

Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**Migrationsanalyse der optimys® Kurzschaftendoprothese  
bei der avaskulären Nekrose des Hüftkopfes  
mittels Einzel-Bild-Röntgen-Analyse -  
Femoral-Component-Analysis – Methode**

**Inauguraldissertation**

Zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Christoph Bálint Anton Karl Danckwardt

aus Heidelberg

Mainz, 2022

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 12.07.2022



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b><i>Einleitung/Ziel der Dissertation</i></b> .....	<b>1</b>
1.1	Ziel.....	2
<b>2</b>	<b><i>Literaturdiskussion</i></b> .....	<b>3</b>
<b>2.1</b>	<b>Übersicht zur Hüftendoprothetik</b> .....	<b>3</b>
2.1.1	Ossäre Verankerungsmethodik .....	3
<b>2.2</b>	<b>Kurzschaftendoprothetik</b> .....	<b>5</b>
2.2.1	Schenkelhals-erhaltende Kurzschaftendoprothetik .....	5
2.2.2	Schenkelhals-resezierende Kurzschaftendoprothetik.....	6
2.2.3	Schenkelhals-teilerhaltende Kurzschaftendoprothetik.....	6
2.2.4	Allgemeine Problematik der aseptischen Prothesenlockerung.....	7
2.2.5	Lockerungsproblematik bei Kurzschaftprothesen.....	7
<b>2.3</b>	<b>Primär-/ Sekundärstabilität; Migration</b> .....	<b>8</b>
2.3.1	Primär-/Sekundärstabilität .....	8
2.3.2	Migration .....	8
2.3.3	Kaudalmigration.....	9
2.3.4	Varische/Valgische Verkipfung .....	9
2.3.5	Migrationsmessung.....	9
<b>2.4</b>	<b>Die Hüftkopfnekrose</b> .....	<b>12</b>
<b>2.5</b>	<b>Diagnostik der Hüftkopfnekrose</b> .....	<b>13</b>
2.5.1	Röntgen .....	13
2.5.2	Magnetresonanztomographie (MRT).....	14
2.5.3	Computertomographie (CT).....	14
2.5.4	Skelettszintigraphie.....	14
<b>2.6</b>	<b>Stadieneinteilung der Hüftkopfnekrose</b> .....	<b>15</b>
2.6.1	Klassifikation nach Ficat .....	16
2.6.2	Klassifikation nach Steinberg.....	17
2.6.3	Klassifikation nach ARCO (Association Research Circulation Osseous) .....	18
<b>2.7</b>	<b>Therapie der Hüftkopfnekrose</b> .....	<b>20</b>
2.7.1	Konservative Behandlungsmethoden .....	20

2.7.2	Operative Behandlungsmethoden .....	22
<b>2.8</b>	<b>Hüftendoprothetik bei der Hüftkopfnekrose .....</b>	<b>25</b>
2.8.1	Kurzschaftendoprothetik bei der Hüftkopfnekrose.....	26
<b>3</b>	<b><i>Material und Methoden</i> .....</b>	<b>27</b>
<b>3.1</b>	<b>Die optimys®-Kurzschaftendoprothese .....</b>	<b>27</b>
<b>3.2</b>	<b>Patientenkollektiv .....</b>	<b>30</b>
3.2.1	ARCO Stadien und Krankheitsgenese .....	32
3.2.2	Implantatkontakt an der lateralen Kortikalis.....	33
3.2.3	Ein- und Ausschlusskriterien für die Studie .....	33
3.2.4	Operative Behandlung .....	34
<b>3.3</b>	<b>EBRA-FCA-Messverfahren .....</b>	<b>34</b>
3.3.1	Ablauf der Messungen.....	35
3.3.2	Landmarkenbestimmung am digitalen Röntgenbild.....	35
3.3.3	Berechnung der graphischen Darstellung .....	38
3.3.4	Validierung des Messverfahrens .....	41
3.3.5	Datenanalyse und Statistik .....	42
3.3.6	Ethikantrag.....	42
<b>4</b>	<b><i>Ergebnisse</i>.....</b>	<b>43</b>
<b>4.1</b>	<b>Beobachtungszeitraum .....</b>	<b>43</b>
<b>4.2</b>	<b>Kaudalmigration .....</b>	<b>43</b>
<b>4.3</b>	<b>Einfluss des Geschlechts .....</b>	<b>45</b>
<b>4.4</b>	<b>Einfluss des Body Mass Index und des Gewichts .....</b>	<b>46</b>
<b>4.5</b>	<b>Einfluss des Patientenalters .....</b>	<b>47</b>
<b>4.6</b>	<b>Einfluss des Kontaktes an der lateralen Kortikalis .....</b>	<b>47</b>
<b>4.7</b>	<b>Einfluss des ARCO-Stadiums.....</b>	<b>47</b>
<b>5</b>	<b><i>Diskussion</i> .....</b>	<b>49</b>
<b>5.1</b>	<b>Diskussionsgrundlage .....</b>	<b>49</b>
<b>5.2</b>	<b>Kurzschaftprothesen bei Hüftkopfnekrose .....</b>	<b>50</b>
<b>5.3</b>	<b>Migrationsverhalten und Primärstabilität von Kurzschaftprothesen bei HKN51</b>	
<b>5.4</b>	<b>Migrationsverhalten im Patientenkollektiv .....</b>	<b>52</b>

<b>5.5</b>	<b>Einflussfaktoren im Patientenkollektiv</b> .....	<b>55</b>
5.5.1	Einflussfaktor des Patientengewichts .....	55
5.5.2	Einfluss des Body-Mass-Index .....	56
5.5.3	Einfluss des Geschlechts.....	56
5.5.4	Einfluss des Kontaktes an der lateralen Kortikalis.....	57
5.5.5	Einflussfaktor des ARCO-Stadiums.....	59
5.5.6	Einflussfaktor des Patientenalters .....	60
<b>5.6</b>	<b>Limitationen</b> .....	<b>61</b>
5.6.1	Limitation des Beobachtungszeitraums .....	61
5.6.2	Limitation der präoperativen Bildgebung .....	61
5.6.3	Limitation der Referenzgruppe .....	61
5.6.4	Limitation des Messverfahrens .....	62
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung (dt.)</b> .....	<b>63</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>65</b>
<b>8</b>	<b>Danksagungen</b> .....	<b>80</b>
<b>9</b>	<b>Tabellarischer Lebenslauf</b> .....	<i>Fehler! Textmarke nicht definiert.</i>

## I. Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
ap	anterior posteriorer Strahlengang
aFKN	avaskuläre Femurkopfnekrose
BMI	Body-Mass-Index
CD	Core Decompression
COX-2-Hemmer	Cyclooxygenase 2-Hemmer (entzündungshemmender Arzneistoff)
CT	Computertomographie
EBRA-FCA	Einzel-Bild-Röntgen-Analyse -Femoral-Component- Analysis – Methode
EPRD	Das Endoprothesenregister Deutschland
FVFG	free vascularized fibula graft
g	Gramm
ggf.	gegebenenfalls
HHS	Harris Hip Score
HIV	Human immunodeficiency virus
H-TEP	Hüft Totalendoprothese
HKN	Hüftkopfnekrose
HK	Hüftkopf
i.v.	intravenöse Injektion
JPEG	Joint Photographic Experts Group (Bildformat)
Kg	Kilogramm
m <sup>2</sup>	Quadratmeter
mg	Milligramm
MRT	Magnetresonanztomographie
mm	Millimeter

MW	Mittelwert
µm	Mikrometer
n	Zahl für die Größe der Stichprobe
NVFG	nonvascularized fibula graft
PMMA	Polymethylmethacrylat
RSA	Radiostereometrische Analyse
SD	Standarddeviation = Standardabweichung
TEP	Totalendoprothese
vs.	Versus
BMI	Body-Mass-Index



## **II. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Schematische Darstellung der Klassifikation nach Ficat (81)	16
Tabelle 2: Schematische Darstellung der Klassifikation nach Steinberg (83)	17
Tabelle 3: Schematische Darstellung der ARCO Klassifikation (65) (84)	18

### III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Behandlungsalgorithmus bei jungen Patienten mit Hüftgelenksbeschwerden über 6 Wochen (72)	19
Abbildung 2: Intraoperative Röntgendurchleuchtung einer Core Decompression a.p (111)	23
Abbildung 3: Darstellung der meist praktizierten Umstellungsosteotomien und Visualisierung der intraoperativen Komplexität (121)	24
Abbildung 4: Darstellung des konischen Designs der optimys®-Kurzschaftendoprothese (15)	28
Abbildung 5: Darstellung der beiden Oberflächenbeschichtungen die auf den Schaft aufgetragen wird (136)	29
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Standard- und lateralisierten Version des Optimys-Schafts (137)	30
Abbildung 7: Verteilung der Implantatseite der Geschlechter	31
Abbildung 8: Verteilung der ACRO Stadien innerhalb der Studienpopulation	32
Abbildung 9: Kreisdiagramm zur Darstellung der verschiedenen Ursachen der Hüftkopfnekrose	33
Abbildung 10: Markierung des Prothesenkopfes als Größenreferenz (Durchmesser 28mm)	36
<i>Abbildung 11: Markierung des Prothesenkopfes sowie der Prothesenschaftachse</i>	37
Abbildung 12: Anatomische Landmarkenmarkierung am Röntgenbild	38
Abbildung 13: Beispiele einer tabellarischen Darstellung der EBRA-FCA	39
Abbildung 14: Sinterungsgraphik einer Schaftkomponente durch die EBRA-FCA	41
Abbildung 15: Box-Plot Darstellung der Sinterung in mm der Optimys-Kurzschaftendoprothese über die Zeit in Monaten	44
Abbildung 16: Darstellung der Stabilisierung der Schaftkomponente im zeitlichen Verlauf unter Glättung nach "Loess"	44
Abbildung 17: Kaudalmigrationstiefe in mm der letzten Follow-Up Messung nach geschlechtlicher Verteilung und Anzahl der Operationen in Prozent.	45
Abbildung 18: Sinterungsverhalten in Bezug auf BMI und Geschlecht	46
Abbildung 19: Verteilung der Migration der Schaftkomponenten bei Patienten im ARCO-Stadium 3 und 4	48
Abbildung 20: Verteilung der Migration der Schaftkomponenten bei Patienten im ARCO-Stadium 3 und 4	59

