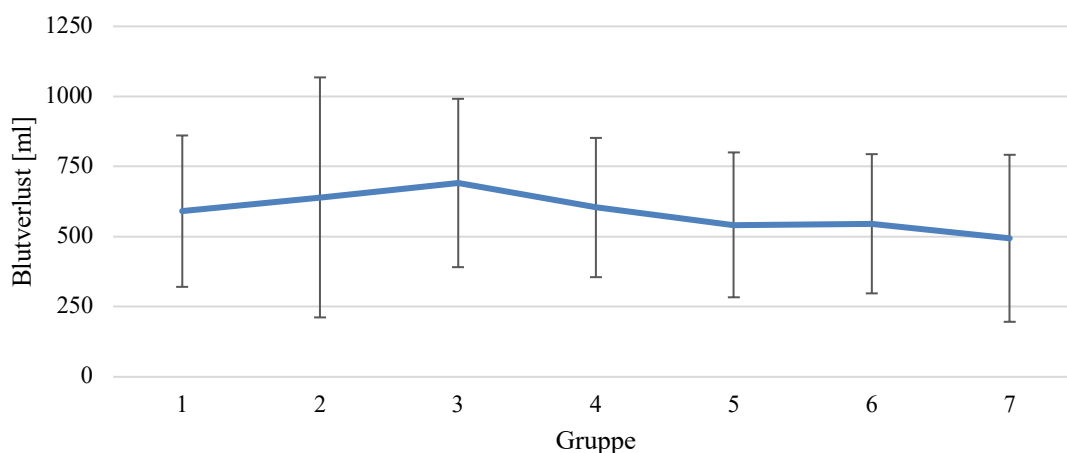


Abbildung 38: Durchschnittlicher intraoperativer Blutverlust

Darüber hinaus wurden dem OP-Bericht die subjektive Einschätzung des Operateurs über die Operationsbedingungen und die intraoperativen Komplikationen entnommen.

In Abbildung 39 wird der Anteil erschwerter Operationsbedingungen an allen Operationen der Gruppen dargestellt. Dabei handelte es sich in erster Linie um eine erschwerte Extraktion des Hüftkopfes durch kontrakte Verhältnisse. Es zeigte sich ein Abwärtstrend des Graphen, ausgehend von 36 % in Gruppe 1. Von Gruppe 3 bis 6 lag dieser Wert unter 10% und erreichte in Gruppe 6 das Minimum von 0%. Bei Gruppe 7 endete der Graph mit einem leicht höheren Wert von 12%.

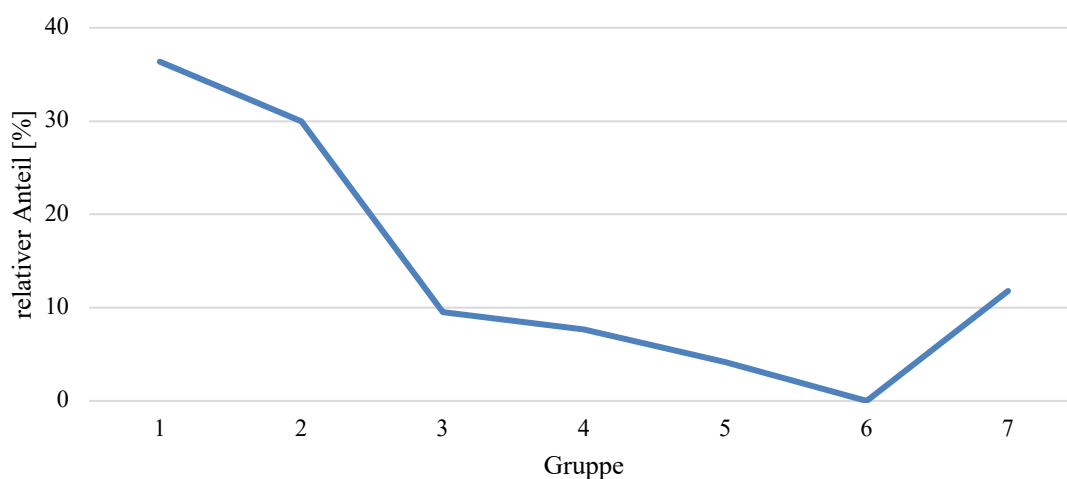


Abbildung 39: Relativer Anteil an erschwerten Operationsbedingungen

Die einzige Komplikation, die intraoperativ beschrieben wurde, war eine fissurale Längsverletzung im Bereich des *Calcars* von 1mm Breite beim Einschlagen von Größe 2 in der Gruppe 2.

Folgend zeigt Abbildung 40 den Verlauf des durchschnittlichen HHS des Gesamtkollektivs sowohl präoperativ als auch im zeitlichen Verlauf der Nachkontrolltermine. Die rote Linie markiert hierbei die 90 Punktegrenze, oberhalb der die erreichte Punktzahl als ausgezeichnet bewertet wird. Präoperativ lag der HHS bei 57 Punkten und stieg unmittelbar postoperativ auf einen Wert von 94 Punkten zur Sechsmonatskontrolle an und erreichte eine Plateauphase.

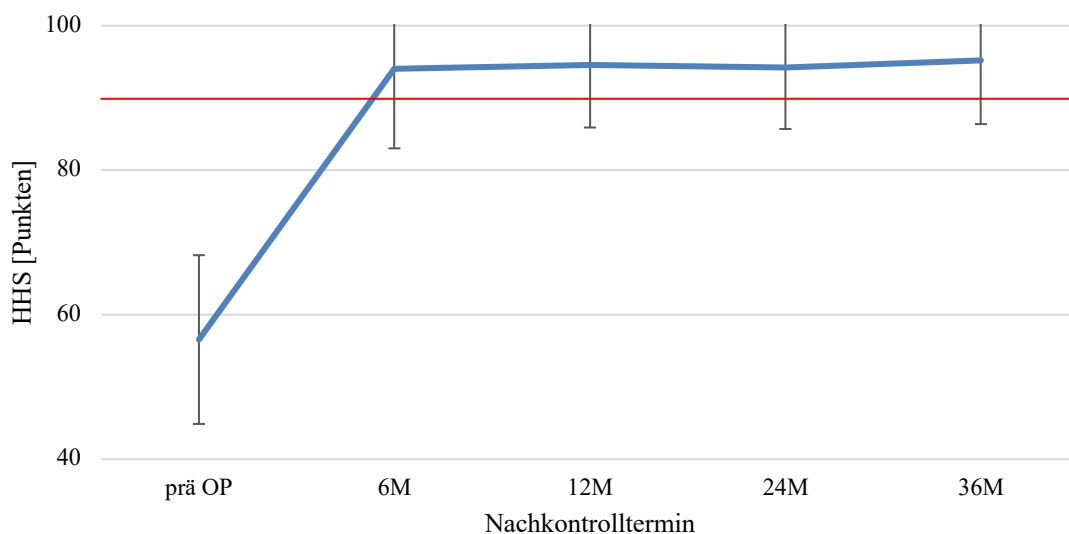


Abbildung 40: Durchschnittlicher Harris Hip Score

Wird der durchschnittliche HHS für die einzelnen Gruppen bestimmt, entsteht Abbildung 41. Auch hier stellt die rote Linie erneut die 90 Punktegrenze dar.

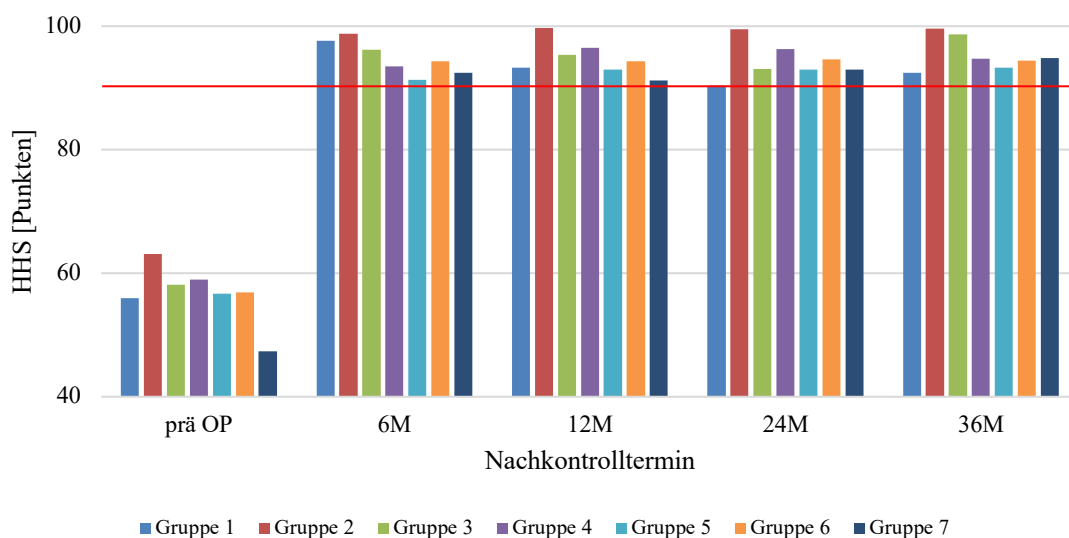


Abbildung 41: Durchschnittlicher HHS der Gruppen

Die einzelnen Balken der Gruppen zeigen alle einen ähnlichen Verlauf sowohl zueinander, als auch zu den Graphen in Abbildung 40. Die präoperativen Ausgangswerte lieferten immer die niedrigste Punktzahl von 47 bis 63 Punkten und stiegen bis zur Sechsmonatskontrolle oberhalb der 90 Punktegrenze. Keiner der folgenden Werte unterschritt diese im weiteren Verlauf der Nachkontrolltermine.

Der paarweise Vergleich ergab eine signifikante Steigerung des HHS vom präoperativen zu allen postoperativ gemessenen Werten. Eine signifikante Veränderung des HHS zwischen den Gruppen zum jeweiligen Nachkontrolltermin konnte nicht nachgewiesen werden.

Abschließend gibt die Abbildung 42 den relativen Anteil an fehlenden HHS-Werten der jeweiligen Gruppen zu den Kontrollterminen wieder. So fehlten die meisten Eintragungen zum HHS in Gruppe 1. Bezogen auf die Kontrolltermine und das gesamte Kollektiv zeigten die 6, 12 und 24 Monatskontrollen den geringsten Anteil fehlender Werte mit durchschnittlich 6-10 %.

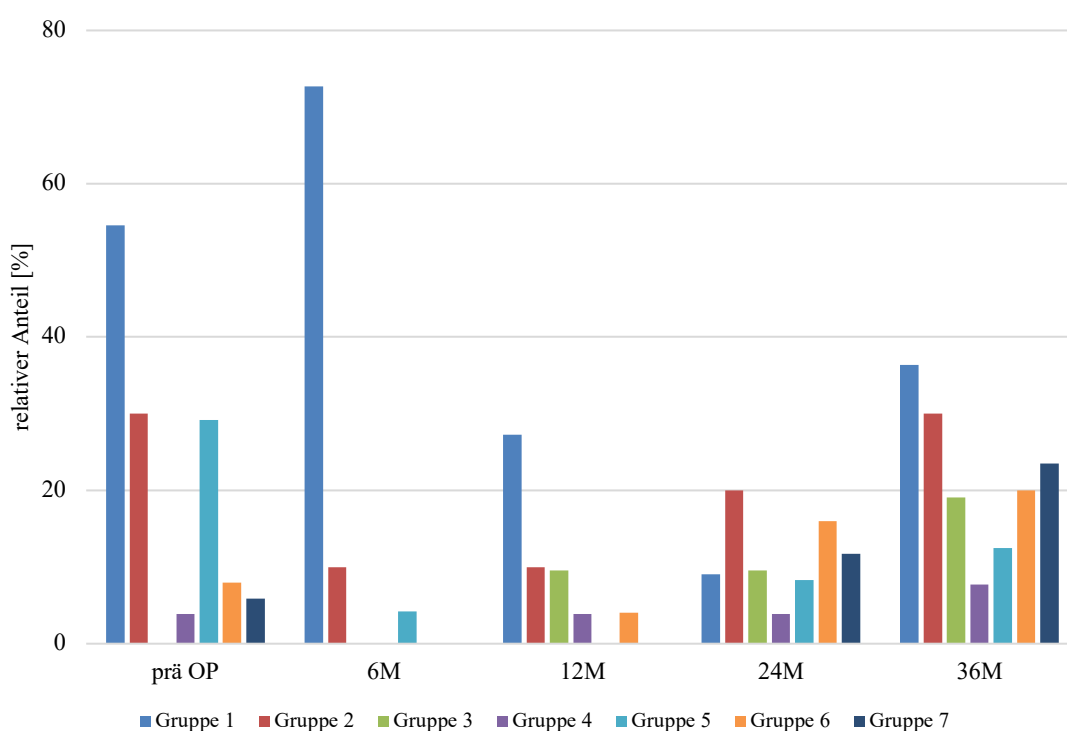


Abbildung 42: Relativer Anteil fehlender HHS-Werte

5.6 Korrelation der Messparameter

Zur Korrelation der radiologisch validierten Messgrößen untereinander als auch der epidemiologischen Parameter (Größe, Gewicht, BMI, Alter und Geschlecht) wurde nach Testung auf Normalverteilung eine bivariate Korrelationsanalyse nach Spearman vorgenommen.

Es konnten keine signifikanten Korrelationen sowohl unter den FFR-Werten, den CCD-Winkel-Werten und unter den Migrations-Werten über den Beobachtungszeitraum

nachgewiesen werden. Zwischen den epidemiologischen Faktoren und den radiologischen Werten gab es keine statistisch nachweisbaren Korrelationen mit einem Korrelationskoeffizienten $\geq 0,6$ oder einem $p < 0,05$.