# 1 Einleitung/Ziel der Dissertation

Die Osteonekrose des Hüftkopfes ist neben dem femurazetabulären Impingement des Hüftgelenks sowie der Hüftdysplasie die häufigste Ursache für eine sekundäre Coxarthrose im mittleren Erwachsenenalter (1). Die Genese der Erkrankung ist multifaktoriell und führt bei rascher Progredienz innerhalb kurzer Zeit zur Destruktion des Hüftgelenkes (2). In fortgeschrittenen Stadien der Femurkopfnekrose und Einbruch der Trabekelstruktur hat sich neben der supportiven Schmerztherapie, der Gelenkersatz mittels Hüft-Totalendoprothese als operative Behandlungsmethode bewährt (3-5). Die Hüft-Totalendoprothetik hat in den vergangenen Jahrzehnten eine äußerst erfolgreiche Entwicklung genommen und wird heute als die erfolgreichste Operation des Jahrhunderts bezeichnet (6). Die Langlebigkeit der eingebrachten Implantate, anstehende Wechseloperationen gerade bei jungen Patienten sowie operative Techniken zur Gewebeschonung (Knochen, Muskeln) stehen hierbei im Vordergrund (7). Bei weiter steigenden Implantationszahlen und den zukünftigen demographischen Veränderungen ist eine kritische Betrachtung der vermehrt auf den Markt kommenden Kurzschaftendoprothesen und deren Designkonzepten bezüglich der Standzeit und Migration von großem Interesse. Die zementfreie Verankerungsmethodik der Kurzschaftprothesen im proximalen Femur, hat eine physiologische Lastübertragung zum Ziel und soll das Phänomen des „Stress-Shielding“ reduzieren (8,9). Die optimys® Kurzschaftprothese (Firma Mathys, Bettlach, Schweiz) gehört zur Gruppe der kalkar-geführten Schaftkomponenten und verwendet eine meta-diaphysäre Verankerungstechnik (10). Durch eine individuell gewählte Osteotomiehöhe am Schenkelhals und damit variabler Implantatpositionierung, kann die patientenspezifische Hüftgeometrie bei niedriger Modularität der Prothese optimal anatomisch rekonstruiert werden (11). Für die meisten Kurzschaft-Designs liegen zum gegenwärtigen Zeitpunkt jedoch noch keine Langzeitergebnisse vor. Die Indikationsstellung wird insbesondere bei der Diagnose der Femurkopfnekrose noch kontrovers diskutiert (12). Eine große Sorge besteht darin, dass das nekrotische Areal und das damit einhergehende Knochenmarksödem bis in das proximale Femur und die Metaphyse hineinreichen und somit möglicherweise die Primär-, sowie Sekundärstabilität gefährden können. Dies könnte potentiell zu frühzeitigen aseptischen Lockerungen führen. Die Analyse der Primärstabilität stellt dabei einen guten Indikator hinsichtlich der Langzeitperformance und Standzeit dar. Das EBRA-

FCA-Messverfahren erlaubt die Vermessung von postoperativ angefertigten Röntgenaufnahmen und ist in der Lage, an Hand festgelegter Referenzpunkte, eine Migration über einen definierten Zeitraum zu detektieren. Eine frühe Migration der Schaftkomponente gilt dabei als prädiktiv für spätere aseptische Lockerungen (13,14). Hierbei hat sich das EBRA-FCA-Messverfahren als Prognosemarker bewährt (15).

## **1.1 Ziel**

Die Analyse der Primär- bzw. Sekundärstabilität und des Migrationsverhaltens der optimys® Kurzschaftendoprothese (Firma Mathys, Bettlach, Schweiz) mittels EBRA-FCA-Messverfahren bei Patienten mit avaskulärer Hüftkopfnekrose in einem mittelfristigen Follow-up.

Die Untersuchung von multiplen Einflussfaktoren auf das Migrationsverhalten.

## **2 Literaturdiskussion**

### **2.1 Übersicht zur Hüftendoprothetik**

Die Hüft-Totalendoprothetik hat in den vergangenen Jahrzehnten eine äußerst erfolgreiche Entwicklung genommen und wird heute als die erfolgreichste Operation des Jahrhunderts bezeichnet (6). Durch die Destruktion des Hüftgelenkes erleiden Patienten mit fortgeschrittener Coxarthrose oder Hüftkopfnekrose eine starke Schmerzsymptomatik und der Bewegungsumfang ist deutlich limitiert. Die Implantation einer Hüft-Totalendoprothese (Hüft-TEP) stellt ein etabliertes Verfahren dar, um ein alltagstaugliches und schmerzfreies Hüftgelenk zu erreichen. Einhergehend mit den demographischen Veränderungen in Industrieländern und weiter steigenden Implantationszahlen bei Patienten mit aktivem Lebensstil, in allen Altersklassen, wachsen die Ansprüche an die Lebensqualität und die Hüftendoprothetik (16). Die Implantation einer Endoprothese am Hüftgelenk stellt laut statistischem Bundesamt, im Jahr 2019 mit 243477 Eingriffen, die sechst- häufigste durchgeführte Operation in Deutschland dar (17). Das stetig steigende Aktivitätsniveau trotz Hüft-TEP und die Erweiterung der Indikationsstellung, einhergehend mit steigenden Operationszahlen bei jungen Patienten unter 55 Jahren, stellt hohe Anforderungen an die verwendeten Implantate und Materialien (18). Eine der wichtigsten Ursachen für Revisionsoperationen im Verlauf stellt die aseptische Lockerung dar (19). Diese kann sowohl durch die Folgen des Komponentenverschleißes bzw. des Polyethylenabriebs, als auch durch eine kompromittierte initiale Primärstabilität verursacht werden (19).

#### **2.1.1 Ossäre Verankerungsmethodik**

Um die Prothesenkomponenten im Acetabulum- und Femurknochen zu verankern, kommen zwei verschiedene Techniken im klinischen Alltag zur Anwendung. Eine Methode wird als sogenannte „zementierte“ Verankerung bezeichnet, die andere hingegen kommt ohne zusätzlichen Knochenzement aus und besteht in einer „press-fit“ Verankerung. Bei Knochenzement handelt es sich um Polymethylmethacrylat (PMMA, umgangssprachlich Plexiglas) welches als synthetischer, thermoplastischer Kunststoff nach Einbringung eines Zementstoppers in den Femurmarkraum unter Druck retrograd in den Röhrenknochen eingebracht wird. Durch das Aushärten des

eingebrachten Materials, entsteht eine feste Verbindung zwischen dem Knochen, dem Zement und dem Implantat. Die Verwendung von Knochenzement findet seit den 1950er Jahren Anwendung. Heute verwendet man die Zementiertechnik der dritten Generation (20).

Um eine zementfreie Verankerung im Azetabulum oder Femur zu gewährleisten, wird das Implantat-Bett mit den dafür vorgesehenen Raspeln durch Aufraspeln oder Fräsen geschaffen. Das Implantat unterscheidet sich im Vergleich zu den Raspeln darin, dass es geringfügig größer ist und somit in das Implantat-Bett eingeschlagen wird. Da der spongiöse Knochen eine gewisse Elastizität aufweist, kommt es zu einer passiven Dehnung des Knochens (= „press“). Während des Rückstellprozesses umschließt der vitale Knochen das Implantat (= „fit“) und man kann eine gute Primärstabilität erreichen (21). Dieser Effekt wird durch eine raue Implantatoberfläche additiv verstärkt (22). Im weiteren Verlauf führt dies, durch Knochenneubildung und Einwachsen in die aufgeraute Oberfläche der Implantatkomponente, zur Osseointegration. Durch die ständige Weiterentwicklung zementfreier Implantate und Zementiertechnik, werden aktuell vielfach Standzeiten von 98% nach 10 Jahren nachgewiesen (23). Seit Einführung der zementfreien Implantate in den 1970er Jahren, gewannen diese deutlich an Popularität. Dem Jahresbericht des deutschen Endoprothesenregisters (EPRD) von 2019 ist zu entnehmen, dass 78,6% der Implantationen am Hüftgelenk komplett zementfrei durchgeführt werden, wobei vollzementierte Verankerungstechniken nur 5% der Versorgungen ausmachen (24). Die zementfreien Geradschaftprothesen zeigten zwar sehr gute Langzeitergebnisse (25), es wurden jedoch vermehrt Probleme durch ihre distal gelegene diaphysäre Krafteinleitung deutlich (26). Durch Veränderung der mechanischen Beanspruchung im femoralen Knochen kommt es gerade bei sehr distal verankerten Geradschäften zur Osteopenie mit Demineralisation und Ausdünnung der Knochenkortikalis im proximalen Femur. Dieses Phänomen wird „Stress Shielding“ (8) genannt (27,28). In den Abschnitten mit Überbelastung zeigt sich eine subperiostale Knochenneubildung (Wolffsches Gesetz (29)) als Reaktion auf die Mikrobewegungen mit intramedullärem Sklerosesaum um die Schaftspitze (30). Hierdurch kann bei einer nötigen Wechseloperation die Krafteinleitung einer Revisionsendoprothese erschwert sein (9,31). Durch die Aktivierung von Osteoklasten und Resorption des Knochens um die Implantatkomponente wird eine mechanisch sichere Verankerung nur durch

Verwenden einer größeren Prothese oder Wechsel der Verankerungstechnik möglich (32).