5.7 Zusammenfassung der Hauptergebnisse

Im Rahmen dieser retrospektiv konzipierten Längsschnittstudie zur qualitativen Analyse der Metha[®]-Kurzschafthüftprothesenimplantation wurde erstmals das Metha[®]-Patientenkollektiv der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen hinsichtlich der Fragestellung untersucht, ob sich anhand radiologisch erhobener Messparameter eine Aussage zum postoperativen Outcome tätigen lässt. Darüber hinaus sollte erörtert werden, ob sich die über die Jahre wachsende operative Expertise in Form einer Lernkurve an besagten radiologischen Qualitätsparametern abbilden lässt. Dazu wurden 670 Röntgenbilder von 134 Patienten anhand radiologischer Parameter (CCD-Winkel, FFR und Migration) analysiert.

Es konnte gezeigt werden, dass der CCD-Winkel im zeitlichen Verlauf und mit steigendem OP-Jahr kleiner (varischer) wurde. Im Kontrollzeitraum wurden mit Ausnahme von drei Probanden proximale FFR-Werte von $\geq 0,8$ ermittelt. Der Markraumsitz lieferte im intermediären und distalen Bereich konstante FFR-Werte im gesamten Kontrollzeitraum. Der distal laterale Abstand der Prothese verzeichnete eine durchschnittliche Reduktion um 50 % innerhalb der drei Jahre und unmittelbar postoperativ kleinere Werte je weiter fortgeschritten das Operationsjahr war. Die Migration lag im Durchschnitt unter 3 mm, welches als nicht klinisch relevant zu werten ist. Die Mehrheit neu aufgetretenen Migrationen trat in den ersten sechs Monaten auf. Unterdessen nahm mit steigender Gruppenzahl der Anteil an neu aufgetretenen Migrationen zum sechs Monats Kontrolltermin ab 2011 ab.

Die klinischen Messwerte wie OP-Zeit, Blutverlust und Anteil erschwerter Operationsbedingungen nahmen ebenfalls mit zunehmender OP-Anzahl ab. Der HHS stieg postoperativ in allen Gruppen über die 90 Punktegrenze und blieb im weiteren Verlauf auf einem konstant hohen Niveau ohne gruppenspezifische Unterschiede.

Insgesamt konnte ein Lernerfolg für die Messparameter der Migration, der proximalen FFR, der distalen, lateralen Lücke und des CCD-Winkels über alle Gruppen graphisch

dargestellt werden. Ähnliches konnte für die klinischen Parameter OP-Zeit, Blutverlust und intraoperative Komplikationen gezeigt werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methoden

6.1.1 Studiendesign

Im Rahmen dieser Studie wurden retrospektiv 670 anterior-posterior Beckenübersichtsaufnahmen von insgesamt 134 Fällen von einem Untersucher im Hinblick auf drei radiologische Qualitätsparameter an fünf definierten Kontrolltermin untersucht. Ein Stichprobenumfang von 134 Fällen gewährleistet eine große Testpower und hohe Repräsentativität der Daten. Verglichen mit anderen Studien, welche Kollektivgrößen von maximal 22 bis zu 250 Fällen analysierten, lässt sich diese Studie im oberen Mittelfeld hinsichtlich der Stichprobenanzahl einordnen [Augustin et al., 2018; Bieger et al., 2014; Cordero-Ampuero et al., 2013; Grant et al., 2017; Höhle et al., 2015; Issa et al., 2014; Jahnke et al., 2014, 2019; Jerosch et al., 2012; Kim & Kim, 1993; Kutzner, Pfeil, et al., 2016; Laine et al., 2001; Martell et al., 1993; Saito et al., 2006; van der Wal et al., 2008].

Bei Betrachtung der Gruppenkollektive 1-7 würden bei gleichmäßiger Patientenverteilung durchschnittlich 19 bis 20 Prothesen pro Gruppe zugeordnet werden. Es konnte jedoch keine gleichmäßige Verteilung erfolgen, da bei der Zuteilung das Jahr der endoprothetischen Versorgung maßgebend war (siehe Abbildung 20). Ursächlich hierfür war, eine niedrige Operationsfallzahl in der Gruppe 1 und 2 (11 und 10 Fälle). Die Gruppe 7 wies nur 17 Fälle auf, da das Jahr 2014 nur bis September eingeschlossen wurde.

In dieser Studie wurden nur Probanden eingeschlossen, welche alle fünf Nachkontrolltermine wahrgenommen hatten. Dadurch blieb die Kollektivgröße über den gesamten Beobachtungszeitraum konstant und ermöglichte eine hohe Repräsentativität und Reliabilität.

Die endoprothetische Versorgung erfolgte immer durch denselben Operateur und nach einem standardisierten Ablauf. Die operative Erfahrung und damit auch das Entscheidungsmuster der Implantatgröße unterliegt einem Lernprozess [Loweg et al., 2018; Padilla et al., 2019].

6.1.2 Messparameter und -verfahren

6.1.2.1 Femurschaftachse

Um eine Vergleichbarkeit der Messparameter (FFR, CCD-Winkel, Migration) zu gewährleisten, wurde die Femurschaftachse als standardisierte Ausgangsgerade gewählt [Issa et al., 2014]. Bieger et al. zeigten am Beispiel der Migrationsmessung, dass eine Referenzgerade entscheidend für eine hohe Repräsentativität der Messdaten ist [Bieger et al., 2014].

Im Gegensatz hierzu ist nach Krismer et al. eine durch das Implantat bestimmte Longitudinalachse zu wählen, da durch die doppelte Krümmung des *Femurs* eine eindeutige lineare Femurachse geometrisch nicht bestimmbar sei [Krismer et al., 1997]. Die Longitudinalachse wird durch die Prothesenlage im Markraum bestimmt und kann sich durch Verkipfung der Prothese ändern. Aus diesem Grund wurde die FSA als Ausgangsgerade gewählt.

6.1.2.2 Markraumsitz

Zur Bestimmung der FFR finden sich in der Literatur verschiedene Messmethoden in Abhängigkeit des Autors und Prothesentyps, wovon die wichtigsten im Folgenden kurz erwähnt werden.

Kim et Kim beschrieben die proximale Messebene auf der Höhe der oberen Grenze des *Trochanter minor*, die intermediäre Ebene auf der Höhe der Mitte der Längsausbreitung des Schaftes und die distale Ebene 10 mm proximal der Prothesenspitze [Kim & Kim, 1993]. Die exakte Bestimmung der lateralen Kortikalis im Bereich des proximalen Messpunktes ist nicht immer eindeutig möglich, da sich dort der *Trochanter major* befindet. Daher wird eine Kortikalistangente an den äußeren Rand der lateralen Kortikalis des Femurschafts gelegt, welche in ihrem weiteren Verlauf durch den *Trochanter major* führt und somit als gedachte laterale Kortikalisgrenze angesehen wird.

Grant et al. wählten als zentralen Orientierungspunkt den *Trochanter minor*. Die proximale Ebene lag 10 mm proximal und E_{distal} 60 mm distal des *Trochanter minor*. Sie wählten vier Ebenen auf denen sie die FFR bestimmten. Von proximal nach distal aufgelistet lagen diese Ebenen auf Höhe der Femurosteotomie, 10 mm oberhalb des *Trochanters minor*, am *Trochanter minor* und 60 mm distal des *Trochanter minor*.

Zudem wählten sie eine Tangente entlang der Kortikalis, um die Schwierigkeit der Identifizierung der lateralen Kortikalis am proximalen Messpunkt zu umgehen [Grant et al., 2017].

Issa et al. setzten die distale Ebene 60 mm distal des *Trochanter minor* und die proximale Ebene 10 mm proximal des *Trochanter minor*. Sie bestimmten auf der Höhe der proximalen Ebene nur die mediale Lücke. Die Bestimmung der lateralen Lücke entfällt im Gegensatz zu den Messungen der oben erwähnten Autorengruppen [Issa et al., 2014].

Jahnke et al. bestimmten drei Messebenen. Die proximale Ebene befindet sich 10 mm proximal der oberen Grenze des *Trochanter minor*, die distale Ebene 10 mm proximal der Schaftspitze und die intermediäre Ebene liegt exakt mittig zwischen der Prothesenschulter und der Schaftspitze. Vergleichbar mit Issa et al. wird proximal nur die mediale Lücke bestimmt [Jahnke et al., 2015].

In der vorliegenden Studie wurde eine eigene Messmethode speziell für die Metha[®]-Prothese entwickelt, die an die der Autorengruppen Jahnke et al. und Issa et al. angelehnt ist und bereits im Kapitel Material und Methodik ausführlich vorgestellt wurde [Issa et al., 2014; Jahnke et al., 2015]. Die Vor- und Nachteile zur Entscheidung für eine eigenen Messmethodik werden im Folgenden diskutiert.

Zu einem führten Jahnke et al. und Issa et al. ihre Messungen ebenfalls an Kurzschaftprothesen durch. Issa et al. verwendeten die Accolade II Prothese (Stryker Orthopaedics, Mahwah, NJ), die als kurzer bzw. gekürzter Standardschaft beschrieben wird [Jerosch et al., 2016]. Jahnke et al. orientierten ihre Messungen ebenfalls an der Metha[®]-Prothese. Die Autorengruppen Kim et Kim und Grant et al. verwendeten andere Prothesengruppen, weshalb deren Messmethodik nicht berücksichtigt wurde.

Die eigene Messmethodik definierte die proximale Messebene in Höhe der maximalen Ausbreitung des *Trochanter minors* nach medial, da dieser Messpunkt eindeutig bestimmbar und zugleich weniger anfällig für Messfehler war. Anders als Jahnke et al., die die kraniale Grenze des *Trochanter minors* wählten. Dieser war als Fixpunkt oft ungenau, da durch geringe Rotation des *Femurs* Messunterschiede auftraten. So stand auf den Röntgenbildern der *Trochanter minor* nicht im rechten Winkel zur Projektionsebene, wodurch seine proximale Grenze die Femurkortikalis schnitt und in der Bildebene „hinter“ dem *Femur* erschien.

Die proximale Ebene befand sich in der vorliegenden Studie 15 mm proximal des *Trochanter minors*. Eine kürzere Distanz von 10 mm [Issa et al. und Jahnke et al.] bedingte meist, dass E_{proximal} und $E_{\text{intermediär}}$ zu nah beieinander lagen. Die Wahl einer Distanz von ≥ 20 mm erwies sich nicht als sinnvoll, da durch die Höhe der Femurosteotomie, die proximale Ebene oberhalb der Osteotomiegrenze lag.

Für die Bestimmung der proximalen FFR wurde, wie in der Arbeitsgruppe Issa et al., nur die mediale Lücke ermittelt. Die „hypothetische“ laterale Lücke benötigt eine klare Identifizierung der lateralen Femurkortikalis auf Höhe der proximalen Ebene, welche durch den dort angrenzenden *Trochanter major* nicht erfolgen konnte. Weiterhin ist die Aussagekraft der lateralen Lücke als eingeschränkt zu betrachten [Issa et al., 2014; Jahnke et al., 2015]. Die Scherkräfte auf die Prothese und den Knochen treten nämlich hauptsächlich im Bereich der medialen Lücke auf und sind vernachlässigbar im Bereich der lateralen Lücke.

Zusammenfassend ist es sinnvoll für jeden Prothesentyp eine eigene FFR Messmethode festzulegen, wodurch die Vergleichbarkeit der Methoden allerdings untereinander eingeschränkt wäre.

6.1.2.3 Migration

Zur Migrationsbestimmung existieren verschiedene Vorgehensweisen, die sich in den Messverfahren, den Messorten und der Messwertsgrenze unterscheiden.

Laut Studienlage ist die Röntgenstereophotogrammetrie (RSA) mit einer Messgenauigkeit von 0,2 mm das genaueste Verfahren zur Bestimmung der Prothesenmigration [Schmidutz, Graf, et al., 2012]. Dabei werden gleichzeitig zwei Röntgenbilder von demselben Objekt in einem definiertem Winkel des Zentralstrahls aufgenommen [Herrlin et al., 1986; Selvik et al., 1983]. Zur Kalibrierung und Erfassung aller Bewegungsparameter im dreidimensionalen Raum werden röntgendichte Tantalkügelchen intraoperativ in den Knochen eingebracht. Dies ermöglicht eine hohe Messgenauigkeit und kann auf alle Körperregionen angewendet werden, findet jedoch aufgrund eines hohen Kosten- und Zeitaufwandes sowie anspruchsvollen technischen Voraussetzungen nur bei wissenschaftlichen Fragen Anwendung [Bieger et al., 2014; Krismer et al., 1997].

Die vorliegende Studie verwendet ein Messverfahren, das auf ein Bildverarbeitungsprogramm zurückgreift, wodurch die Genauigkeit der digitalen

Messung optimiert wird. Standardisierte Aufnahmen, Filter, Skalierungen und Planungskugeln, sowie Koordinatensysteme können additiv für eine höhere Vergleichbarkeit genutzt werden [Krismer et al., 1997]. Da das verwendete Programm mediCAD® nur auf ganze Millimeter runden kann, ist von einer Messungenauigkeit von mindestens einem Millimeter auszugehen. Alternativ wäre auch eine Migrationsanalyse durch die EBRA-FCA mit einer Genauigkeit von circa einem Millimeter interessant [Krismer et al., 1997]. Diese findet jedoch nur Anwendung, sofern genügend Bildmaterial vorliegt. Wohingegen das verwendete Messverfahren nur ein weiteres Referenzbild benötigt.

Ein weiteres Messverfahren ist die manuelle Messung am nativen Röntgenbild. Ein direkter Bildvergleich ermöglicht hierbei die Unterscheidung der Aufnahmebedingung und der Positionierung des abgebildeten Objekts. Ein Vorteil ist, dass sie ohne weitere Apparatur genutzt werden kann. Nachteilig ist jedoch eine hohe Messungenauigkeit dieses Messverfahrens [Krismer et al., 1997]. Bieger et al. stellten in ihrer Arbeit eine Messungenauigkeit von 1,3 mm bis 4,6 mm abhängig vom jeweiligen Messort fest [Bieger et al., 2014].

Im Folgenden wird auf die verschiedenen Messorte eingegangen. Bieger et al. untersuchten die verschiedenen Messorte in Hinblick auf ihre Genauigkeit [Bieger et al., 2014]. Die Prothesenschulter sei hiernach der genaueste Referenzpunkt für das Implantat. Als knöcherner Messort sei, bei nativen Röntgenbildern die Spitze des *Trochanter major* und bei digitalen Aufnahmen den „medialsten“ Punkt des *Trochanter minor* zu wählen.

Auch bei der vorliegenden Studie ist die Wahl der Prothesenschulter als sinnvolle Referenz für die Endoprothese zu bewerten, da sie röntgenologisch klar identifizierbar und weniger für Rotationsfehler anfällig ist. Als knöcherner Messort wurde der *Trochanter major* gewählt, da dieser anders als der *Trochanter minor* weniger anfällig für axiale Rotationsfehler ist. Diese Erkenntnis wurde bereits in der Literatur bestätigt [Biedermann et al., 1999; Phillips et al., 2002]. Eine Änderung des Zentralstrahls um 5 cm bewirkt bereits einen Fehler von 0,05 mm [Braud & Freeman, 1990]. Walker et al. verwiesen auf eine Messfehlerzunahme um 0,13 mm bei 5° Rotationsänderung und bei 10° sogar um 0,37 mm [Walker et al., 1995]. Daher wurde in dieser Arbeit die Migration als Änderung der Distanz zwischen der Spitze des *Trochanter major* und der Prothesenschulter definiert.

In der Literatur finden sich Werte zwischen 1 und 5 mm für den Grenzwert [Ludwig et al., 1996]. Die meisten Autoren gehen von einem Wert von mindestens 2 mm aus [Ludwig et al., 1996]. Von einer klinisch relevanten Migration wurde in der vorliegenden Studie ab einem Grenzwert von ≥ 3 mm ausgegangen, sich da die Messungenauigkeit des Analyseprogramms von 1 mm auf den Grenzwert addiert. Spotorno et al. beschrieben ebenfalls, trotz der Standardisierung der radiologischen Aufnahmen, einen Messfehler von 3 mm [Spotorno et al., 1991].

Schlussendlich ist die Hauptproblematik, mit der sich alle Messmethoden auseinandersetzen, die Vermessung eines dreidimensionalen Prozesses mittels eines zweidimensionalen Modells. Es sollte daher Ziel weiterer Studien sein, ein einheitliches und praktikables Schema zu entwerfen. Durch das Fehlen einer einheitlichen Messempfehlung bezogen auf den Messort, den Grenzwert und das Messverfahren, wird die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Arbeiten erschwert.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel

Die Anfangshypothese beschäftigte sich mit der Fragestellung, ob der CCD-Winkel der Prothese im postoperativen Verlauf kleiner wird. Die Ergebnisse zeigten, dass nach initialem Abfall des CCD-Winkels innerhalb der ersten sechs Monate, dieser gemittelt über alle Gruppen einen konstanten Verlauf aufwies (siehe Abbildung 21). Unter Betrachtung der Messtoleranz, gilt diese Tendenz nicht nur für das gesamte Kollektiv, sondern auch für alle Gruppen im einzelnen Verlauf (siehe Abbildung 23 und Abbildung 24). Zusammenfassend konnte somit die erste Hypothese bestätigt werden. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam auch die Arbeitsgruppe Jerosch et al., die beschrieben, dass gewisse meta-diaphysär fixierte Prothesenmodelle zu einer systembedingten Valgisierung neigen [Jerosch et al., 2012]. Ein Anstieg des CCD-Winkels wurde ebenfalls zu keinem Kontrollzeitpunkt beobachtet.

Im Folgenden wird die Bedeutung des CCD-Winkels für die biomechanische Eigenschaft des Hüftgelenks diskutiert. Die Lateralisation der Prothese, das Offset, steht im direkten Zusammenhang mit dem CCD-Winkel und der Halsachsenlänge, die als Strecke zwischen dem proximalen Halsende sowie dem Kreuzungspunkt der Halsachse

und der Prothesenachse definiert ist, welche häufig der FSA entspricht [Effenberger et al., 2005]. Da das proximale Halsende, die Halsachse und die Prothesenachse abhängig vom Implantat sind und sich demnach im postoperativen Verlauf nicht ändert, kann auch die Halslänge als konstant betrachtet werden. Das Offset wäre somit im postoperativen Verlauf nur vom CCD-Winkel abhängig. Eine Valgisierung der Prothese würde schlussendlich zu einer Verkleinerung des Offsets und eine Varisierung zu einer Vergrößerung des Offsets führen [Jerosch et al., 2012]. Durch die vektorielle Kraftübertragung führt eine Offsetvergrößerung zu einer verbesserten Beweglichkeit sowie einer Vergrößerung des Hebelarms und einer Kraftsteigerung der Abduktorenmuskulatur [McGrory et al., 1995; Sakai et al., 2002]. Gleichzeitig minimiert sich die Luxationsneigung, die hüftresultierende Kraft und der Druck, welcher zwischen Hüftkopf und -pfanne resultiert [Fackler & Poss, 1980; Haar, 2007]. Als Nachteile einer Offsetvergrößerung werden die Zunahme der medialen Biegebelastung, die Belastung des distalen Anteils des Implantats, sowie das gelegentliche Auftreten einer *Bursitis trochanterica*, beschrieben, welche laut Literatur mit einer geringen Relevanz eingestuft werden. Letztlich ist eine Offsetvergrößerung als vorteilhaft zu werten und sollte angestrebt werden [Jerosch et al., 2012]. Dieses Ziel wurde durch die initiale Abnahme des CCD-Winkels in der vorliegenden Studie für die Metha[®]-Prothese erreicht. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam auch die Arbeitsgruppe Amenabar et al., die eine signifikante Offset-Vergrößerung der Nanos[®]-Prothese um 0,6 mm feststellten [Amenabar et al., 2015]. Vergleichbar wurde für die MiniHip[™]-Prothese eine durchschnittliche Zunahme um 2,8 mm und für die Metha[®]-Prothese um 3,6 mm gezeigt [Ettinger et al., 2013; Schmidutz, Beirer, et al., 2012]. In einer weiteren klinischen Studie zur CUT[®]-Prothese wurde eine signifikante Abnahme des CCD-Winkels von 149° auf 144° und gleichzeitig eine Vergrößerung des Offsets von 31 mm auf 37 mm ermittelt [Ishaque et al., 2009].

Kutzner et al. untersuchten den biomechanischen Einfluss des CCD-Winkels anhand der metaphysär verankerten Optimys[®]-Prothese (Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz) in einem postoperativen Intervall von zwei Jahren. Sie stellten fest, dass eine valgische Ausrichtung zu einer verstärkten initialen Migration führt, wobei das klinische Outcome unbeeinflusst bleibt [Kutzner et al., 2017]. Zudem konnte keine signifikante Korrelation zwischen dem CCD-Winkel und dem Prozess der periprotetische Osteopenie (stress shielding) oder einer kortikalen Hypertrophie festgestellt werden. Eine varisch betonte

Positionierung würde demnach dazu führen, dass sich die Prothesenspitze entlang der lateralen Kortikalis abstützen kann, wie es bei metaphysären Kurzschaftprothesen gewünscht ist. Bei einer valgischen Ausrichtung, sowie bei zu klein gewählten Schaftgrößen, bliebe dieser Kontakt oft aus. Jahnke et al. führten experimentelle Untersuchungen über die elastischen Biegeeigenschaften von zementfreien kurzen Hüftschaften unter Berücksichtigung der Valgusausrichtung des Prothesenschafts durch. Sie kamen zu der Erkenntnis, dass ohne eine ausreichende Schaftverankerung eine Valgisierung das Abkippen des Implantats begünstigen könnte und demnach vermieden werden sollte [Jahnke et al., 2018]. In einer weiteren Studie wurde einer kurz- bis mittelfristigen Migrationsanalyse der Metha[®]-Prothese unter Verwendung von EBRA-FCA untersucht [Jahnke et al., 2019]. Dabei wurde eine nennenswerte Varus- und Valgus-Abkippung innerhalb der ersten drei Monate beobachtet, ohne signifikante Korrelation mit der Migration, der Abkippung und mit dem BMI, Alter, Diagnose und Geschlecht. Insbesondere für die Metha[®]-Prothese ist eine Valgusposition zu vermeiden, die ohne proximal-laterale Unterstützung zur Migration führen könnte [Jerosch et al., 2012; Kamada et al., 2011].

Weder in der vorliegenden Arbeit noch in den zuvor genannten Studien nahm der CCD-Winkel im Verlauf nach dem initialen Abfall weiter ab. Die initiale Veränderung könnte demnach als „Setzen“ der Prothese interpretiert werden und wäre nur von der anfänglichen Schaftpositionierung innerhalb des Schaftlagers abhängig. Ludwig et al. vermuteten in der Positionsänderung in Varus- oder Valgusrichtung des CLS-Spotorno-Schafts ein Lockerungsindiz [Ludwig et al., 1996]. Da sich ihre Studienergebnisse auf einen Geradschaft bezogen, ist ein direkter Vergleich mit einem Kurzschaft schwierig. Eine Positionsänderung wäre bei konstanter Zunahme [Kim & Kim, 1993] für die Metha[®]-Prothese demnach als Lockerungszeichen zu werten, wenn sie nach der initialen Phase der ersten sechs bis zwölf Monate des „Setzens“ auftritt. In einer anderen Studie wurde die Migration der Fitmore[®]-Prothese über einen Zeitraum von zwei Jahren mittels EBRA-FCA untersucht und eine Zunahme der Varusausrichtung innerhalb des ersten Jahres festgestellt [Freitag et al., 2014]. Dies unterstützt die Auffassung, dass der CCD-Winkel nur innerhalb der ersten sechs bis zwölf Monate einer Änderung nach Implantation unterliegt und die Prothese trotzdem als stabil zu werten ist. Bei einer Positionsänderung würde es sich zudem nur um eine Varisierung handeln, übereinstimmend mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

Zusammengefasst resultiert durch die Veränderung des Hebelarms und die Anpassung des Drehmoments ein „Setzen“ des Implantats.

6.2.2 Markraumsitz

Zusammengefasst konnten die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die FFR distal durchschnittlich bei 0,47 lag (siehe Abbildung 31). Die intermediäre FFR erreichte einen Mittelwert von 0,69 (siehe Abbildung 29). Im Gegensatz zur proximalen FFR, die im Verlauf von 0,91 auf 0,93 anstieg. Ebenfalls nahm der relative Patientenanteil mit einem proximalen FFR-Wert von $\geq 0,8$ bzw. $\geq 0,9$ zu. In 131 von 134 Fällen zeigte am ersten postoperativen Tag einen Markraumsitz proximal von $\geq 0,8$, welcher nach drei Jahren um zwei weitere Fälle anstieg. Wonach das präoperativ angestrebte Outcome einer postoperativ, sicheren proximalen Primärstabilität und einer optimalen Sekundärstabilität erreicht werden konnte.

In Abhängigkeit von der Schaftlänge lag zwischen dem proximalen und intermediären Messpunkt nur eine Distanz von 1 cm. Die Messebenen des proximalen und distalen Markraumsitzes lagen ca. 5 bis 6 cm auseinander. Gleichzeitig wurde für die Berechnung des intermediären Markraumsitzes auch die laterale Lücke bestimmt. Durch eine Überlagerung des *Trochanter majors* entzog sich die laterale Femurkortikalis der Beurteilung, wodurch hohe Werte für die intermediäre, laterale Lücke gemessen wurden und letztlich die FFR kleiner wurde. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Aussagekraft des proximalen Wertes im Verhältnis zum distalen Wert größer ist als die zum intermediären Wert. Auch spiegelt die intermediäre FFR keinen Aspekt der Verankerungsstrategie der Kurzschaftprothese wider. Entsprechend wurde die FFR in anderen Arbeiten nicht im intermediären Bereich bestimmt. [Issa et al., 2014]. Dies könnte auf die geringere Bedeutung der intermediären FFR bezüglich des Prothesensitz zurückzuführen sein. Demnach wäre die Aussagekraft der intermediären FFR kritisch zu beurteilen.

Nach der Verankerungsstrategie der Kurzschaftprothese wäre sowohl eine hohe metaphysäre Passform als auch eine Abstützung der distalen Spitze des Implantats entlang der laterale Kortikalis anzustreben [Falez et al., 2008; Saito et al., 2006]. Demnach wäre im distalen Abschnitt ein Markraumsitz von $< 0,8$ zu erzielen. Da die FFR als relatives Maß den Prozess der distalen Anlagerung nicht abbilden kann, sollte die distale laterale Lücke zwischen lateraler Kortikalis und Prothese beurteilt werden. In

der vorliegenden Arbeit verkleinerte sich diese Lücke um mehr als 50%, wodurch eine verbesserte Abstützung des Schaftes entlang der Kortikalis gewährleistet ist. Insgesamt konnte somit das angestrebte Verankerungsprinzip der Metha[®]-Prothese bestätigt werden.

Granet al. analysierten den Markraumsitz traditioneller, zementfreier Schäfte im ersten postoperativem Monat [Grant et al., 2017]. In ihrer Studie lag die durchschnittliche proximalen FFR bei 90,2% und die distale FFR bei 86,4%. Dieser Unterschied zu der vorliegenden Arbeit kann dadurch erklärt werden, dass Grants et al. Prothesen nicht dieselbe Verankerungsphilosophie wie die der Metha[®]-Prothese haben. Der von ihnen verwendete Secur-Fit Schaft (Stryker Orthopaedics, Mahwah, NJ) und die Accolade II Prothese verfügen über einen deutlich längeren Schaftanteil als die Metha[®]-Prothese und streben somit auch einen distal und diaphysär höheren FFR-Wert an [Grant et al., 2017]. Trotz der verschiedenen Implantate bleibt eine der Kernaussagen sowohl für Grants et al. als auch für diese Studie gültig: Ein hoher Markraumsitz und ein verbesserter kortikaler Kontakt zeigt eine Verbesserung der initialen Fixation, welches somit die Wahrscheinlichkeit zur Osseointegration und Langzeitstabilität erhöht. Ries et al. bekräftigten diese Aussage indem sie zeigten, dass ein enges Markraumverhältnis des proximalen Bereichs die anfängliche Torsionsstabilität verbessert und zugleich auch eine Sekundärstabilität ermöglicht [Ries et al., 2019].