## **2.2 Kurzschaftendoprothetik**

Kommt es nach Primärimplantation im weiteren Verlauf zum Auslockern des Schaftes, ist eine Wechseloperation durch ein femorales Implantat mit gleicher Verankerungstechnik und Größe häufig nicht möglich (32). Mit dem Ziel, möglichst wenig Knochen bei der Primärimplantation zu reseziieren, wurde das Implantatdesign stetig weiterentwickelt. Die Philosophie der Kurzschaftendoprothesen beruht auf einer Verankerung im metaphyseren Femurknochen (33). Dadurch soll eine möglichst proximale Krafterleitung gewährleistet und die Resorption des proximalen Knochens verhindert werden. Im Falle einer Revisionsoperation steht dann noch ausreichend „stabiler“ Knochen zur Verfügung, um beispielsweise einen konventionellen Geradschaft fest zu verankern (33).

Die Kurzschaftendoprothesen zeigen eine hohe Heterogenität bezüglich der verwendeten Form, Verankerungstechnik und Resektionshöhe im Schenkelhals. Das gemeinsame Merkmal der Implantate ist die kürzere Länge im Vergleich zu konventionellen Schäften. Jerosch (34) schlug ein Klassifikationssystem vor, das sich an der intraoperativen Resektionshöhe des Schenkelhalses orientiert.

1. Schenkelhals-erhaltende Kurzschäfte
2. Schenkelhals-teilresizierende Kurzschäfte
3. Schenkelhals-resizierende Kurzschäfte

Betrachtet man die verschiedenen Implantatdesigns, die auf dem Markt erhältlich sind, werden Unterschiede hinsichtlich ihrer biomechanischen Krafterleitung und der entsprechenden Verankerungstechnik deutlich.

### **2.2.1 Schenkelhals-erhaltende Kurzschaftendoprothetik**

Bei den schenkelhals-erhaltenden Systemen erfolgt die Resektion unmittelbar subkapital. Die Implantate werden in den Schenkelhals platziert, und durch die rein metaphysäre Verankerungstechnik wird viel Knochen im Bereich des proximalen

Femurs erhalten. Aufgrund der kurzen Verankerungsstrecke wird eine gute Knochenqualität für die Stabilität vorausgesetzt (33). Es zeigen sich jedoch Limitationen in der Wiederherstellung der korrekten Anatomie. So ist eine anatomische Rekonstruktion bei Patienten mit einem CCD-Winkel von unter 125° kaum möglich (35). Einen Vertreter stellt z.B. die Silent Mirco-Hip® Prothese (Firma DePuy Synthes, Warsaw, Indiana, USA) dar.

### **2.2.2 Schenkelhals-resezierende Kurzschaftendoprothetik**

Bei den schenkelhals-resezierenden Modellen erfolgt die Kraftereinleitung meta-diaphysär analog zu den Standard-Schäften. Sie können durch ihre hohe Modularität die patientenspezifische Biomechanik gut rekonstruieren (33). Der Mayo-Schaft® (Firma Zimmer Biomet, Warsaw, Indiana, USA) ist seit 1985 auf dem Markt und zeigt gute Ergebnisse mit Überlebensraten von 97% bei mittelfristigem Follow-Up (36,37).

### **2.2.3 Schenkelhals-teilerhaltende Kurzschaftendoprothetik**

Die schenkelhals-teilerhaltenden Prothesenmodelle zeichnen sich dadurch aus, dass die Osteotomie am Schenkelhals in variablen Resektionshöhen erfolgen kann. Durch entsprechend subkapitale, mittlere oder tiefe Resektionshöhen können Beinlänge und Offset optimal rekonstruiert werden bei geringer Modularität des Implantats (33). Bei den schenkelhals-teilerhaltenden Modellen zeigen sich unterschiedliche Verankerungstechniken. Einige Modelle, wie z.B. die Nanos®-Hüftendoprothese (Firma Smith&Nephew, London, England), streben eine rein metaphysäre Verankerungstechnik an (38).

#### **2.2.3.1 Kalkar geführte Kurzschaft-Hüftendoprothetik**

Die kalkar geführten Kurzschäfte gehören zu den schenkelhals-teilerhaltenden Kurzschaftprothesen. Ein Vertreter aus dieser Gruppe ist die optimys® Kurzschaftprothese (Firma Mathys, Bettlach, Schweiz). Die Implantationstechnik unterscheidet sich von herkömmlichen Techniken durch eine individuelle der Kalkar-anatomie folgenden Implantat Positionierung (39). Es konnte gezeigt werden, dass auch bei ausgedehnten varus- oder valgus-Hüften, die Hüftgeometrie des Patienten



ohne Beinlängendifferenz oder Offset-Verlust rekonstruiert werden kann (40). Hierbei ist die Resektionshöhe am Schenkelhals und die individuelle Implantat Positionierung, welche in der präoperativen Planung festgelegt wird, entscheidend (41). Durch die sogenannte „Around-the-Corner“-Technik wird das abgerundete Implantat entlang des Kalkars implantiert (11). Dadurch kann der Knochen in der Trochanterregion vollständig erhalten bleiben, was der möglichen Inzidenz von Trochanterfrakturen entgegenwirkt (42) und die Schädigung des Muskel- und Weichteilgewebes an der Fossa piriformis deutlich reduziert (42).

#### **2.2.4 Allgemeine Problematik der aseptischen Prothesenlockerung**

Trotz beeindruckender Ergebnisse, mit Standzeiten bei zementfreien Hüftendoprothesen von über 90% nach 15 Jahren, stellt die aseptische Lockerung die häufigste Ursache für eine Revisionsoperation dar (43). Ein Aspekt ist die verminderte Osteointegration der Prothese, bei fehlender initialer Primärstabilität. Durch Überschreiten einer kritischen Spaltweite von über 150µm hinsichtlich Mikrobewegungen an der Implantat-Knochengrenze, kann eine periprothetische bindegewebige Reaktion entstehen (44), durch die es zur Lockerung kommt. Aktuell gibt es keine einheitlichen Kriterien, um Lockerungszeichen am Röntgenbild festzustellen und unterliegen darum der subjektiven Bewertung des Betrachters. Selbst linienförmige Aufhellungen oder Lysesäume unter 2 mm, auch als „Radiolucent Lines“ bezeichnet, sind bei Symptombfreiheit des Patienten kein Beweis für eine Prothesenlockerung (27,45). Die vertikale und horizontale Migration, als Zeichen einer fehlenden Primärstabilität und möglichen frühen Prothesenlockerung, lässt sich an Röntgenbildern im zeitlichen Verlauf detektieren (46).

#### **2.2.5 Lockerungsproblematik bei Kurzschaftprothesen**

Kurzschaft-Hüftendoprothesen haben zum Ziel, durch ihre physiologische Krafteinleitung im proximalen Femur den Knochenumbauprozessen entgegenzuwirken, die zu aseptischen Lockerungen führen (47,48). In Studien konnte nachgewiesen werden, je weiter proximal die Kraft eingeleitet wird, desto weniger Knochendichteverlust ist zu verzeichnen (47). Sie haben jedoch durch ihr kürzeres

Design den Nachteil der kleineren Verankerungsstrecke und geringeren Oberfläche, welche für die Primärstabilität entscheidend ist (49). Gerade bei Patienten mit verminderter Knochendichte durch Osteoporose oder Hüftkopfnekrose wird die Indikationsstellung nach wie vor kritisch diskutiert (49).

## **2.3 Primär-/ Sekundärstabilität; Migration**

### **2.3.1 Primär-/Sekundärstabilität**

Die Primärstabilität beschreibt den Stabilitätszustand direkt postoperativ nach der Schaftimplantation (50). Die Primärstabilität wird determiniert durch die Migration und die Mikrobewegungen der Schaftkomponente im Femurknochen. Kommt es zur Integration des Implantates in den Knochen, entsteht die Sekundärstabilität (51). Eine hohe Primärstabilität ist Voraussetzung für eine schnelle Sekundärstabilität. Die Sekundärstabilität gilt als prognostizierender Marker für eine lange Standzeit der Implantatkomponente (13,14). Sind die Bewegungen nach der Implantation in der Heilungsphase des Knochens zu groß, können diese zur Bildung einer fibrösen Gewebsschicht führen (52). Hierdurch kann es zu Störungen in der Osseointegration kommen, was wiederum das Risiko eines frühen Implantatversagens erhöht. Der kritische Grenzwert hinsichtlich reversibler Mikrobewegungen wird mit 150µm angegeben (51). Leider sind Bewegungsmessungen im µm- Bereich nur in-Vitro möglich(51,52).

### **2.3.2 Migration**

Die Migration einer Schaftkomponente beschreibt die irreversible Bewegung bzw. Wanderung im periprothetischen Knochen (52). Die Migration der Schaftkomponente ist ein Prognosefaktor für die Standzeit des Implantats (19,53-55). Studien bestätigten, dass Kaudalmigrationswerte von über 1,5 mm bei konventionellen Schäften innerhalb der ersten beiden Jahre postoperativ mit einem erhöhten Risiko von aseptischen Lockerungen einhergehen (19).

### 2.3.3 Kaudalmigration

Kaudalmigration wird auch als die klassische „Sinterung“ bezeichnet. Dies bedeutet ein Hineinsinken der Schaftkomponente in longitudinaler Richtung im Femurschaft. Hierfür differenzierten Krismer et al. vier verschiedene Migrationsmuster, die sie in Gruppen von A-D aufteilten(19).

*Migrationsmuster A:* Frühzeitige (early onset) Kaudalmigration innerhalb der ersten zwei Jahre nach Implantation, gefolgt von einer weiteren kontinuierlichen Sinterung über den gesamten Beobachtungszeitraum.

*Migrationsmuster B:* Frühzeitige Kaudalmigration innerhalb der ersten zwei Jahre, gefolgt von einer weitestgehenden Stabilisierung im Verlauf.

*Migrationsmuster C:* Initiale Stabilität der implantierten Prothese über die ersten postoperativen Jahre, gefolgt von einer spät beginnenden (late onset) Kaudalmigration.

*Migrationsmuster D:* Stabilität der Implantatkomponente über den gesamten Beobachtungszeitraum.