Jahnke et al., analysierten den Einfluss des Markraumsitzes der Metha[®]-Prothese drei, sechs und zwölf Monate postoperativ. Sie erreichten bei 100% der Patienten einen proximalen Markraumsitz von $\geq 0,8$. Für die intermediäre FFR konnte bei 67,5% (3M), 56,4% (6M) und 42,6% (12M) der Fälle ein suffizienter Markraumsitz beobachtet werden. Im distalen Messbereich lag der Anteil der FFR $\geq 0,8$ jeweils bei 25,0% (3M), 23,1% (6M) und 10,3% (12M) [Jahnke et al., 2015]. Diese Resultate sind bis auf den intermediären Wert vergleichbar mit der vorliegenden Arbeit. Dieser Unterschied zwischen den intermediären FFR-Werten könnte durch geringe messspezifische Variationen erklärt werden. In der vorliegenden Studie wurde für a die Strecke bis zur inneren lateralen Kortikalis bestimmt während Jahnke et al. die Distanz bis zur Tangente entlang der diaphysären Kortikalis wählten. Eine geringe FFR im distalen Bereich wurde ebenfalls nicht als Lockerungsrisiko angesehen. Dies verdeutlicht, dass die Werte des Markraumsitzes der vorliegenden Studie den präoperativen Erwartungen an das Implantat gerecht werden konnten und wertvolle Resultate hinsichtlich des

postoperativen radiologischen Outcomes bieten [Engh et al., 1987; Engh & Massin, 1989; Issa et al., 2014].

Schlussendlich konnte am Beispiel der FFR das Verankerungsprinzip der Metha[®]-Kurzschafthprothese aufgezeigt sowie die zweite Anfangshypothese, dass ein fester Markraumsitz proximal erreicht wurde und sich die Prothese im distalen Bereich an die laterale Kortikalis anlagerte, bestätigt werden. Darüber hinaus ist die Verwendung der FFR als radiologischer Qualitätsparameter für das Endresultat sinnvoll.

6.2.3 Migration

Bei der Ergebnisanalyse der Migration zeigte sich eine durchschnittliche Strecke von < 3 mm, welches über alle Gruppen gemittelt bei einem Cut off Wert von ≥ 3 mm keine klinische Relevanz bedeuten würde (siehe Abbildung 34). Sofern die Gruppen einzeln betrachtet werden war jedoch auffällig, dass sowohl die Mehrzahl der Migrationen innerhalb der ersten sechs Monate stattgefunden haben als auch das Migrationsmaximum erreicht hatten (siehe Abbildung 35). Progressive oder exzessive Migrationen traten nur vereinzelt auf. Dennoch konnte trotz einiger Migrationswerte von > 3 mm und einmalig bis zu 12 mm innerhalb des Betrachtungszeitraums von 36 Monaten keine aseptische Lockerung nachgewiesen werden, die eine Revisions-OP notwendig gemacht hätte. Ries et al. erhielten vergleichbare Durchschnittswerte für die Migration (2,9 mm) anhand der zementfreien Corail[®]-Prothese (DePuy) [Ries et al., 2019].

Kutzner et al. erwähnten in 39% der Fälle eine axiale Migration (EBRA-FCA) von > 1,5 mm nach 24 Monaten. Wie auch die vorliegende Studie beschrieben sie im Verlauf eine stetige Reduktion der Migration, welche nach einer Zeitdauer von zwei Jahren als stabil angesehen werden konnte [Kutzner, Kovacevic, et al., 2016]. Jahnke et al. stellten vergleichbare Ergebnisse für die Metha[®]-Prothese fest, dass die Migration initial ihr Maximum erreicht und sie im zeitlichen Verlauf konstant blieb [Jahnke et al., 2015]. Ries et al. beschrieben, dass der Migrationsprozess innerhalb der ersten Wochen und Monaten nach voller Belastung auftrat, ebenso wie die Osseointegration, die in der Regel innerhalb der 4. bis 12. Woche erfolgte. Dies ist letztlich der Übergang der Primär- zur Sekundärstabilität [Floerkemeier et al., 2020; Ries et al., 2019]. So könnte die Prothese bei intraoperativ festem Sitz innerhalb der ersten Monate noch absinken.

Infolgedessen würde sich die Primärstabilität erhöhen und die Grundlage der Osseointegration verbessern, wodurch eine optimale und langfristige Implantatstabilität gewährleistet wäre.

Laut Floerkemeier et al. sei eine hohe initiale Migration der Metha[®]-Prothese nicht mit einer kontinuierlichen Migration und einem erhöhten Risiko für eine aseptische Lockerung assoziiert. Die Arbeitsgruppe stellte zudem in Frage, ob eine Migration von $> 1,2$ mm nach einem Beobachtungszeitraum von zwei Jahren ein Prädiktor für eine aseptische Lockerung zu sehen sei [Floerkemeier et al., 2020]. Dies sei zwar auf zementierte Langschäfte anwendbar, könne aber nicht auf zementfreie Kurzschaftprothesen übertragen werden.

Zusammenfassend ist das Auftreten einer Migration innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate nicht gleichbedeutend mit der Implantatlockerung, sondern Ausdruck knöcherner Umbauprozesse.

Katzer et Löhr befassten sich diesbezüglich mit der Frühlockerung von zementfreien Hüftgelenksprothesen, die generell eine stärkere Migration besäßen. Sie differenzierten zwischen einer sogenannten „*steady-state migration*“, einer kontinuierlich fortlaufenden Migration, einer plötzlichen Migration nach initialer Stabilität und der am häufigsten beobachteten Form, der raschen initialen Migration mit anschließender Stabilisierung [Katzer & Löhr, 2003]. Sie empfahlen zur Lockerungsdiagnostik die Zunahme der Migrationsgeschwindigkeit in drei bis sechs Monatsabständen zu messen. Es wäre daher interessant, an einem identischen Kollektiv zu untersuchen, ob diese Art der Migrationsinterpretation zu merklich anderen Ergebnissen führen würde, als die alleinige Evaluation der migrierten Strecke.

Im folgenden Abschnitt wird auf die Dynamik der Migration der vorliegenden Studie eingegangen. Es ist wichtig zu verdeutlichen, dass einige Graphen für die durchschnittliche Migration einen leicht aszendierenden Verlauf vorwiesen (siehe Abbildung 35), welcher jedoch durch die Limitation des Messprogramms auf 1 mm zurückzuführen ist. Sofern dies einer Korrektur unterläge, würde der Wert für die Migration als annähernd konstant zu werten sein. Die Formel der Migration setzt sich aus der Differenz der Strecke (l) zum Kontrolltermin (t) zur postoperativen Strecke zusammen. Dies bedeutet, dass bei einem Wert von 3 mm zum Sechs- und Zwölfmonatskontrolltermin die Migration nicht im Verlauf um weitere 3 mm zugenommen hat, sondern dass die Migration konstant geblieben ist. Folglich könnte

die Steigung der Migration nur Werte von ≥ 0 betragen. Eine Steigung < 0 wäre nur durch Messfehler zu erklären. Insgesamt wäre eine Funktionsgleichung mit einer Steigung = 0 optimal, da sie mit einer ausbleibenden Migration gleichzusetzen wäre.

Schlussendlich konnte die Fragestellung 3 bestätigt werden, dass die Metha[®]-Prothese im Kontrollverlauf migriert, da sich eine initiale axiale Migration innerhalb der ersten sechs Monate zeigte. Im weiteren Verlauf erfolgte eine Stabilisierung als Zeichen der Osseointegration der Prothese. Das Auftreten einer Migration kann somit nicht verallgemeinernd als negatives Ergebnis oder als ein erhöhtes Risiko für eine Revision gewertet werden. Vielmehr scheint die initiale axiale Migration – das „Setzen“ der Prothese – durch das Prothesendesign, die gewählte Größe des Implantats und die Knochenqualität beeinflusst zu werden.

6.2.4 Korrelationen

In der vorliegenden Studie konnte keine statistisch signifikante Korrelation zwischen den radiologischen Parameter (FFR, CCD-Winkel, Migration) sowie anderen Kovariablen wie Geschlecht, Alter, Körpergewicht, BMI und Körpergröße nachgewiesen werden. Auch wenn eine graphische Aufarbeitung der evaluierten radiologischen Faktoren einen Zusammenhang vermuten lässt, muss die Fragestellung 4 als nicht bestätigt angesehen werden.

Eine ausbleibende Korrelation der radiologischen Parameter könnte auf die Messlimitation der radiologischen Planungssoftware auf einem Millimeter zurückzuführen sein. In der vorliegenden Arbeit kam es aufgrund der Messlimitierung der Software auf ganzzahlige Millimeter zu Rundungsungenauigkeiten. Somit könnte theoretisch aus einer klinisch nicht relevanten Migration eine klinisch relevante Migration werden.

Weiterhin ist die Fallzahl einer Studie entscheidend. Die vorliegende Arbeit beinhaltet 134 Fälle, womit sie im oberen Mittelfeld im Vergleich mit anderen Studien, die sich mit einer ähnlichen Thematik befassten, liegt. Allgemein gilt, dass je größer die Fallzahl, desto größer ist auch die Testpower. Eine hohe Testpower gewährleistet eine hohe Sicherheit ein signifikantes Resultat zu erlangen [Röhrig et al., 2010]. Für zukünftige Arbeiten wäre eine Kollektivgröße > 300 Fällen für die vorliegende Messmethodik einzuschließen, um bisher maskierte Korrelationen aufzudecken.

Zusammenfassend ist in dieser Studie die Grenze der Aussagekraft der Messmethodik erreicht und genauere Differenzierungen der Ergebnisse lassen sich nicht treffen.

In der Literatur finden sich überwiegend ähnliche Erkenntnisse bezüglich einer ausbleibenden Korrelation der jeweiligen Messparameter. So konnte statistisch kein Unterschied zwischen zwei Gruppen mit initial geringer Migration und mit großer Migration festgestellt werden [Floerkemeier et al., 2020]. Auch Van der Wal et al. konnten keine Korrelation zwischen der femoralen Passform und radiologischen Veränderungsprozessen finden [van der Wal et al., 2008]. Auch für Faktoren wie BMI, Alter, Diagnose, Ausrichtung der Prothese, Migration und Harrison Hip Score fand eine andere Studie keinen signifikanten Zusammenhang [Jahnke et al., 2019]. Unterdessen konnte laut einer anderen Studie auch keine statistisch signifikante Assoziation zwischen der FFR, der Migration und der valgus/varus Neigung über einen Einjahreszeitraum gefunden werden. Demgegenüber fand sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Migration und der Prothesenausrichtung zum Sechs- und Zwölfmonatskontrolltermin ($R=0,48$; $p < 0,001$) [Jahnke et al., 2015]. Dies würde die Grundannahme der vorliegenden Arbeit stützen, dass eine Migration zu einer Varisierung führen kann. Auch weitere Autoren wie Ries et al. (2019), Kutzner et al. (2016), Kaipel et al. (2015), Wittenberg et al. (2013), Gustke et al. und Lerch et al. (2012) konnten keine weiteren signifikanten Korrelationen zwischen den Messparametern aufzeigen [Diaz-Ledezma et al., 2014; Gustke, 2012; Kaipel et al., 2015; Kutzner, Kovacevic, et al., 2016; Lerch et al., 2012; Ries et al., 2019; Wittenberg et al., 2013].

Stithsen et al. konnten ebenfalls keine statistisch signifikante Abhängigkeit zwischen dem BMI und der Migration nachweisen, stellten jedoch fest, dass bei großen Prothesengrößen ab einem Körpergewicht von > 75 kg eine höhere Migration auftritt ($p=0,001$, ANOVA) (Stithsen et al., 2012). Cordero-Ampuero et al. konnten zudem aufzeigen, dass ein positiver Zusammenhang zwischen dem männlichen Geschlecht und dem Vorliegen einer Migration ($2,87 \pm 3,4$ mm), aber keine Korrelation zum Alter bestünde [Cordero-Ampuero et al., 2013].

Bei genauerer Betrachtung der Probandenzahl (n) der zuvor erwähnten Studien, ist n meist < 70 Probanden. So wählten beispielsweise Floerkemeier et al. ein finales Kollektiv von 41, Van der Wal et al. von 64, Jahnke et al. 2019 von 67 sowie 2015 von 43 Probanden [Floerkemeier et al., 2020; Jahnke et al., 2015, 2019; van der Wal et al.,

2008]. Es soll an dieser Stelle nochmals verdeutlicht werden, dass eine größere Testpower entscheidend für die Ermittlung von signifikanten Korrelationen sein kann und daher für zukünftige Arbeiten möglichst hoch angesetzt werden sollte.

Zusammenfassend sind die Ergebnisse anderer Arbeiten passend zu denen der vorliegenden Studie. Es fanden sich keine Korrelation zwischen den Messparametern FFR, Migration und CCD-Winkel mit statistischer Relevanz.

6.2.5 Lernkurve

Wie vorherige Studien zeigten, kann die Lernkurve ein probates Mittel zur Bewertung der operativen Expertise eines Operators sein [Reitano et al., 2021]. Über den Zeitraum von 2008 bis 2014 konnte anhand eines Vergleichs der Probandengruppen ein Lernkurveneffekt für fast alle definierten Parameter festgestellt werden. Ein Lernkurveneffekt ist hierbei gleichbedeutend mit einem Lernerfolg des Operators, der sich in seiner operativen Expertise und dem postoperativen Outcome widerspiegelt. Nach aktuellem Kenntnisstand wird mit dieser Arbeit zur Kurzschaftprothetik erstmalig der Lernerfolg eines Operators über einen Zeitraum von sieben Jahren verfolgt und anhand radiologischer Messwerte quantifiziert.

Es konnte gezeigt werden, dass eine leichte Varisierung durch das initiale Setzen der Prothesen in den ersten Monaten bedingt sein kann und nicht zwangsläufig als Warnzeichen einer späteren aseptischen Lockerung zu werten ist. Im direkten Vergleich der einzelnen Gruppen wird deutlich, dass im zeitlichen Verlauf der OP-Jahre 2008 bis 2014 der postoperative Wert des CCD-Winkels kleiner wird (Abbildung 24). Diese Veränderung ist mit einem positiven Lernkurveneffekt gleichzusetzen und entspricht dem Ziel die Vorteile eines varisch geneigten Winkels, wie eine Offsetvergrößerung und eine optimalere Kräfteverteilung, zu erreichen.