### 2.3.4 Varische/Valgische Verkippung

Es lässt sich neben der Sinterung in der Longitudinalachse, auch eine Verkippung in der Frontalebene beobachten. Dieses mediale-, laterale Abkippen lässt sich in Winkelgraden (°) angeben und beschreibt ebenfalls eine mögliche Migration der Prothese (19).

### 2.3.5 Migrationsmessung

Um die Migration zu messen, haben sich im Laufe der Jahre verschiedene Methoden etabliert. Diese unterscheiden sich jedoch deutlich hinsichtlich Genauigkeit, Invasivität und zeitlichem Aufwand.

### **2.3.5.1 Migrationsanalyse am konventionellen und digitalen Röntgenbild**

Für die Migrationsanalyse wird am konventionellen Röntgenbild eine Beckenübersicht verlangt. Eine a.p. Aufnahme des Hüftgelenkes gibt nicht genug Informationen über knöcherne Landmarken, weshalb diese nicht ausreichend ist (56). Um die Methode reproduzierbar zu machen, werden am Röntgenbild knöcherne Landmarken aufgesucht und mit Hilfslinien markiert. Diese können die Trochantären sein, die Schaftschulter, das Hüftkopfbereich oder die untere Grenze der Foramina obturatoria (56).

Innerhalb der Messmethoden am Röntgenbild gibt es verschiedene Techniken. Die am weitesten verbreitete ist die Methodik nach Nunn et al. (57). Durch eine Schablone wird das Hüftkopfbereich ausgemessen und als Referenz die Verbindungslinie der beiden inferioren Tränenfiguren verwendet. Um die Migration hierzu vom Schaft darzustellen, wurden als Landmarken die Prothesenschulter und der Trochanter minor gewählt. Hierbei zeigten sich relativ grobe Messfehler von 4,6 mm für die vertikale Migration und 2,9 mm für die horizontale Migration (57). Auch die Kaudalmigration konnte mit 4,4 mm und 6,3 mm keine genauen Ergebnisse liefern (56). Die Messgenauigkeit ist stark von der Qualität der vorhandenen konventionellen Röntgenbilder abhängig.

Im Verlauf konnten bei gleicher Methodik die Bilder jedoch am digitalen Röntgenbild ausgemessen werden. Durch die hohe Auflösung der Bilder, verwenden der „Zoom“ Funktion und Hinzuziehen von weiteren Referenzlinien verbesserte sich die Genauigkeit der Messmethode (56). Sicher gibt es jedoch auch bei der digitalen Analyse Unterschiede in der Auflösung der vermessenen Bilder. Durch Nachbearbeitung, wie z.B. Kontrastverschärfung, können am digitalen Röntgenbild Kanten und Referenzpunkte besser dargestellt werden, welche die Genauigkeit der Messung beeinflusst (58).

### **2.3.5.2 Röntgenstereophotogrammetrie (RSA)**

Die RSA beschreibt ein operatives Verfahren, bei dem Tantalumbällchen in den Knochen eingebracht werden. Hierfür verwendet man einen speziellen Applikator. Tantalum ist ein korrosionsbeständiges Metall, das sich aufgrund seines inerten Verhaltens und hoher Strahlenabsorption für diesen Zweck gut eignet. Es wird dann

eine simultane Röntgenaufnahme mit ca. 35°- 40° Kippung angefertigt und anhand einer Kalibrierungsbox mit Referenzkugeln werden die dreidimensionalen Tantalumkoordinaten berechnet. Die Messgenauigkeit hängt von der Anzahl der eingebrachten Tantalummarker und dem Aufbau der Röntgenapparatur ab (46). Die Röntgenstereophotogrammetrie ist aktuell die Methode mit der besten Genauigkeit und präzisen Analyse der Migration (59,60). Die Genauigkeit der Migration wird mit 0,1-0,2 mm angegeben (59,60). Dieses Verfahren ist aufwendig und teuer (61). Der Operations- und Kostenaufwand ist groß und es können ausschließlich prospektive Studien geplant werden. Hinzu kommt das Risiko der Mobilisation der eingebrachten Kugeln, was die Ergebnisse verfälschen kann (56).

### **2.3.5.3 Einzel-Bild-Röntgen-Analyse - Femoral-Component-Analysis (EBRA-FCA)**

An der Universität Innsbruck (Österreich) wurde mit dem EBRA-FCA Verfahren eine Methode entwickelt, mit der sich mittels a.p. nativ Röntgenbildern des Hüftgelenks die Migration computergestützt feststellen lässt (62). Die Methode ist in der Lage, die Sinterung sowie die varus-valgus Verkippung zu messen. Eine Wanderung in der Sagittalebene (ventral-dorsal) ist am a.p. Bild nicht festzustellen (62). Am Röntgenbild werden Referenzpunkte als Landmarken bestimmt. Anhand dieser können die Kaudalmigration (Subsidence), der Abstand des Prothesenschaftes zur medialen oder lateralen Kortikalis (varus, valgus), verschiedene Winkel zwischen Prothese und Knochen, der Vergrößerungsfaktor der Kopfgröße und die Prothesenlänge bestimmt werden. Durch die festgelegten Referenzpunkte am ersten postoperativen Bild, kann im weiteren Verlauf die Migration durch Messungen an den darauffolgenden Bildern errechnet werden. Rotationsabweichungen werden durch das Programm als nicht verwertbar detektiert. Die Genauigkeit für die Kaudalmigration wird mit einem Vertrauenslimit von 95% und einer Messfehlbreite von 0,9-1,5mm angegeben (53,55,63). Die Genauigkeit der varischen und valgischen Abkipfung beträgt +/- 0,4°(55).

Die EBRA-FCA stellt eine deutlich genauere Methode als die manuelle Vermessung am nativen Röntgenbild dar. Die Anfertigung der Röntgenbilder lässt sich in den klinischen Alltag gut integrieren und gehört meist zum postoperativen Procedere.

Weitere Untersuchungen oder eine zusätzliche Strahlenbelastung sind somit nicht notwendig (19,53,55).

## 2.4 Die Hüftkopfnekrose

Die Osteonekrose wird laut den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und orthopädischer Chirurgie sowie des Berufsverbandes der Ärzte der Orthopädie wie folgt definiert: „Unter Hüftkopfnekrose sind alle erworbenen Erkrankungen des Hüftkopfes zu verstehen, die durch eine Ischämie zu einer unterschiedlich großen, meist partiellen Nekrose des Hüftkopfes führen und die in ihrem Endstadium in eine Coxarthrose übergehen können.“ (64) Die Hüftkopfnekrose wird im deutschsprachigen Raum im Kindes- und Erwachsenenalter in die primäre und sekundäre Nekrose eingeteilt. Als primäre Nekrosen werden Morbus Perthes, die Osteochondrosis dissecans und die idiopatische Hüftkopfnekrose angesehen. Als sekundäre Nekrosen sind HKN anzusehen die aufgrund posttraumatischer Genese oder auf dem Boden von systemischen Erkrankungen oder Läsionen entstanden sind (systemischer Lupus erythematodes, Morbus Gaucher, Kortikoidtherapie, Alkoholabusus usw.). Insgesamt ist die Ätiologie der atraumatischen Femurkopfnekrose jedoch noch nicht vollständig geklärt und ein multifaktorielles Geschehen ist wahrscheinlich (65). Als häufigste Ursache der avaskulären Femurkopfnekrose zeigte sich bei unter 35-Jährigen Patienten der Gebrauch von Kortikosteroiden in der Anamnese mit 61%. Andere Gründe waren idiopatischer Genese (11 %), traumatischer Genese (9%), Hämoglobinopathien (7%), Alkoholabusus (3%) und andere Gründe (8%) (66). Die aFKN tritt gehäuft im vierten Lebensjahrzehnt auf, wobei eine Geschlechtsverteilung von 4:1 von Männern gegenüber Frauen besteht. Ein beidseitiger Befall tritt in einem hohen Prozentsatz von ca. 30% - 70% auf (5,6). In deutschsprachigen Ländern geht man von ca. 5000-7000 Neuerkrankungen pro Jahr aus (65). Obwohl die Ursache der atraumatischen Nekrose des Hüftkopfes nicht abschließend geklärt ist, ist eine partielle Ischämie des Kopfes sowie Mikrozirkulationsstörungen im Bereich des subchondralen Knochens in der Genese wahrscheinlich (67). Die Auslöser sind denen der posttraumatischen Hüftkopfnekrose ähnlich. Durch Luxation oder Fraktur werden die Weichteile und Gefäße am Ende des Hüftkopfes verletzt. Es kommt zu Überdehnungen oder Rupturen, was zu einer Minderdurchblutung des Kopfes führt (68). Das Krankheitsbild ist sehr komplex und die Veränderungen bzw. die klinische

Symptomatik können sich innerhalb weniger Tage zeigen oder sich über Jahre erstrecken. Hierbei verlaufen die Veränderungen in unterschiedlichen Stadien (69). Laut Massie kommt es innerhalb eines Jahres in ca. 50% der Fälle zu einem Einbruch des subchondralen Knochens des Femurkopfes, in ca. 30% im zweiten Jahr und in ca. 20% nach 3 Jahren (2). Lee et al. diagnostizierten bei 278 Patienten mit operativ einseitig therapierten Femurkopfnekrose mittels Hüft-Endoprothese in 100 Fällen eine Femurkopfnekrose auf der kontralateralen Seite. Initial waren keine Zeichen eines Einbruchs des Femurkopfes abgrenzbar. Innerhalb der darauffolgenden 2 Jahre wiesen jedoch bereits 78% dieser Patienten einen Einbruch des Hüftkopfes auf (70). Zeigen sich Gelenkdestruktion und Einbrüche des Femurkopfes, so ist die einzige operative Behandlungsmethode der endoprothetische Gelenkersatz mittels Hüft-TEP. Diese stellt heute in der Therapie der fortgeschrittenen Nekrose des Hüftkopfes den Goldstandard dar (3).