Der Markraumsitz lässt sich in drei Messebenen unterteilen: proximal, intermediär und distal. Auf die intermediäre FFR wird aufgrund ihrer reduzierten Aussagekraft nicht weiter eingegangen. Die durchschnittlichen distalen FFR-Werte zeigten im direkten Vergleich der Gruppen keine signifikanten Unterschiede und befanden sich in dem erwünschten Wertebereich $< 0,8$. Dies ist gleichbedeutend mit einem stetigen Lernkurvenverlauf, jedoch mit ausbleibendem Lernkurveneffekt. Da der Operator durchgängig die angestrebte distale FFR auf einem konstanten Niveau erzielte, war auch zwangsläufig kein Lerneffekt zu erwarten. Anhand der graphischen Darstellung

der einzelnen Gruppen war mit steigendem OP-Jahr ein Abfall des distalen, lateralen Abstands sichtbar. Dieser Abfall spiegelt einen Lernkurveneffekt des Operateurs wider und könnte mit einer Zunahme der operativen Expertise erklärt werden. Hiermit wird der Modellidee des Metha[®]-Design einer lateralen Abstützung im distalen Bereich entsprochen. Nach einer anfänglichen „Eingewöhnungsphase“ 2008 und 2009 nahm der distale laterale Abstand progredient ab und die distale Anlagerung an die laterale Kortikalis verbesserte sich.

Die proximale FFR ist entscheidend für den Prothesensitz und sollte $> 0,8$ gelegen sein. Diesen Zielbereich erreichten alle Graphen der einzelnen Gruppen, wobei die der Jahre 2008 und 2009 zusätzlich eindeutig oberhalb der anderen Gruppen lagen. Unter Berücksichtigung, dass die Probandenzahl dieser beiden Gruppen im Vergleich zu den Gruppen aus 2010 bis 2013 niedriger angesiedelt war, erzielten die Gruppen der Jahre 2008 und 2009 die besten postoperativen Ergebnisse. Eine stetige Zunahme der FFR-Werte konnte bei den Gruppen der Jahre 2010, 2012 und 2013 verzeichnet werden. Dieser Lernkurveneffekt könnte als ein Erfahrungszugewinn im zeitlichen Verlauf interpretiert werden. Unterdessen fielen bei Gruppe 7 aus 2014 im Vergleich zu den anderen Gruppen dezent kleinere FFR-Werte auf. Dies ist jedoch nicht zwangsläufig als Verschlechterung zu verstehen. Denn die Fallzahl der Gruppe 7 fällt kleiner aus, da das OP-Jahr 2014 nur bis zu dem Monat September eingeschlossen wurde. Zusammenfassend ist von 2008 bis 2009 und von 2010 bis 2013 eine zweiphasige Lernkurve erkennbar, aus der sich eine Zunahme der operativen Expertise rückschließen lassen könnte. Es sei an dieser Stelle verdeutlicht, dass alle ermittelten proximalen FFR-Werte in einem Bereich lagen, der in der Literatur als Zielbereich angestrebt wird [Kim & Kim, 1993; van der Wal et al., 2008].

Von einer klinisch relevanten Migration wird erst ab einem Wert ≥ 3 mm ausgegangen. Bis auf die letzten Migrationswerte der Gruppe 4 befanden sich alle durchschnittlichen Migrationswerte der Gruppen unterhalb dieser Relevanzgrenze. Die durchschnittliche Migration nahm dabei von 2008 auf 2009 ab, welches als erste Phase der Lernkurve zu werten wäre. Von 2010 bis 2011 stieg die Migration leicht an, welches jedoch nicht mit einer Verschlechterung des operativen Ergebnisses gleichzusetzen ist. Ab 2012 fiel sie bis 2014 erneut ab, welches als zweite Lernphase verstanden werden könnte. Insgesamt wird somit wieder ein zweiphasiger Lernprozess dargestellt. Meist treten Migrationen bei nicht zementierten Kurzschaftprothesen innerhalb der ersten Monate als Folge des

Stabilisierungsprozesses auf [Floerkemeier et al., 2020; Ries et al., 2019]. Der Anteil neu auftretender Migrationen im späteren Verlauf sollte möglichst gering ausfallen. In der vorliegenden Studie nahm dieser Anteil neuauftretener Migrationen mit steigendem OP-Jahr ab (siehe Abbildung 36). Dieser Lernkurveneffekt könnte als Zunahme der operativen Expertise verstanden werden.

Die ermittelten Nebenzielparameter wie die OP-Zeit, der intraoperative Blutverlust, die intraoperativen Komplikationen sowie der HHS besitzen eine Aussagekraft über das klinische Outcome, welches wertvoll für die Einschätzung der Leistung des Operators ist. Die Leistung steht in Abhängigkeit zur operativen Expertise, welche mittels einer Lernkurve dargestellt werden soll.

Sowohl die gesamte OP-Zeit als auch die reine Schnitt-Naht-Zeit nimmt mit steigendem OP-Jahr ab. Diese Zeiteinsparung kann auf die zunehmende Erfahrung des Operators und auch auf den Erfahrungszugewinn des gesamten OP-Teams im Umgang mit dem damals neu implementierten Prothesensystemes zurückzuführen sein. In der Literatur wird ein Zusammenhang zwischen der OP- und Anästhesie-Zeit und dem Auftreten von intra- und postoperativen Komplikationen beschrieben. Cheng et al. waren der Ansicht, dass eine verlängerte OP-Zeit das Infektionsrisiko im Operationsgebiet erhöht. Folglich sollten kürzere Operationszeiten angestrebt werden [Cheng et al., 2017]. In einer Metaanalyse mit 3494 Patienten wurde der Einfluss der OP-Dauer bei einer totalen Hüftarthroplastik auf das Auftreten eines postoperativen Delirs untersucht. Es wurde festgestellt, je länger ein operativer Eingriff dauert, desto größer war die Wahrscheinlichkeit eines postoperativen Delirs [Zhang et al., 2021].

Ein weiterer Aspekt, der sich negativ auf das postoperative Ergebnis auswirken kann, ist der intraoperative Blutverlust, der mit der Operationszeit in Zusammenhang steht. Anhand von 101 Hüftgelenksoperationen wurde ein Blutverlust zwischen 1000 ml und 1500 ml ermittelt (Sehat et al., 2004). Ab 1000 ml Blutverlust resultiert ein Hämoglobinabfall von bis zu 3 g/dl. Folglich steigt die Wahrscheinlichkeit, dass bereits intraoperativ eine Bluttransfusion erfolgen muss, wodurch ein höheres Risiko für immunologische Reaktionen, intravaskuläre Hämolyse, Immunsuppression, Krankheitsübertragungen und transfusionsbedingte Koagulopathie bestehen kann [Hu et al., 2021; Watts & Pagnano, 2012]. Schlussfolgernd sollte der Blutverlust so gering wie möglich gehalten werden, um die Notwendigkeit für eine Bluttransfusion möglichst zu minimieren. In der vorliegenden Studie betrug das durchschnittliche Maximum des

Blutverlusts aller Gruppen 690 ml und eine intraoperative Bluttransfusion war nur in einem Fall der Gruppe 5 und in zwei Fällen der Gruppe 6 notwendig. Bei dem Vergleich der Gruppen 1 bis 7 zeigt sich eine Abnahme des intraoperativen Blutverlusts, welches als Lernkurveneffekt gewertet werden könnte. Ursächlich könnte das Bestreben des Operateurs sein den operativen Eingriff minimalinvasiv und blutsparend durchzuführen.

Unterdessen zeigte sich im zeitlichen Verlauf eine Abnahme des relativen Anteils erschwerter OP-Bedingungen innerhalb des Kollektivs. Initial lag der Anteil bei 36% und fiel mit steigenden OP-Jahren auf 0 % 2013 in Gruppe 6 ab. Die Einschätzung der OP-Bedingungen erfolgt subjektiv durch den Operateur. Durch eine Zunahme der operativen Expertise könnte die Einschätzung von OP-Bedingungen beeinflusst werden, sodass anfangs erschwerte Bedingungen zukünftig als beherrschbar eingestuft wurden.

Ein weiterer Lernkurveneffekt findet sich bei der Betrachtung der intraoperativen Komplikationen, welche nur innerhalb der ersten zwei Jahre auftraten. Im weiteren Verlauf fanden sich keine Komplikationen. Padilla et al. untersuchten die Lernkurve und Komplikationen bei der Implantation der Echo Bi-Metric®-Prothese (Zimmer, Warsaw IN). Sie stellten fest, dass 80 % der Komplikationen innerhalb der ersten 30 von 182 Patientenfällen auftraten und führten dies auf die Lernkurve des Operateurs mit Einführung einer neuen Prothese zurück. Darüber hinaus empfahlen sie, dass Chirurgen unabhängig von ihrer Erfahrung bei der Verwendung eines neuen Implantatsystems besondere Vorsicht walten lassen sollten, da die Umstellung auf eine neue Prothese mit einer höheren Komplikationsrate einhergehen kann [Padilla et al., 2019]. Zukünftige wissenschaftliche Arbeiten könnten durch die subjektive Einschätzung der Komplexität des Eingriffes den Schweregrade der Operation miteinbeziehen. Hierbei könnte auch die Berücksichtigung operationsrelevanter Nebendiagnosen des Patienten aufschlussreich sein.

Bereits sechs Monate postoperativ wiesen alle Gruppen einen HHS-Wert > 90 Punkten auf (siehe Abbildung 41). Die Verbesserung des HHS von prä- zu postoperativ zeigte sich mit $p < 0,001$ als statistisch signifikant. Mit einem HHS-Wert von > 90 Punkten werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie als ein ausgezeichnetes Ergebnis gewertet [Diemer et al., 2009]. Zu vergleichbar guten Resultaten kamen auch die Autorenguppen Boller et al. für die Metha®-Prothese und Drosos et al. für die MINIMA®-Prothese (Lima Corporate, Udine, Italien) [Boller et al., 2019; Drosos et al.,

2020]. Es bleibt zu verdeutlichen, dass insbesondere für die Gruppe 1 lückenhafte Datensätze für den HHS-Wert vorlagen. Ursächlich könnten unausgereifte Arbeitsabläufe zu Studienbeginn 2008 bei den klinischen Nachkontrollen sein. Weiterhin gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen innerhalb der Nachkontrolltermine. Möglicherweise ist dies dadurch begründet, dass die Patienten postoperativ bereits eine sehr positive Bewertung über das postoperative Ergebnis abgegeben haben, wonach kaum noch eine weitere Steigerung dieser Einschätzung möglich gewesen ist. Auch wenn nicht alle Messparameter auf den ersten Blick eine ideale Lernkurve darstellen konnten, muss verdeutlicht werden, dass es sich bei der Evaluation um eine Modellvorstellung handelt. Die Tatsache, dass bei keinem Patienten der untersuchten Kohorte und bei gerade einmal fünf der mittlerweile ca. 620 Patienten (Stand 06.2020), die im Nachhinein mit der gleichen Prothese versorgt worden sind, eine Revisions-OP notwendig wurde, sprechen für das Prothesenkonzept und die operative Expertise des Operateurs. Zusätzlich konnte diese Arbeit zeigen, dass nicht nur die radiologischen, postoperativen Ergebnisse des gesamten Kollektivs mit 134 Fällen exakt den Modellvorstellungen des Metha[®]-Prothesenkonzept gerecht werden konnten sondern auch dass sich ein Zugewinn der Expertise am Beispiel dieser radiologischen Werte darstellen lässt.

6.2.6 Limitation

Die Datenerhebung erfolgte durch einen Untersucher unter standardisierten Arbeitsbedingungen. Um die Zuverlässigkeit der Studienergebnisse zu verstärken, wäre für zukünftige Studien eine Bland-Altman-Analyse als statistische Methode wertvoll. Durch Vergleich der Datenerhebung der gleichen Messdaten von zwei Untersuchern, könnte sowohl die Validität der Messmethodik als auch Bias durch den Untersucher detektiert werden.

Die Zusammensetzung der Studienpopulation sowie die Gesamtzahl der Probanden stellen einen weiteren wesentlichen limitierenden Faktor dar, denn es handelt sich in der vorliegenden Arbeit um eine retrospektive Studie. Eingeschlossen in das Probandenkollektiv wurden alle Patienten, bei welchen eine Metha[®]-Kurzschafftprothese im Zeitraum von März 2008 bis September 2014 implantiert wurde und zu allen fünf Nachkontrollen erschienen waren. Darüber hinaus musste eine Aufklärung und eine schriftliche Einwilligung erfolgen. Je strenger Einschlusskriterien gefasst werden, desto

kleiner wurde die Studienpopulation n sowie die einzelne Gruppenpower. Eine kleinere Studienpopulation würde die Repräsentativität der Studie minimieren. Mit einer finalen Gesamtprobandenanzahl von 134 Patienten ist die vorliegende Studie im oberen Mittelfeld einzuordnen. In zukünftigen Arbeiten sollten jedoch strengere Einschlusskriterien gefasst werden, die den Gesundheitszustand wie beispielsweise Alter, Geschlecht, BMI und Vorerkrankungen des Probanden berücksichtigen, um eine Vergleichbarkeit der Daten besser zu gewährleisten. In der vorliegenden Studie lag die Altersspanne zwischen 17 und 78 Jahren und das Geschlechterverhältnis bei 53% Frauen und 47% Männern. Der BMI lag bei durchschnittlich $27,4 \text{ kg/m}^2$. Bestehende Vorerkrankungen der Patienten wurden nicht erfasst. Dass der Heilungsprozess und das Ergebnis einer Hüft-Operation mit diesen Faktoren korreliert konnte bereits in anderen Studien gezeigt werden [Dobson et Reed, 2020; Guo et DiPietro, 2010].

Die Retrospektivität der Studie setzt klare Grenzen für das Probandenkollektiv. Eine Prospektive Arbeit erscheint in diesem Kontext sinnvoll. Dadurch könnte zudem die Wahrscheinlichkeit einer Limitation der Studie reduziert werden, dass Patienten aufgrund fehlender Nachkontrollen ausgeschlossen werden müssen. Hierbei kann bei einer prospektiven Studie die Wahl des Kollektivs größer gesetzt werden, da mit Lücken bei den Nachkontrollen zu rechnen ist.

6.3 Fazit

Wenngleich das zu Anfang aufgeführte Flusschema, der sich gegenseitig bedingenden radiologischen Messparameter, statistisch nicht signifikant belegt werden konnte, so ist zumindest ein Trend erkennbar:

- die initiale Migration erfolgt innerhalb der ersten sechs Monate
- die initiale Varisierung erfolgt innerhalb der ersten sechs Monate
- die proximale FFR steigt an
- die distale laterale Lücke wird kleiner.

Dagegen konnte die graphische Darstellung einen möglichen Hinweis auf die potenzielle Abhängigkeit dieser Parameter liefern.

Zudem ist es möglich gewesen anhand der erhobenen radiologischen Messwerte darzustellen, dass die Metha[®]-Kurzschafthprothese dem biomechanischen Prinzip einer Kurzschafthprothese folgt.

Die klinische Auswertung konnte eine Abnahme der OP-Zeit und des Blutverlustes vorweisen. Nur eine intraoperative Komplikation trat zu Beginn des Lernprozesses auf. Der HHS zeigte zwar keine gruppenspezifischen Unterschiede, aber insgesamt ausgezeichnete postoperative Ergebnisse.

Außerdem wäre es zu erwägen, ob die Bestimmung des distal lateralen Abstandes zwischen der Kortikalis und der Prothese einen probaten radiologischen Messparameter darstellt, um den Sitz der Metha[®]-Kurzschafthprothese zu evaluieren.

Abschließend könnte der zweiphasige Zugewinn der operativen Expertise mittels einer Lernkurve dargestellt werden. Diese radiologischen Ergebnisse spiegelten sich auch in den klinischen Verläufen wider.

7 Zusammenfassung

Die Hüftarthroplastik unterliegt einem Entwicklungsprozess, aus dem diverse Implantationssysteme wie die Kurzschaftprothesen entstanden, die den Chirurgen vor neue Herausforderungen stellen. Eine Selbstkontrolle des Operateurs ist entscheidend, um fortschrittlich mit einem hohen Qualitätsstandard zu arbeiten. Die retrospektive Analyse stellt ein wertvolles Instrument zur Untersuchung des postoperativen Outcomes einer Kurzschaftprothese sowie zur Evaluation eines Lernprozesses anhand einer Lernkurve dar.

In dieser Studie wurde der Lernprozess desselben Chirurgen anhand von 134 Fällen einer Hüftgelenksarthroplastik analysiert. Diese waren aufgeteilt in 7 Gruppen, welche die Operationsjahre 2008-2014 repräsentierten. Insgesamt wurden 670 Röntgenbilder hinsichtlich dreier radiologischer Qualitätsparameter (CCD-Winkel, FFR, Migration) und der Nebenzielparamester (HHS, Blutverlust, OP-Zeit und Komplikationen) über drei Jahre innerhalb der Gruppen analysiert. Dieser Zeitraum wurde in fünf Zeitpunkte gegliedert: 1. Tag post OP, 6, 12, 24 und 36 Monate. Eine deskriptive Analyse, eine bivariate Korrelationsanalyse nach Spearman und ein paarweiser Vergleich wurde neben einer graphischen Darstellung der Messdaten durchgeführt.

Für das Gesamtkollektiv wurden proximale FFR-Werte von $> 0,8$ erzielt. Eine Migration und eine Anlagerung der distalen Prothesenspitze an die laterale Kortikalis traten innerhalb der ersten Monate auf. Der CCD-Winkel zeigte eine initiale Varisierung mit anschließend konstantem Verlauf. Der HHS zeigte postoperativ einen signifikanten Anstieg ($p < 0,001$) auf > 90 Punkten. Die OP-Zeit und der intraoperative Blutverlust nahmen im zeitlichen Verlauf ab. Intraoperative Komplikationen bestanden nur zu Beginn der Lernphase. Es konnte anhand eines Vergleichs der Probandengruppen ein Lernkurveneffekt für fast alle Parameter festgestellt werden.

Zusammenfassend wurde ein Zugewinn operativer Expertise anhand einer Lernkurve dargestellt, wobei die postoperativen Ergebnisse der Modellidee der Metha[®]-Prothese entsprachen. Die distale FFR und die Vermessung des distal lateralen Abstands könnten das Prinzip der Metha[®]-Prothese abbilden, das insgesamt ein interessanter Ansatz für die Verifizierung eines neuen Messparameters sein könnte.

8 Summary

Hip arthroplasty is subject to a development process that has given rise to various implantation systems such as the short-shaft prostheses, which present the surgeon with new challenges. Self-monitoring by the surgeon is crucial in order to work progressively with a high-quality standard. Retrospective analysis is a valuable tool to study the postoperative outcome of a short stem prosthesis and to evaluate a learning process by means of a learning curve.

In this study, the learning process of the same surgeon was analysed using 134 cases of hip arthroplasty. These were divided into 7 groups representing the surgical years 2008-2014. A total of 670 radiographs were analysed with respect to three radiological quality parameters (CCD angle, FFR, migration) and the ancillary outcome parameters (HHS, blood loss, operating time and complications) over 3 years within the groups. This period was divided into 5 time points: 1st day post-op, 6M, 12M, 24M and 36M. A descriptive analysis, a bivariate correlation analysis according to Spearman and a pairwise comparison were performed alongside a graphical representation of the measurement data.

Proximal FFR values of > 0.8 were achieved for the total collective. Migration and apposition of the distal prosthesis tip to the lateral cortex occurred within the first months. The CCD angle showed an initial varification with a subsequent constant course. The HHS showed a significant increase ($p < 0.001$) to > 90 points postoperatively. The operating time and intraoperative blood loss decreased over time. Intraoperative complications existed only at the beginning of the learning phase. A learning curve effect could be determined for almost all parameters based on a comparison of the subject groups.

In summary, a gain in operative expertise was shown by means of a learning curve, whereby the postoperative results corresponded to the model idea of the Metha® prosthesis. The distal FFR and the measurement of the distal lateral distance could represent the principle of the Metha® prosthesis, which overall could be an interesting approach for the verification of a new measurement parameter.

Abkürzungsverzeichnis

a	Distanz zwischen lat. innerer Kortikalis und med. innerer Kortikalis
Abb.	Abbildung
a.-p.	anterior-posterior
AT-Winkel	Antetorsionswinkel
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
CT	Computertomographie
dist.	distal
E	Messebene
EBRA-FCA	Ein Bild Röntgen Analyse, femoral component analysis
FFR	Fit and Fill Ratio, Markraumsitz
FSA	Femurschaftachse
G	Gap, Abstand, Lücke zwischen der Prothese und der inneren Kortikalis
H	Hüftkopfmittelpunkt
HHS	Harris Hip Score
inter.	intermediär
JLU	Justus-Liebig-Universität
k.A.	keine Angabe
kg	Kilogramm

<i>l</i>	Länge, Distanz zwischen <i>Trochanter major</i> und Schulter der Prothese
lat.	lateral
M	Monat
mm	Millimeter
med.	medial
n	Stichprobenanzahl
Nr.	Nummer
prox.	proximal
RSA	Röntgenstereophotogrammetrie
S	Sinterung, axiale Migration
SD	Standardabweichung
SHA	Schenkelhalsachse
t	Kontrolltermin, Zeitpunkt
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
usw.	und so weiter
z.B.	zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Grundannahme (blaue Pfeile veranschaulichen die Bewegungsrichtung der Prothese; eigene Graphik)	3
Abbildung 2: Resektionshöhen (1. schenkelhalserhaltend, 2. schenkelhalsteilerhaltend, 3. Schenkelhalsresezierend; eigene Graphik)	8
Abbildung 3: Schematische Darstellung (eigene Graphik) und Planung der Spiron®-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	9
Abbildung 4: Spiron®-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)	10
Abbildung 5: Wahl der Resektionshöhe in Abhängigkeit vom CCD-Winkel (eigene Graphik)	11
Abbildung 6: Schematische Darstellung (eigene Graphik) und Planung der Aida®-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	12
Abbildung 7: Schematische Darstellung (eigene Graphik) und Planung der Metha®-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Prof. Dr. Ishaque, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	14
Abbildung 8: Metha®-Prothese (Mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt von Dr. Jahnke, JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	18
Abbildung 9: Beispielhafte Darstellung einer Lernkurve.....	21
Abbildung 10: Zeitachse des Studienverlaufs	23
Abbildung 11: Femurschaftachse (FSA) (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	25
Abbildung 12: Schematische Darstellung des CCD-Winkels (eigene Graphik)	26
Abbildung 13: Bestimmung des CCD-Winkels (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	27
Abbildung 14: Schematische Darstellung der Migrationsmessung (eigene Graphik).....	28
Abbildung 15: Bestimmung der Migration (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)	29
Abbildung 16: Schematische Darstellung der proximalen und distalen FFR-Messung (eigene Graphik).	30
Abbildung 17: Bestimmung der Messebenen der FFR (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)	31
Abbildung 18: Bestimmung der FFR (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	32
Abbildung 19: OP-Indikationen. Von links oben nach rechts unten: a) Koxarthrose, b) Dysplasiekoxarthrose, c) posttraumatische Koxarthrose, d) Hüftkopfnekrose, e) post-Perthes Arthrose, f) Koxarthrose bei rheumatoider Arthritis (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	36
Abbildung 20: Patientenverteilung innerhalb der Gruppen.....	37
Abbildung 21: Durchschnittlicher CCD-Winkel aller Gruppen	38
Abbildung 22: CCD-Winkel postoperativ, zum 6M und 36M Kontrolltermin (von links nach rechts) (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie)	38
Abbildung 23: CCD-Winkel (Liniendiagramm)	39

Abbildung 24: CCD-Winkel (modifiziert nach Abb. 23, hier als Säulendiagramm)	40
Abbildung 25: Mittelwerte des proximalen Markraumsitzes aller Probanden	41
Abbildung 26: proximaler Markraumsitz postoperativ, zum 6M und zum 12M Kontrolltermin (von links nach rechts) (JLU -Klinik für Orthopädische Chirurgie).....	41
Abbildung 27: Proximaler Markraumsitz der einzelnen Gruppen	42
Abbildung 28: Relativer Anteil der Patienten mit einer proximalen FFR $\geq 0,8$	43
Abbildung 29: Mittelwerte der intermediären Markraumsitze aller Probanden.....	43
Abbildung 30: Intermediärer Markraumsitz der einzelnen Gruppen	44
Abbildung 31: Mittelwert des distalen Markraumsitzes aller Probanden	45
Abbildung 32: Distaler Markraumsitz der einzelnen Gruppen.....	46
Abbildung 33: Distaler, lateraler Abstand.....	47
Abbildung 34: Durchschnittliche Migration des gesamten Kollektivs.....	47
Abbildung 35: Durchschnittliche Migration.....	48
Abbildung 36: Relativer Anteil an neu aufgetretener Migration (≥ 3 mm) unter allen Patienten der Gruppe zum jeweiligen Nachkontrolltermin.....	49
Abbildung 37: Durchschnittliche OP-Zeiten	50
Abbildung 38: Durchschnittlicher intraoperativer Blutverlust	50
Abbildung 39: Relativer Anteil an erschwerten Operationsbedingungen	51
Abbildung 40: Durchschnittlicher Harris Hip Score	52
Abbildung 41: Durchschnittlicher HHS der Gruppen	52
Abbildung 42: Relativer Anteil fehlender HHS-Werte	53

Literaturverzeichnis

1. Amenabar, T., Marimuthu, K., Hawdon, G., Gildone, A., & McMahon, S. (2015). Total hip arthroplasty using a short-stem prosthesis : restoration of hip anatomy. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 23(1), 90–94. <https://doi.org/10.1177/230949901502300121>
2. Augustin, L., Boller, S., Bobach, C., Jahnke, A., Ahmed, G. A., Rickert, M., & Ishaque, B. A. (2018). Development of periprosthetic bone mass density around the cementless Metha ® short hip stem during three year follow up — a prospective radiological and clinical study. *International Orthopaedics*.
3. Bause, L. (2015). Short stem total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Orthopedics*, 38(3), S46–S50. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-56>
4. Biedermann, R., Krismer, M., Stöckl, B., Mayrhofer, P., Ornstein, E., & Franzén, H. (1999). Accuracy of EBRA-FCA in the measurement of migration of femoral components of total hip replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 81(2), 266–272. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B2.8842>
5. Bieger, R., Cakir, B., Reichel, H., & Kappe, T. (2014). Erkennung von Hüftschafftsinterungen am Röntgenbild: Reliabilitätsuntersuchung knöcherner und prothetischer Landmarken. *Orthopade*, 43(10), 934–939. <https://doi.org/10.1007/s00132-014-3014-7>
6. Birkenhauer, B., Kistmacher, H., & Ries, J. (2004). Zementfreie Schenkelhalsschraubenprothese Typ Spiron. *Orthopade*, 33(11), 1259–1266. <https://doi.org/10.1007/s00132-004-0719-z>
7. Boller, S., Jahnke, A., Augustin, L., Ahmed, G. A., Rickert, M., & Ishaque, B. A. (2019). Age-related osseointegration of a short hip stem: a clinical and radiological 24 months follow-up. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 139(3), 405–410. <https://doi.org/10.1007/s00402-018-3082-y>
8. Braud, P., & Freeman, M. A. R. (1990). The effect of retention of the femoral neck and of cement upon the stability of a proximal femoral prosthesis. *Journal of Arthroplasty*, 5, 5–10.
9. Braun. (n.d.). *Aesculap ® Metha ® Kurzschaft-Hüftendoprothesensystem*

Evolving the State of Athroplasty.