## **2.5 Diagnostik der Hüftkopfnekrose**

Insbesondere bei der aseptischen atraumatischen Hüftkopfnekrose ist eine frühe Diagnosestellung und der damit verbundene frühe Therapiebeginn für die Prognose von Bedeutung. Neben der ausführlichen Anamnese und der klinischen Untersuchung (oft unspezifische Beschwerden), sollte bei entsprechender Symptomatik im Hüftgelenk über einen Zeitraum von 6 Wochen oder dem Vorhandensein von bekannten Risikofaktoren eine Röntgenuntersuchung der beiden Hüftgelenke anterior-posterior sowie nach Lauenstein erfolgen (71). Auf Grund des oft bilateralen Verlaufs, empfiehlt sich hier die Darstellung beider Hüftgelenke, obwohl nur ein Gelenk symptomatisch ist (72,73). Dadurch können Differenzialdiagnosen wie z.B. Coxarthrose, femoroacetabuläres Impingement oder Tumorerkrankungen ausgeschlossen werden.

### **2.5.1 Röntgen**

Nativradiologische Zeichen für eine Hüftkopfnekrose sind Zysten die von sklerotischem Randsaum umgeben sind. Diese häufen sich im Verlauf oder verändern ihre Größe und Form. Es zeigen sich Beteiligungen des Gelenkknorpels und im fortgeschrittenen Stadium der Einbruch des Femurkopfes (74).

### **2.5.2 Magnetresonanztomographie (MRT)**

Da die Röntgendiagnostik im Frühstadium der Femurkopfnekrose diese nicht sicher erfassen kann, ist bei anhaltenden Beschwerden eine Erweiterung mittels Magnetresonanztomographie (MRT) der beiden Hüftgelenke empfohlen und leitliniengerecht. Durch die erweiterte Bildgebung können Frühstadien, Größe und Lokalität der aFKN hoch sensitiv erkannt werden. Mit einer Sensitivität und Spezifität von >95%, stellt die MRT- Untersuchung den Goldstandard für die Detektion der HKN auch in Frühstadien dar (75) (76).

### **2.5.3 Computertomographie (CT)**

Sie weist eine deutliche höhere Sensitivität und Spezifität auf als das Nativ- Röntgen, jedoch können auch hier Frühstadien nicht diagnostiziert werden. Der Vorteil besteht gegenüber der MRT Diagnostik darin, dass in bereits fortgeschrittenen Stadien, die subchondrale Trabekelstruktur besser dargestellt werden kann. Ab weiter fortgeschrittenen Stadien kann die CT-Diagnostik ergänzend hinzugezogen werden, um das „crescent sign“, also den subchondralen Kollaps des Femurkopfes zu beweisen und damit einzelne Stadien voneinander zu differenzieren (77).

### **2.5.4 Skelettszintigraphie**

Die Szintigraphie kann, ähnlich wie die MRT Diagnostik die HKN in ihren Frühstadien detektieren. Dies gelingt mit einer hohen Sensitivität, jedoch mit einer geringeren Spezifität im Vergleich zur MRT Diagnostik. Auch Aussagen über die Lokalität, die Größe und die Beteiligung des Gelenkknorpels sind nicht möglich (75).

Eine Umfrage von 210 orthopädischen Kliniken im Jahre 2004 ergab, dass zur Detektion der Hüftkopfnekrose 100% der Kliniken eine nativröntgenologische Aufnahme durchführten. Das MRT wurde in 78% der Fälle zur Diagnosefindung hinzugezogen oder additiv verwendet. Die Skelettszintigraphie mit 7% sowie die Computertomographie mit 8%, spielten in der Diagnosefindung eine deutlich untergeordnete Rolle (78).



## 2.6 Stadieneinteilung der Hüftkopfnekrose

Es existieren zahlreiche Einteilungen und Klassifikationen der HKN(79). Von den 17 verschiedenen Klassifikationssystemen haben sich in der Anwendung drei Systeme als relevant erwiesen. Die ARCO (Association Research Circulation Osseous) Einteilung wird im deutschsprachigen Raum und in Europa am häufigsten verwendet und soll laut S3 Leitlinie der HKN von 2019 Anwendung finden. Die Stadieneinteilung spielt in der Therapieplanung eine wichtige Rolle. Deshalb gab es in der Geschichte zahlreiche Einteilungen, die auch klinische Symptomatik und histopathologische Untersuchungen mit einbezogen. Heute wird sich auf die reine Bildgebung zur Stadieneinteilung berufen. Die klinische Symptomatik spielt keine Rolle in den heutigen Klassifikationen, da diese oft keine Korrelation mit dem radiologischen Befund zeigt.

### 2.6.1 Klassifikation nach Ficat

Der erste Versuch einer Einteilung erfolgte 1964 durch Ficat und Arlet. Bis heute kommt diese Einteilung in vielen publizierten Studien zum Gebrauch. 1985 wurde diese Klassifikation erweitert um das Stadium „0“ oder auch „silent hip“ genannt, bei der man weder radiologisch noch klinisch die Nekrose feststellen konnte. Hierfür war jedoch die Voraussetzung eine HKN auf der Gegenseite (80). In Tabelle 1 wird dargestellt, dass die Ficat- Einteilung Stadien ohne Hüftkopfeinbruch (0-II) und Stadien mit Kopfeinbruch (III-IV) unterscheidet. Mit eingeschlossen wird die klinische Symptomatik.

Tabelle 1: Schematische Darstellung der Klassifikation nach Ficat (R.P. Ficat; 1985) (81)

Stadium	Radiologische Zeichen	Klinische Zeichen
0	Normales Röntgenbild ohne Veränderungen	0
I	Unverdächtige und milde Veränderungen (ähnlich der Osteoporose, verstärkte Trabekelstruktur, teilweise verwaschen)	+
Ila	Fokale radiologische Veränderungen (Osteoporose, Sklerose, Zysten)	+
Ilb	Subchondrale Frakturen, segmentale Entrundung des Femurkopfes	+
III	Einbruch der Femurkonturen, Knochen-Sequester, Gelenkspalt unverändert	++
IV	Abgeflachter Femurkopf, Gelenkspaltverschmälerung, Acetabulum arthrotisch verändert	+++

## 2.6.2 Klassifikation nach Steinberg

1995 wurde durch Steinberg et al. eine weitere Klassifikation vorgeschlagen (82). Die Klassifikation basiert auf radiologischer Diagnostik wie dem Röntgen, dem MRT und der Szintigraphie. Es unterscheidet sieben verschiedene Stadien (0-VI), welche in Tabelle 2 aufgeführt sind.

Tabelle 2: Schematische Darstellung der Klassifikation nach Steinberg (M E Steinberg; 02/1995)

MRT: Magnetresonanztomographie

Stadium	Kriterien
0	Unauffällige Röntgendiagnostik, Szintigramm, MRT
I	Unauffälliges Röntgenbild, Veränderungen im MRT oder Szintigramm, Betroffene Fläche des Femurkopfes: A <15%, B 15-30%, C >30%
II	Sklerotische und zystische Veränderungen im Femurkopf Betroffene Fläche des Femurkopfes: A <15%, B 15-30%, C >30%
III	Subchondraler Kollaps („crescent sign“) ohne Abflachung des Femurkopfes; Beteiligung der Femurkopfzirkumferenz: A <15%, B 15-30%, C >30%
IV	Abflachung des Femurkopfes Beteiligung der Femurkopfzirkumferenz oder Grad der Abflachung: A <15% oder < 2mm, B 15-30% oder 2-4mm, C >30% oder >4mm
V	Gelenkspaltverschmälerung oder Veränderungen am Acetabulum A: gering, B: mäßig, C: stark
VI	Fortgeschrittene degenerative Veränderungen

### 2.6.3 Klassifikation nach ARCO (Association Research Circulation Osseous)

Die ARCO-Klassifikation ist im angloamerikanischen und deutschsprachigen Raum die meist verbreitetste Klassifikation. Sie nutzt ebenfalls das Röntgen, das MRT, das CT und die Szintigraphie zur Quantifizierung der Stadien und Darstellung der Größe und des Ausmaßes der Nekroseareale (84). Die Klassifikation nach Steinberg ähnelt der neu entstanden ARCO – Klassifikation ähnlich wie die Klassifikation nach Ficat. Steinberg selbst war Mitglied des ARCO Komitees.

Tabelle 3: Schematische Darstellung der ARCO Klassifikation (ARCO; 1993) (84)

ARCO: Association Research Circulation Osseous; MRT: Magnetresonanztomographie; CT: Computertomographie

Stadium	Klinik, Pathologie, Bildgebung
0	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Normalbefund im Röntgenbild, MRT und Szintigraphie</li> <li>- Histologische Nekrosezeichen</li> </ul>
I	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Normales Röntgenbild und CT</li> <li>- Pathologischer MRT- und Szintigraphiebefund:</li> </ul> <p style="margin-left: 20px;">Subklassifikation nach betroffenen Femurkopfanteil (lateral, medial oder ventral) und Größe der beteiligten Femurzirkumferenz (&lt;15%, 15-30%, &gt;30%)</p>
II	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Strukturveränderungen des Knochens im Röntgenbild ohne Konturveränderungen des Femurkopfes</li> <li>- Gelenkspalt normal</li> <li>- Hüftkopfspezifische MRT-Befunde:</li> </ul> <p style="margin-left: 20px;">Subklassifikation nach betroffenen Femurkopfanteil (lateral, medial oder ventral) und Größe der beteiligten Femurzirkumferenz (&lt;15%, 15-30%, &gt;30%)</p>
III	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sichelförmige Aufhellungszone („crescent sign“) als Ausdruck der Knochenstrukturveränderungen im Röntgenbild bei subchondraler Fraktur</li> <li>- Abflachung der Femurkontur</li> <li>- Gelenkspalt normal weit</li> </ul> <p style="margin-left: 20px;">Subklassifikation nach betroffenen Femurkopfanteil (lateral, medial oder ventral), Größe der beteiligten Femurzirkumferenz (&lt;15%, 15-30%, &gt;30%) und Ausmaß der Kopfabflachung (&lt; 2mm, 2-4mm, &gt;4mm)</p>
IV	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Entwicklung einer Arthrosis deformans</li> <li>- Abflachung des Hüftkopfes</li> <li>- Gelenkspaltverschmälerung</li> </ul>