10. Braun, A., & Sabah, A. (2009). Two-year results of a modular short hip stem prosthesis--a prospective study. *Zeitschrift Für Orthopädie Und Unfallchirurgie*, *147*(6), 700–706. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1185899>
11. Chammaï, Y., & Brax, M. (2015). Medium-term comparison of results in obese patients and non-obese hip prostheses with Metha® short stem. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, *25*(3), 503–508. <https://doi.org/10.1007/s00590-014-1574-1>
12. Cheng, H., Chen, B. P. H., Soleas, I. M., Ferko, N. C., Cameron, C. G., & Hinoul, P. (2017). Prolonged Operative Duration Increases Risk of Surgical Site Infections: A Systematic Review. *Surgical Infections*, *18*(6), 722–735. <https://doi.org/10.1089/sur.2017.089>
13. Cordero-Ampuero, J., Peñalver, P., Antón, R., Galán, M., & Cordero, E. (2013). Radiographic Subsidence in Asymptomatic Patients After THR Using the Furlong Active HAP Stem. *HSS Journal*, *9*(2), 161–165. <https://doi.org/10.1007/s11420-013-9342-z>
14. Diaz-Ledezma, C., Parvizi, J., Zhou, Y., Antoci, V., Ducheyne, P., Freiberg, A., Rangel, G. G., Han, S. B., Hickok, N., Higuera, C., Ketonis, C., Korkusuz, F., Kruczynski, J., Macule, F., Markuszewski, J., Marín-Peña, O., Nathwani, D., Noble, P., Ong, K., ... Shapiro, I. (2014). Prosthesis selection. *Journal of Orthopaedic Research*, *32*(SUPPL.1), 90–97. <https://doi.org/10.1002/jor.22552>
15. Diemer, F., Sutor, V., & Goreta, N. (2009). Harris Hip Score deutsche Version. *FOMT*, 1–5.
16. Dobson, P.F., Reed, M.R. (2020). Prevention of infection in primary THA and
17. TKA. *EFORT Open Rev.* Oct 26;5(10):604-613. doi: 10.1302/2058-5241.5.200004. PMID: 33204502; PMCID: PMC7608519.
18. Drosos, G. I., Tottas, S., Kougioumtzis, I., Tilkeridis, K., Chatzipapas, C., & Ververidis, A. (2020). Total hip replacement using MINIMA® short stem: A short-term follow-up study. *World Journal of Orthopedics*, *11*(4), 232–242. <https://doi.org/10.5312/WJO.V11.I4.232>
19. Effenberger, H., Imhof, M., Witzel, U., & Rehart, S. (2005). Zementfreie Hüftschäfte. *Der Orthopäde*, *34*(5), 477–502. <https://doi.org/10.1007/s00132-005-0800-2>
20. Engh, C. A., Bobyn, J. D., & Glassman, A. H. (1987). porous-coated hip

- replacement the factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 69-B(1), 45–55.
21. Engh, C. A., & Massin, P. (1989). Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivorship analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 249, 141–158.
 22. Ettinger, M., Ettinger, P., Ezechieli, M., Büermann, S., Budde, S., Calließ, T., Petri, M., & Thorey, F. (2013). CCD and offset after Nanos short stem in total hip arthroplasty. *Technology and Health Care*, 21(2), 149–155.
<https://doi.org/10.3233/THC-130716>
 23. Fackler, C. D., & Poss, R. (1980). Dislocation in total hip arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 151, 169–178.
<https://doi.org/10.1097/00003086-198009000-00023>
 24. Falez, F., Casella, F., Panegrossi, G., Favetti, F., & Barresi, C. (2008). Perspectives on metaphyseal conservative stems. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 9(1), 49–54. <https://doi.org/10.1007/s10195-008-0105-4>
 25. Falez, F., Casella, F., & Papalia, M. (2015). Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics*, 38(3), S6–S13.
<https://doi.org/10.3928/01477447-20150215-50>
 26. Feyen, H., & Shimmin, A. J. (2014). Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone and Joint Journal*, 96 B(4), 442–448. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B4.33036>
 27. Floerkemeier, T., Budde, S., Lewinski, G. v., Windhagen, H., HurSchler, C., & Schwarze, M. (2020). Greater early migration of a short-stem total hip arthroplasty is not associated with an increased risk of osseointegration failure: 5th-year results from a prospective RSA study with 39 patients, a follow-up study. *Acta Orthopaedica*. <https://doi.org/10.1080/17453674.2020.1732749>
 28. Floerkemeier, T., Tscheuschner, N., Calliess, T., Ezechieli, M., Floerkemeier, S., Budde, S., Windhagen, H., & Von Lewinski, G. (2012). Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 132(8), 1125–1131. <https://doi.org/10.1007/s00402-012-1524-5>
 29. Freitag, T., Kappe, T., Fuchs, M., Jung, S., Reichel, H., & Bieger, R. (2014). Migration pattern of a femoral short-stem prosthesis: A 2-year EBRA-FCA-study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 134(7), 1003–1008.

- <https://doi.org/10.1007/s00402-014-1984-x>
30. Grant, T. W., Lovro, L. R., Licini, D. J., Warth, L. C., Ziemba-Davis, M., & Meneghini, R. M. (2017). Cementless Tapered Wedge Femoral Stems Decrease Subsidence in Obese Patients Compared to Traditional Fit-and-Fill Stems. *Journal of Arthroplasty*, *32*(3), 891–897.
<https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.09.023>
31. Grupp, T. M., Weik, T., Bloemer, W., & Knaebel, H. P. (2010). Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement - Failure mode analysis and influence of implant material. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *11*, 1–12.
<https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-3>
32. Gulow, J., Scholz, R., & Freiherr von Salis-Soglio, G. (2007). Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Der Orthopäde*, *36*(4), 353–359.
<https://doi.org/10.1007/s00132-007-1071-x>
33. Guo, S., Dipietro, L.A. (2010) Factors affecting wound healing. *J Dent Res*. Mar;89(3):219-29. doi: 10.1177/0022034509359125. Epub 2010 Feb 5. PMID: 20139336; PMCID: PMC2903966.
34. Mar;89(3):219-29. doi: 10.1177/0022034509359125. Epub 2010 Feb 5. PMID: 20139336; PMCID: PMC2903966.
35. Gustke, K. (2012). Short stems for total hip arthroplasty: Initial experience with the Fitmore™ stem. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, *94*B(11), 47–51. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B11.30677>
36. Haar, P. (2007). *Klinik für Chirurgie (Abteilung Unfall- und Direktor : Prof. Dr . med . Thomas Mittlmeier Die Akzeleration des Femoralen Offsets und die Auswirkungen auf die Hüftgelenkprothetik.*
37. Hagel, A., Hein, W., & Wohlrab, D. (2008). Experience with the Mayo® conservative hip system. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca*, *75*(4), 288–292.
38. Harris, W. H. (1969). Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty: An end-result study using a new method of result evaluation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *51*(4), 737–755.
39. Herrlin, K., Selvik, G., & Pettersson, H. (1986). Space orientation of total hip prosthesis. A method for three-dimensional determination. *Acta Radiologica - Series Diagnosis*, *27*(6), 619–627.
<https://doi.org/10.1177/028418518602700602>
40. Höhle, P., Schröder, S. M., & Pfeil, J. (2015). Comparison between

- preoperative digital planning and postoperative outcomes in 197 hip endoprosthesis cases using short stem prostheses. *Clinical Biomechanics*, 30(1), 46–52. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.005>
41. Hopper, A. N., Jamison, M. H., & Lewis, W. G. (2007). Learning curves in surgical practice. *Postgraduate Medical Journal*, 83(986), 777–779. <https://doi.org/10.1136/pgmj.2007.057190>
42. Hu, Y., Wang, M. C., Wang, T., Meng, Y., Chao, X. M., Zhu, H. F., Li, C. G., Pan, C. L., & He, H. B. (2021). Less blood loss in supercapsular percutaneously assisted versus posterolateral total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 16(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02363-z>
43. Iorio, R., Healy, W. L., & Presutti, A. H. (2008). A Prospective Outcomes Analysis of Femoral Component Fixation in Revision Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 23(5), 662–669. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2007.06.009>
44. Ishaque, B. A. (2016). Kapitel 1.5 Indikationen für die Kurzschaftendoprothetik. In *AE-Manual der Endoprthetik* (pp. 45–59).
45. Ishaque, B. A., Donle, E., Gils, J., Wienbeck, S., Basad, E., & Stürz, H. (2009). 8-Jahres-Resultate der Schenkelhalsprothese ESKA-CUT Eight-Year Results of the Femoral Neck Prosthesis ESKA-CUT. *Zeitschrift Für Orthopädie Und Unfallchirurgie*, 147(02), 158–165. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1185527>
46. Ishaque, B. A., Wienbeck, S., & Stürz, H. (2004). Midterm results and revisions of the Thrust Plate Prosthesis (TPP). *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Ihre Grenzgebiete*, 142(1), 25–32. <https://doi.org/10.1055/s-2004-818026>
47. Issa, K., Pivec, R., Wuestemann, T., Tatevossian, T., Nevelos, J., & Mont, M. A. (2014). Radiographic fit and fill analysis of a new second-generation proximally coated cementless stem compared to its predicate design. *Journal of Arthroplasty*, 29(1), 192–198. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.04.029>
48. Jahnke, A., Engl, S., Altmeyer, C., Jakubowitz, E., Seeger, J. B., Rickert, M., & Ishaque, B. A. (2014). Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. *International Orthopaedics*, 38(10), 2045–2050. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2370-6>
49. Jahnke, A., Engl, S., Seeger, J. B., Basad, E., Rickert, M., & Ishaque, B. A. (2015). Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless

- short-stem prosthesis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 135(11), 1609–1614. <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2302-y>
50. Jahnke, A., Ulloa, C. A. F., Seeger, J. B., Rickert, M., Jahnke, G. W., Ahmed, G. A., & Ishaque, B. A. (2018). Analysis of the elastic bending characteristics of cementless short hip stems considering the valgus alignment of the prosthetic stem. *Clinical Biomechanics*, 52(January), 49–56. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.01.006>
51. Jahnke, A., Wiesmair, A., Ulloa, C. F. A., Ahmed, G. A., Rickert, M., & Ishaque, B. A. (2019). Outcome of short - to medium - term migration analysis of a cementless short stem total hip arthroplasty using EBRA - FCA : a radiological and clinical study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. <https://doi.org/10.1007/s00402-019-03315-3>
52. Jasty, M., Krushell, R., Zalenski, E., O'Connor, D., Sedlacek, R., & Harris, W. (1993). The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components. *Journal of Arthroplasty*, 8(1), 33–41. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(06\)80105-1](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(06)80105-1)
53. Jerosch, J. (2006). Minimal-invasive Hüftendoprothetik. *Deutsches Ärzteblatt /Jg. 103 /Heft 49 /8. Dezember 2006*, 41(5), 337. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1887-2>
54. Jerosch, J. (2012). Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. *Deutscher Ärzte Verlag, 1*, 304–312. <https://doi.org/10.3238/oup.2012.0304-0312>
55. Jerosch, J. (2014a). Gibt es eine Indikation für ein schenkel- halsteilerhaltendes Kurzschaftsystem (MiniHip) bei Patienten mit avaskulärer Femurkopfnekrose? *OUP, 4*, 178–183.
56. Jerosch, J. (2014b). Unterschiede zwischen verschiedenen Kurzschaftendoprothesen. *Der Orthopäde*, 43(8), 783–796. <https://doi.org/10.1007/s00132-014-2308-0>
57. Jerosch, J. (2016). *Klassifikation von Kurzschaftsystemen in der Hüftendoprothetik*. Universimed Medizin Im Fokus.
58. Jerosch, J., Babisch, J., Birkenhauser, B., Bücken, U., Dunitz, S. J., Elias, I., Baron von Engelhardt, L., Filler, T., Frank, M., Gehrke, T., Götze, C., Gruner, A., Haaker, R., Heisel, C., Heller, K., Horst, F., Ishaque, B. A., Kälicke, T., Kendoff, D., ... Windhagen, H. (2016). *Kurzschaft-endoprothesen an der*

Hüfte.

59. Jerosch, J., Grasselli, C., Kothny, P. C., Litzkow, D., & Hennecke, T. (2012). Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadiaphysär fixierten Kurzschaftprothese - eine radiologische Untersuchung. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Unfallchirurgie*, *150*(1), 20–26. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1270965>
60. Kaipel, M., Grabowiecki, P., Sinz, K., Farr, S., & Sinz, G. (2015). Migration characteristics and early clinical results of the NANOS® short-stem hip arthroplasty. *Wiener Klinische Wochenschrift*, *127*, 375–378. <https://doi.org/10.1007/s00508-015-0756-0>
61. Kamada, S., Naito, M., Nakamura, Y., & Kiyama, T. (2011). Hip abductor muscle strength after total hip arthroplasty with short stems. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *131*(12), 1723–1729. <https://doi.org/10.1007/s00402-011-1350-1>
62. Katzer, A., & Löhr, J. F. (2003). Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen. *Deutsches Ärzteblatt /Jg. 100 /Heft 12 /21. März 2006*, *100*, 784–790.
63. Khanuja, H. S., Banerjee, S., Jain, D., Pivec, R., & Mont, M. A. (2014). Short bone-conserving stems in cementless hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, *96*(20), 1742–1752. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.00780>
64. Kim, Y.-H., & Kim, V. E. M. (1993). Uncemented Porous-coated anatomic total hip replacement Results at six years in a consecutive series. *The Journal of Bone and Joint Surgery*.
65. Kipping, R. (2012). Aktuelle Erkenntnisse bzgl. der minimal-invasiven Hüftendoprothetik. In *Der Orthopäde* (Vol. 41, Issue 5/12). <https://doi.org/10.1007/s00132-012-1995-7>
66. Kirchgeorg, M. (2020). *Erfahrungskurve*. Gabler Wirtschaftslexikon. <https://wirtschaftslexikon.gabler.de/definition/erfahrungskurve-35660/version-259138>
67. Kirschner, P. (2004). Hüftendoprothetik. *Der Chirurg*, *76*(1), 95–104. <https://doi.org/10.1007/s00104-004-0993-7>
68. Krismer, M., Tschupik, J. P., Bauer, R., Mayrhofer, P., Stöckl, B., Fischer, M., & Biedermann, R. (1997). Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. *Orthopäde*, *26*(3), 229–236.

- <https://doi.org/10.1007/s001320050089>
69. Kutzner, K. P., Freitag, T., Donner, S., Kovacevic, M. P., & Bieger, R. (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. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2640-z>
70. Kutzner, K. P., Kovacevic, M. P., Freitag, T., Fuchs, A., Reichel, H., & Bieger, R. (2016). Influence of patient-related characteristics on early migration in calcar-guided shortstem total hip arthroplasty: A 2-year migration analysis using EBRA-FCA. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *11*(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-016-0363-4>
71. Kutzner, K. P., Pfeil, D., Kovacevic, M. P., Rehbein, P., Mai, S., Siebert, W., & Pfeil, J. (2016). Radiographic alterations in short-stem total hip arthroplasty: a 2-year follow-up study of 216 cases. *HIP International*, *26*(3), 278–283. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000339>
72. Laffosse, J. M., Chiron, P., Accadbled, F., Molinier, F., Tricoire, J. L., & Puget, J. (2006). Learning curve for a modified Watson-Jones minimally invasive approach in primary total hip replacement: Analysis of complications and early results versus the standard-incision posterior approach. *Acta Orthopaedica Belgica*, *72*(6), 693–701.
73. Laine, H. J., Pajamäki, K. J., Moilanen, T., & Lehto, M. U. K. (2001). The femoral canal fill of two different cementless stem designs. The accuracy of radiographs compared to computed tomographic scanning. *International Orthopaedics*, *25*(4), 209–213. <https://doi.org/10.1007/s002640100245>
74. Lerch, M., Von Der Haar-Tran, A., Windhagen, H., Behrens, B. A., Wefstaedt, P., & Stukenborg-Colsman, C. M. (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. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1361-0>
75. Lombardi, A. V., Manocchio, A. G., Berend, K. R., Morris, M. J., & Adams, J. B. (2018). Early Experience with a Short, Tapered Titanium Porous Plasma Sprayed Stem with Updated Design. *Surgical Technology International*, *32*, 233–238.
76. Loweg, L., Kutzner, K. P., Trost, M., Hechtner, M., Drees, P., Pfeil, J., &

- Schneider, M. (2018). The learning curve in short-stem THA: influence of the surgeon's experience on intraoperative adjustments due to intraoperative radiography. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 28(2), 269–275. <https://doi.org/10.1007/s00590-017-2049-y>
77. Ludwig, F. J., Melzer, C., & Backofen, D. (1996). Kriterien zur radiologischen Beurteilung zementfreier Huftendoprothesen am Beispiel des Spotorno-Schafts. *Unfallchirurg*, 99(10), 750–755. <https://doi.org/10.1007/s001130050051>
78. Martell, J. M., Pierson, R. H., Jacobs, J. J., Rosenberg, A. G., Maley, M., & Galante, J. O. (1993). Primary Total Hip Reconstruction with a Titanium Fieber-Coated Prosthesis Inserted without a Cement. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 75-A(4), 554–571.
79. McGrory, B. J., Morrey, B. F., Cahalan, T. D., An, K. N., & Cabanela, M. E. (1995). Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 77(6), 865–869. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.78b6.0780997a>
80. McTighe, T., Stulberg, S. D., Keppler, L., Keggi, J., Kennon, R., Brazil, D., Aram, T., & McPherson, E. (2012). A Classification System For Short Stem Uncemented THA. *CME ICJR Poster*.
81. Meldrum, R. D., Willie, B. M., & Bloebaum, R. D. (2003). An assessment of the biological fixation of a retrieved Mayo femoral component. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 23, 103–107.
82. Müller, M. E. (1957). *Die hüftnahen Femurosteotomien*. 1. Aufl. Stuttgart: Thieme.
83. Nilsson, A., & Bremander, A. (2011). Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (A. *Arthritis Care and Research*, 63(SUPPL. 11), 200–207. <https://doi.org/10.1002/acr.20549>
84. Padilla, J. A., Anoushiravani, A. A., Feng, J. E., Schwarzkopf, R., Slover, J., & Marwin, S. (2019). The learning curve following adoption of a novel short-stem prosthesis in total hip arthroplasty: implications on short-term patient outcomes. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*,

- 29(4), 819–825. <https://doi.org/10.1007/s00590-018-2355-z>
85. Patel, R. M., Smith, M. C., Woodward, C. C., & Stulberg, S. D. (2012). Stable fixation of short-stem femoral implants in patients 70 years and older. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 470(2), 442–449. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2063-z>
86. Phillips, N. J., Stockley, I., & Wilkinson, J. M. (2002). Direct plain radiographic methods versus EBRA-digital for measuring implant migration after total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 17(7), 917–925. <https://doi.org/10.1054/arth.2002.34529>
87. Pivec, R., Johnson, A. J., Mears, S., & Mont, M. A. (2012). Hip arthroplasty. *The Lancet*, 9, 1768–1777. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
88. Reitano, E., de'Angelis, N., Schembari, E., Carrà, M. C., Francone, E., Gentili, S., & La Greca, G. (2021). Learning curve for laparoscopic cholecystectomy has not been defined: A systematic review. *ANZ Journal of Surgery*, 91(9), E554–E560. <https://doi.org/10.1111/ans.17021>
89. Ridzwan, M. I. Z., Shuib, S., Hassan, A. Y., Shokri, A. A., & Mohammad Ibrahim, M. N. (2007). Problem of stress shielding and improvement to the hip implant designs: A review. In *Journal of Medical Sciences* (Vol. 7, Issue 3, pp. 460–467). <https://doi.org/10.3923/jms.2007.460.467>
90. Ries, C., Boese, C. K., Dietrich, F., Miehle, W., & Heisel, C. (2019). Femoral stem subsidence in cementless total hip arthroplasty: a retrospective single-centre study. *International Orthopaedics*, 43(2), 307–314. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-4020-x>
91. Röhrig, B., Du Prel, J. B., Wachtlin, D., Kwiecien, R., & Blettner, M. (2010). Fallzahlplanung in klinischen studien: Teil 13 der serie zur bewertung wissenschaftlicher publikationen. *Deutsches Arzteblatt*, 107(31–32), 552–556. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2010.0552>
92. Roth, A., & Winzer, T. (2002). Periprothetische Osteopenie. In *Peters K.M. (eds) Knochenkrankheiten. Steinkopff, Heidelberg* (pp. 105–107).
93. Saito, J., Aslam, N., Tokunaga, K., Schemitsch, E. H., & Waddell, J. P. (2006). Bone Remodeling is Different in Metaphyseal and Diaphyseal-fit Uncemented Hip Stems. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 451, 128–133. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000224045.63754.a3>
94. Sakai, T., Sugano, N., Ohzono, K., Nishii, T., Haraguchi, K., & Yoshikawa, H.

- (2002). Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *Journal of Orthopaedic Science*, 7(1), 62–67. <https://doi.org/10.1007/s776-002-8418-7>
95. Schmidutz, F., Beirer, M., Weber, P., Mazoochian, F., Fottner, A., & Jansson, V. (2012). Biomechanical reconstruction of the hip: Comparison between modular short-stem hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, 36(7), 1341–1347. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1477-2>
96. Schmidutz, F., Graf, T., Mazoochian, F., Fottner, A., Bauer-Melnyk, A., & Jansson, V. (2012). Migration analysis of a metaphyseal anchored short-stem hip prosthesis EBRA-FCA evaluation of 80 implants with a minimum follow-up time of 2 years. *Acta Orthopaedica*, 83(4), 360–365. <https://doi.org/10.3109/17453674.2012.712891>
97. Schmidutz, F., Steinbrück, A., Wanke-Jellinek, L., Pietschmann, M., Jansson, V., & Fottner, A. (2012). The accuracy of digital templating: A comparison of short-stem total hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, 36(9), 1767–1772. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1532-7>
98. Sehat, K. R., Evans, R. L., & Newman, J. H. (2004). Hidden blood loss following hip and knee arthroplasty. Correct management of blood loss should take hidden loss into account. *Journal of Bone and Joint Surgery Br*, 86(4), 561–565.
99. Selvik, G., Alberius, P., & Aronson, A. S. (1983). A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiologica - Series Diagnosis*, 24(4), 343–352. <https://doi.org/10.1177/028418518302400412>
100. Spotorno, L., Romagnoli, S., & Ivaldo, N. (1991). The cementless CLS Stem. In Küsswetter W (Hrsg) *Noncemented total hip replacement. Thieme, Stuttgart New York* *tal hip replacement. Thieme, Stuttgart, New York* (pp. 198–212).
101. Steinhauser, E., Ellenrieder, M., Gruber, C., Busch, R., Gradinger, R., & Mittelmeier, W. (2006). Die lastübertragung verschiedener schenkelhalsendoprothesen auf das femur. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Ihre Grenzgebiete*, 144(4), 386–393. <https://doi.org/10.1055/s-2006-942127>
102. Steven, M. (2018). *Lernkurve*. Gabler Wirtschaftslexikon.

- <https://wirtschaftslexikon.gabler.de/definition/lernkurve-38062/version-261488>
103. Stihsen, C., Radl, R., Keshmiri, A., Rehak, P., & Windhager, R. (2012). Subsidence of a cementless femoral component influenced by body weight and body mass index. *International Orthopaedics*, 36(5), 941–947.
<https://doi.org/10.1007/s00264-011-1360-1>
104. Stukenborg-Colsman, C. (2007). Schenkelhalsendoprothesen. *Der Orthopäde*, 36(4), 347–352. <https://doi.org/10.1007/s00132-007-1070-y>
105. van der Wal, B. C. H., Kramer, B. J., Grimm, B., Vencken, W., Heyligers, I. C., & Tonino, A. J. (2008). Femoral fit in ABG-II hip stems, influence on clinical outcome and bone remodeling: A radiographic study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 128(10), 1065–1072.
<https://doi.org/10.1007/s00402-007-0537-y>
106. von Schulze Pellengahr, C., Fottner, A., Utzschneider, S., Schmitt-Sody, M., Teske, W., Lichtinger, T., & Esenwein, S. A. (2009). Zementfreie Endoprothetik des Hüftgelenks. *Orthopäde*, 38(5), 461–472.
<https://doi.org/10.1007/s00132-009-1418-6>
107. Waldt, Eiber, & Wörtler. (2011). Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie. In *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie* (pp. 10–12). Georg Thieme Verlag KG.
<https://doi.org/10.1007/s00117-002-0749-7>
108. Walker, P. S., Mai, S. F., Cobb, A. G., Bentley, G., & Hua, J. (1995). Prediction of clinical outcome of THR from migration measurements on standard radiographs: A study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 77(5), 705–714.
<https://doi.org/10.1302/0301-620x.77b5.7559694>
109. Watts, C. D., & Pagnano, M. W. (2012). Minimising blood loss and transfusion in contemporary hip and knee arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 94 B(11 SUPPL.A), 8–10. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B11.30618>
110. Whiteside, L. A., White, S. E., & McCarthy, D. S. (1995). Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement. *American Journal of Orthopedics*, 24(10), 766–770.
111. Wirtz, D. C., & Niethard, F. U. (1997). Hüftendoprothesenlockerung - Übersicht Ursachen, Diagnostik und Therapie der aseptischen

- Hüftendoprothesenlockerung - eine Standortbestimmung. *Z Orthop*, 135, 270–280.
112. Wittenberg, R. H., Steffen, R., Windhagen, H., Bücking, P., & Wilcke, A. (2013). Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthopedic Reviews*, 5(1), 16–22. <https://doi.org/10.4081/or.2013.e4>
113. Wright, T. P. (1936). Factors affecting the cost of airplanes. *Journal of Aeronautical Science*, 3(4), 122–128.
114. Zeh, A., Weise, A., Vasarhelyi, A., Bach, A. G., & Wohlrab, D. (2011). Medium-term results of the Mayo short-stem hip prosthesis after avascular necrosis of the femoral head. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Unfallchirurgie*, 149(2), 200–205.
115. Zhang, G., Wang, Z., Wang, D., Jia, Q., & Zeng, Y. (2021). A systematic review and meta-analysis of the correlation between operation time and postoperative delirium in total hip arthroplasty. *Annals of Palliative Medicine*, 10(10), 10459–10466. <https://doi.org/10.21037/apm-21-2190>

Publikationsverzeichnis

Die Arbeit “Retrospective clinical and X-ray based outcome analysis of a short stem hip arthroplasty taking into account the operative learning curve over 7 years in the 3-year control course.” wurde zur Publikation in AOTS (Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery) im Juni 2023 angenommen.

Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Herr Prof. Dr. med. Rickert, Chefarzt und Direktor der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH am Standort Gießen, möchte ich meinen Dank, für die Überlassung eines so interessanten Themas, aussprechen.

Herrn Prof. Dr. med. Ishaque, Leitender Oberarzt und stellvertretender Direktor der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH am Standort Gießen, danke ich ebenfalls für die Überlassung eines so interessanten Themas und die hilfreiche klinische Unterstützung und seinen fachlichen Rat bei der Fertigstellung der Arbeit.

Herrn Dr. Dipl.-Ing. (FH) Jahnke, Technischer Laborleiter Biomechanik des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH am Standort Gießen, bin ich sowohl für die hilfreiche Unterstützung und Beratung bei der Durchführung, als auch bei der Fertigstellung sehr dankbar. Zusätzlich möchte ich mich für die intensiven Diskussionen in Zusammenhang mit meiner Arbeit, die immer wieder für neue Denkanstöße gesorgt haben, bedanken.

Bei Herrn Hudel, Institut für medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen, möchte ich mich an dieser Stelle für die statistische Beratung bedanken.

Besonderen Dank möchte ich auch meinen Eltern Simone und Dr. med. Bernhard Köther aussprechen, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglicht und mich immer mit gutem Rat und Tat begleitet haben.

Abschließend gilt mein Dank ebenfalls meiner liebevollen Ehefrau Dr. med. Michelle Herrmann, für ihre unglaublich hilfreiche Unterstützung und ihr Verständnis sowohl bei der Anfertigung dieser Doktorarbeit als auch während des Studiums.

Diese Arbeit widme ich meinem Vater

Herrn Dr. med. Bernd Köther