Stadienabhängig zeigt sich, wie wichtig für weitere therapeutische Schritte die MRT oder CT Untersuchung ist. Die Lokalisation, das Ausmaß und das Vorhandensein einer subchondrale Fraktur („crescent sign“) spielen bei der Behandlung im weiteren Verlauf eine wichtige Rolle (85). Reppenhagen et al. stellten einen diagnostischen Behandlungsalgorithmus auf. Dieser soll laut deutscher S3 - Leitlinie, Stand 2019, Anwendung finden. (72)

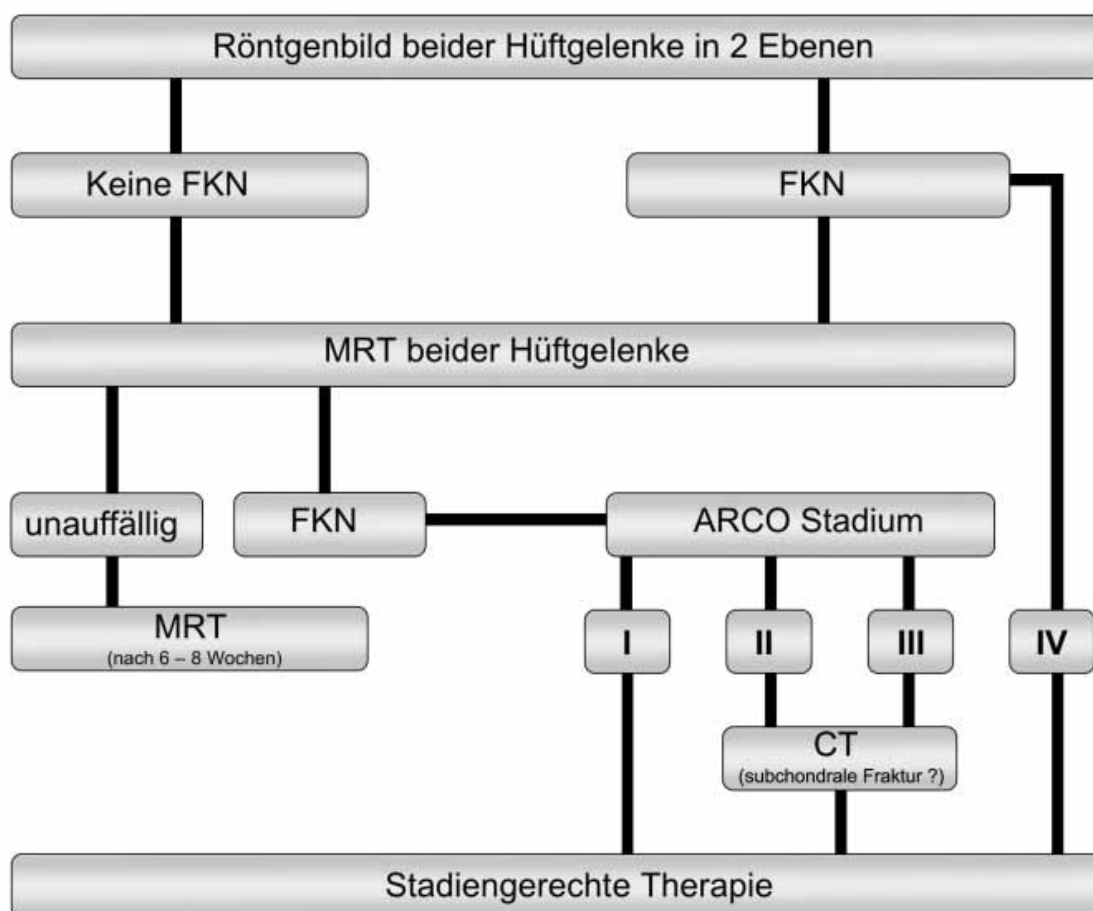


Abbildung 1: Behandlungsalgorithmus bei jungen Patienten mit Hüftgelenksbeschwerden über 6 Wochen

Quelle: (Reppenhagen, 2017)(72)

FKN Femurkopfnekrose; MRT: Magnetresonanantomographie; CT: Computertomographie ARCO-Stadium: Association Research Circulation Osseous

## **2.7 Therapie der Hüftkopfnekrose**

Bei rascher Progredienz der Krankheit und möglichem Einbruch des Hüftkopfes, ist eine rasche Therapieeinleitung unabdingbar (86) (87) (88,89). Die Lokalisation im Hüftkopf und das Ausmaß der bestehenden Nekrose sind dabei Prognosefaktoren für den voranschreitenden Gelenkkollaps (90). Lokalisierte Läsionen in der lateralen Hauptbelastungszone treten 60% häufiger auf als im medialen oder zentralen Bereich und sind größer (91). Diese zeigen sich oft bereits früh symptomatisch (92). Ohne ausreichende Therapie tritt der Gelenkkollaps bei ARCO Stadium 2 in ca. 80% der Fälle innerhalb der nächsten 2 Jahre auf (93). Kleine Läsionen von unter 30% des Kopf-Volumens im medialisseitigen Drittel zeigen bei konservativer Therapie eine vergleichsweise gute Prognose (94). Ist das laterale Drittel des Kopfes betroffen oder das Ausmaß über 50% des Kopf-Volumens, ist trotz asymptomatischer Patienten eine operative Therapie empfohlen (92). Operative Therapieansätze sollten schon in Frühstadien verfolgt werden, solange noch kein Einbruch des Hüftkopfes zu verzeichnen ist (70). Kommt es zu subchondralen Frakturen und Destruktion des Hüftgelenkes sind gelenkerhaltende operative Therapien nicht mehr möglich (87) (92). Hier stellt der Gelenkersatz mittels Hüft-Totalendoprothese den Standard dar (3).

### **2.7.1 Konservative Behandlungsmethoden**

#### **2.7.1.1 Entlastungstherapie und Analgesie**

Die konsequente Entlastungstherapie an Unterarmgehstützen des betroffenen Hüftgelenkes kommt in der Frühphase der Hüftkopfnekrose zum Einsatz. Einige Studien konnten jedoch keinen Erfolg der Behandlungsmethode nachweisen. Durch Entlastung erfolgte keine nachgewiesene Verbesserung der Schmerzsymptomatik, noch konnte das Voranschreiten der Erkrankung verhindert werden (92) (95). Zum Erhalt der Beweglichkeit spielt im gesamten Behandlungsverlauf und nach erfolgter Operation die Physiotherapie jedoch eine zentrale Rolle (87). Ausreichende Analgesie ist in allen Stadien der Hüftkopfnekrose notwendig. Weitere konservative Behandlungstechniken werden schon seit längerer Zeit kontrovers diskutiert (88).

## 2.7.1.2 Medikamentöse Therapie

### 2.7.1.2.1 Iloprost

Iloprost (Ilomedin®, Schering AG, Germany) ist ein Prostazyklin-Analogon, welches bei diabetischer Angiopathie, kritischer Ischämie bei peripherer Verschlusskrankheit und pulmonaler Hypertonie zugelassen ist (96). Es hat einen vasodilatativen, antiproliferativen und zytoprotektiven Effekt auf die glatte Muskulatur der Gefäßwände. Die medikamentöse Therapie mittels Iloprost wird bei Patienten im ARCO- Stadium I-II, die einer operativen Therapie ablehnend gegenüberstehen sowie ein erhöhtes Risikoprofil aufweisen, in Form eines „off label“ Einsatzes zur Reduktion des Knochenmarködems empfohlen. Besteht bereits eine subchondrale Frakturierung, ist die Anwendung nicht mehr möglich (97) (98) (99).

### 2.7.1.2.2 Bisphosphonate

Bisphosphonate sind metabolisch stabile Analoga des anorganischen Phosphats und werden zur Verbesserung der Knochendichte bei Osteoporose, Osteogenesis imperfecta, Morbus Gaucher und Osteoporose eingesetzt (100) (101). Durch Hemmung der Osteoklasten und Reduktion der Knochenresorption fördert es die Zunahme der Knochenmasse. Als „off label“ werden Bisphosphonate wie z. B. Alendronat (Fosamax®, Kohlpharma GmbH, Merzig, Germany) in den Frühstadien der aFKN eingesetzt. Es zeigt ähnliche Behandlungsergebnisse wie Iloprost bei kleinen Defekten unter 30% des Hüftkopf-Volumens. So kann es zur Verzögerung der Gelenkdestruktion führen und analgetisch wirken (102) (103) (104).

### 2.7.1.2.3 Sonstige medikamentöse Therapiekonzepte

Für die Verwendung von Antikoagulanzen, wie niedermolekularer Heparine oder Warfarin, fehlt die nötige Evidenz. Wenige vorhandene Studien schlossen teilweise nur eine bestimmte Patientengruppe ein oder es fehlten die nötigen Fallzahlen, um die Therapie als erfolgsversprechend zu werten (105) (46,49). Ähnliches gilt für die Anwendung von Statinen. Die Lipidsenker wurden durch Ajmal et al. (101) bei 3399 Patienten in einer retrospektiven Studie untersucht. Eine Wirksamkeit im Rahmen der Primärtherapie einer Hüftkopfnekrose konnte bisher nicht nachgewiesen werden.

### **2.7.1.3 Andere konservative Therapiekonzepte**

Hyperbare Sauerstofftherapie, Stoßwellentherapie und pulsierende elektromagnetische Felder zeigten in zahlreichen Studien ebenfalls nur leichtgradige symptomatische Konsequenzen (93,106-108).

### **2.7.2 Operative Behandlungsmethoden**

Kommt es trotz Ausschöpfung konservativer Behandlungsversuche zu anhaltenden Symptomen und einem Fortschreiten der Nekrose, sollte eine operative Therapie erfolgen. Der Versuch der gelenkerhaltenden Operationen steht hier in frühen Stadien im Vordergrund. Wichtig hierbei ist, dass das Gelenk noch erhalten ist und ein subchondraler Einbruch noch nicht stattgefunden hat. Ein gelenkerhaltender operativer Eingriff inkludiert dementsprechend die ARCO- Stadien I-III (109) (110). Die Wahl der geeigneten operativen Therapie ist dabei immer eine individuelle Entscheidung. Hierbei sind operative Erfahrung des Behandlers, Größe, Ort der Läsion und der Nekrose ausschlaggebend (94). Kommt es zum Einbruch des Femurkopfes mit Destruktion des Gelenkes und arthrotischen Veränderungen, ist ein endoprothetischer Gelenksersatz die letzte Behandlungsmöglichkeit und stellt den Goldstandard dar.

#### **2.7.2.1 Gelenkerhaltende Operationen**

##### **2.7.2.1.1 Entlastungsanbohrung (Core Decompression)**

Die retrograde Entlastungsanbohrung hat durch das Anbohren zum Ziel, mit einem Kirschner Draht oder Hohlbohrer durch den Schenkelhals in den Femurkopf zu einem Abfluss des Knochenödems und damit zu einer intramedullären Entlastung des Druckes zu führen. Dies geschieht unter Bildwandlerkontrolle. Hierdurch sollen Nekrosezellen entnommen und das Areal mit stammzellreichem Blut aufgefüllt werden. Man verspricht sich eine Ausheilung oder Stagnation des Prozesses. Auf eine Schonung des Gelenkknorpels ohne Perforation ist zu achten (111).



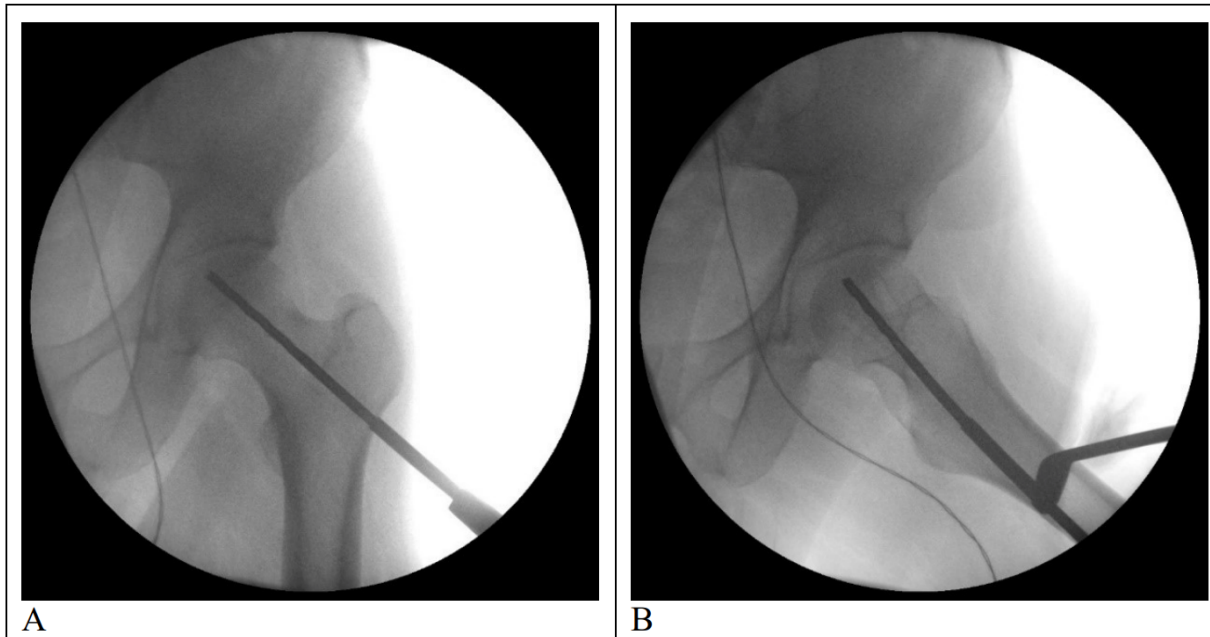


Abbildung 2: Intraoperative Röntgendurchleuchtung einer Core Decompression a.p.

Quelle: D.C: Wirtz; 2003 (111)

ap: anterior-posteriorer Strahlengang; (A) und axial (B)

Postoperativ erfolgt eine Entlastung oder Teilbelastung für insgesamt mindestens 6 Wochen. Abhängig von den Ergebnissen einer radiologischen oder MR-tomographischen Kontrolle kann anschließend zur Vollbelastung übergegangen werden. Die Ergebnisse dieser Methode sind inhomogen. In vielen Stadien konnte zumindest eine Verzögerung des Voranschreitens der Nekrose erzielt werden (112). Insbesondere bei kleinen Läsionen in den Anfangsstadien zeigten sich gute Ergebnisse (113). Die Indikationsstellung ist dementsprechend auf das ARCO-Stadium I oder II beschränkt. Häufig kann eine „restitutio ad integrum“ nicht erzielt werden. Nachgewiesen werden konnte eine Verlangsamung des Spontanverlaufes und eine Schmerzlinderung (114). In ARCO- Stadien I und II sollte die CD als operative Behandlungsmethode in Betracht gezogen werden, in Stadium III nur zu analgetischen Zwecken (111) (114) (89,115).

#### 2.7.2.1.2 Knochentransplantation (Bone Graft)

Ähnliche Ergebnisse in ARCO- Stadium I und II zeigen gefäßgestielte Knochentransplantate der Fibula. Diese sind jedoch operativ aufwändig und sollten nur an Spezialkliniken durchgeführt werden (116). Ziel ist es, die nekrotischen Areale

zu entfernen und mit perfundiertem, autologen spongiösen Knochen aufzufüllen. Vergleicht man den vaskularisierten mit nicht vaskularisierten Fibulaspan, kann eine deutliche Therapieempfehlung für die vaskularisierte Technik evaluiert werden (117) (118).

### 2.7.2.1.3 Umstellungsosteotomie

Durch eine Varisierung, eine Valgisierung, eine Rotation, eine Flexion oder eine Extension des Schenkelhalses und des Hüftkopfes, wird hierbei die Nekrose aus der Hauptbelastungszone gebracht und damit der fortschreitende Prozess möglichst verlangsamt. Diese Eingriffe sind mit hohen Komplikationsraten verbunden, insbesondere die Rotationsosteotomien (119). Sie haben keinen kurativen Therapieansatz, sondern zielen darauf ab, eine Verzögerung des fortlaufenden Prozesses zu erreichen. Eine Wirksamkeit konnte nur für kleinere Läsionen nachgewiesen werden (119) (120).

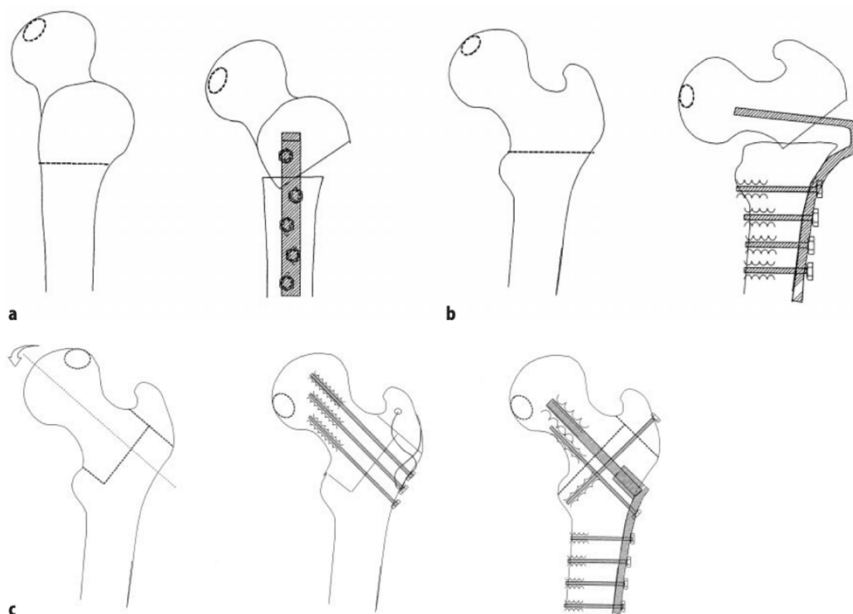


Abbildung 3: Darstellung der meist praktizierten Umstellungsosteotomien und Visualisierung der intraoperativen Komplexität

Quelle: M. Dienst; Mai 2000 (121)

## 2.8 Hüftendoprothetik bei der Hüftkopfnekrose

In fortgeschrittenen Stadien ARCO III-IV gilt die Hüftendoprothetik als Goldstandard. Der „Trend“ der steigenden Implantationszahlen von zementfreien Schaftprothesen, machte sich auch bei der Indikationsstellung der Hüftkopfnekrose bemerkbar (122-124). Die zementfreie Gradschaftprothese mit diaphysärer Verankerung im distalen Femur zeigt in vielen Studien sehr gute Ergebnisse und setzt damit den Standard (124). Johansson et al. führten im Jahre 2007 eine systematische Literaturrecherche durch (122). Sie verglichen aus Datenbanken der australischen, dänischen, neuseeländischen und schwedischen Gelenkregister Berichte über Hüftarthroplastien. Dabei schlossen sie nur Berichte über einen Zeitraum von 6-10 Jahren ein und verglichen die Überlebensrate der Implantate. Es wurden Patienten mit primärer Coxarthrose und Patienten mit aFKN verglichen. Dabei wurde die operative Versorgung vor dem Jahre 1990 zu nach 1990 verglichen. Insgesamt wurden 3277 Hüften in die Studie eingeschlossen; das durchschnittliche Alter betrug 44 Jahre. 41% der Schäfte wurden zementiert, 51% zementfrei implantiert und 7% waren Hybrid-TEPs. Sieht man sich die Ergebnisse der Implantate bei Patienten mit aFKN vor 1990 an, erkennt man mit 83%, bei einem mittleren Follow-up von 9 Jahren, einen deutlichen Unterschied zu denen nach 1990. Hier zeigte sich bei einem Follow-up von 6 Jahren eine 97% Überlebensrate. Dies zeigt, dass vor 1990 deutlich höhere Revisionsraten bei Patienten mit aFKN mit 17% zu verzeichnen waren. Nach 1990 war diese reduziert auf 3% und damit vergleichbar zu denen der Coxarthrose (95-97% Überlebensrate nach 6 Jahren) (122). Ritter et al. verglichen in einer Studie Patienten mit Hüftkopfnekrose idiopathischer, alkoholinduzierter und hypersteroidaler Genese. Bei allen Patienten wurde eine zementierte Operationstechnik zur Verankerung der Schaftkomponente durchgeführt. Bei gleichem Follow-up zeigten die drei gebildeten Gruppen ähnliche Lockerungsraten aber im allgemeinen gute Ergebnisse, im Vergleich zur Kontrollgruppe der Coxarthrosepatienten (125). Andere Studien betrachteten ebenfalls systemische Grunderkrankungen und andere Risikofaktoren, die womöglich zu Revisionen führen konnten. Es wurde festgestellt, dass Niereninsuffizienz/Nierentransplantation, Morbus Gaucher und Sichelzellanämie ebenfalls das Risiko einer Revision erhöhen (122). Bei Patienten mit HIV konnten zumindest Kurzzeitstudien (Mean Follow-Up 14 und 19,5 Monate) auf gute Ergebnisse bauen. Aufgezeigt wurde der schnellere Krankheitsverlauf, von Diagnosestellung (im Mittel 2,5 Jahre vs. 4 Jahren ohne HIV- Infektion) bis zur Operation. Die Patienten

waren im allgemeinen jünger, jedoch unterscheiden sich die Revisionsraten und Gründe nicht zu Patienten ohne HIV Infektion (126,127).

### **2.8.1 Kurzschafftendoprothetik bei der Hüftkopfnekrose**

Die Revisionsgründe der Implantatkomponenten bei der Hüftkopfnekrose decken sich hinsichtlich ihrer Genese mit denen der Coxarthrosepatienten (125). Luxation, periprothetische Fraktur, periprothetische Infektion und aseptische Lockerung sind hier aufzuführen (128). Das junge Patientenalter bei der Indikationsstellung zur operativen Therapie ist der Hauptgrund für Folgeeingriffe (129). Dies macht eine Betrachtung der Kurzschafftendoprothesen und damit im Verlauf vereinfachten Revisionsoperationen, mit geringerem Knochen- und Weichteilschaden unerlässlich. Da sich die nekrotischen Areale bis in das proximale Femur erstrecken können, zweifeln die Kritiker der Kurzschafftendoprothetik an einer biomechanisch stabilen Verankerungsmöglichkeit (130). Durch ihre proximale Krafteinleitung sollen erhöhte Sinterungsraten und frühzeitige aseptische Lockerungen gehäuft auftreten. Unter Berücksichtigung der gegenwärtig verfügbaren Literatur wird deutlich, dass Studien mit längerem Follow-up nötig sind, um die initial guten Ergebnisse einzelner Kurzschafftimplantate zu bestätigen (131) (12,132). Die Mehrzahl der Studiendesigns bezieht sich ausschließlich auf klinische Ergebnisse, wie z.B. dem Harrys-Hip-Score und vergleicht Revisionszahlen. Die Migration jedoch stellt einen guten Parameter für die Primärstabilität am Röntgenbild dar, weshalb diese berücksichtigt werden sollte(62).

## **3 Material und Methoden**

### **3.1 Die optimys®-Kurzschafftendoprothese**

Die optimys®-Kurzschafftendoprothese zählt zu den Schenkelhals teilerhaltenden Implantaten (133). Das Design des Schaftes ist anhand einer anatomischen Analyse von 2D-Röntgen und 3D-CT Bildern entwickelt worden. Der Schaft legt sich mit seiner konischen Form in 3 Ebenen entlang des Adamschen Bogens, entsprechend der individuellen Anatomie des Patienten an. Das spezielle Schaftdesign ermöglicht einen guten Knochenkontakt an der lateralen Kortikalis im Bereich der Diaphyse und der proximalen medialen Kortikalis entlang des Kalkars (48). Die Ausrichtung der Prothese erfolgt entlang des Kalkar femorale und wird so individuell bei jedem Patienten platziert. Die Verankerung erfolgt als klassische Dreipunktverankerung, kann aber in einigen Fällen auch nach dem „Fit- and Fill-Prinzip“ erfolgen (48). Durch die knochensparende Platzierung und das kleine Prothesendesign, bleibt der Knochen der Trochanter major Region intakt. Die konische Form gewährleistet eine zusätzliche Rotationsstabilität, was in Kombination ein Absinken des Schaftes verhindert (133). Ein verbesserter Bewegungsumfang wird durch den trapezoidal geformten Hals erreicht, da ein Prothesenhals-Pfannen-Impingement verhindert wird. Der Konus des Halses entspricht mit 12/14 dem Standard. Durch das Design des Schaftes und dessen Verankerung, kann ein physiologisches Offset rekonstruiert werden, welches eine Verbesserung der postoperativen Funktion und Reduktion von glutealer Muskelinsuffizienz mit sich bringt (48).

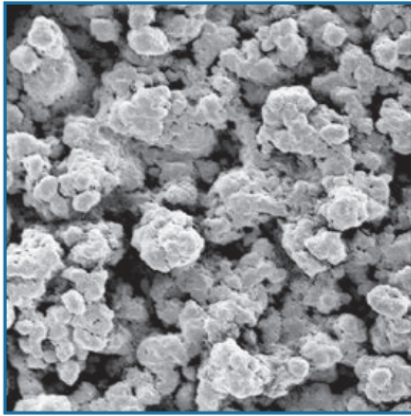


Abbildung 4: Darstellung des konischen Designs der optimys®-Kurzschafteendoprothese (15)

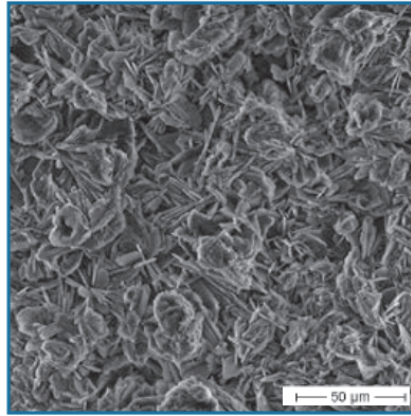
Die dreifach konische Form ist rot dargestellt

Quelle: S. Mai et al. OUP 2013(15)

Mit Ausnahme der Prothesenspitze und des Halses, ist auf dem Schaft eine 2-lagige bioaktive Beschichtung aufgetragen. Die Funktionen der aufgetragenen Beschichtung sind zum einen die Vergrößerung der Oberfläche des Schaftes und eine somit verbesserte und stabilere Verankerung. Dies gelingt durch eine ca. 250 $\mu$ m dicke und raue Titan-Plasma-Spray Beschichtung. Eine weitere Funktion ist die Unterstützung der Osseointegration der Prothese im Knochen. Diese Beschichtung ist ca. 15-20 $\mu$ m dick und besteht aus Kalzium-Phosphat, welche wie eine Hydroxylapatit-Beschichtung wirkt und sich innerhalb von 6 Wochen resorbiert (15). Hierdurch soll gerade in der wichtigen Phase nach der Implantation ein deutlich höherer Knochen-Implantat-Kontakt gewährleistet werden (134) (135).



Titan-Plasma-spray (TPS)



Calciumphosphat (CaP)

*Abbildung 5: Darstellung der beiden Oberflächenbeschichtungen, die jeweils auf den Schaft aufgetragen werden*

*Quelle: Produktinfo optimys® Mathys AG Bettlach, Schweiz (136)*

Die Schäfte sind in den Größen von 1 bis 12 erhältlich, wobei es zwei unterschiedliche Varianten gibt um das Offset so anatomisch wie möglich zu rekonstruieren. Eine standard- oder eine laterale Version kann gewählt werden. Die Halslänge der Prothese nimmt jeweils um 1,4 mm bei steigender Schaftgröße zu. Durch die laterale Schaftvariante kann der Drehpunkt der Prothese um 5 mm nach außen verschoben werden ohne dabei Einfluss auf die Beinlänge zu nehmen (48).

1

2



Abbildung 6: Schematische Darstellung der Standard- und lateralisierten Version des optimys-Schafts

Legende: 1 = Standard-Ausführung; 2 = Laterale Ausführung

Quelle: Operationstechnik optimys<sup>®</sup>, Mathys AG Bettlach, Schweiz (137)

### 3.2 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv wurde aus einer prospektiven klinischen Studie aus der Datenbank der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des St. Josefs-Hospital in Wiesbaden herangezogen. Es wurden konsekutiv alle Patienten mit einer HKN, welche mittels Kurzschaft-Hüftendoprothetik versorgt wurden, eingeschlossen. In der Klinik erfolgte die operative Therapie aller Hüftendoprothesen sowie die Nachuntersuchungen und Anfertigungen der Röntgenbilder. Die operativen Eingriffe erfolgten über 4 Jahre zwischen dem 27.05.2011 und dem 20.04.2015. Der Median der operativen Eingriffe war der 20.09.2013. In die Studie konnten 40 Patienten aufgenommen werden, die den Anforderungen entsprachen. Das mittlere Follow-up lag bei 4 Jahren bzw. 48.1 Monaten (SD 20.7). 22 (48.9%) der Implantationen erfolgten bei Frauen. 23 (51.1%) der implantierten Endoprothesen erfolgten bei Männern. Es wurden 45 (100%) endoprothetische Versorgungen durchgeführt (Abbildung 7). Fünf der Versorgungen waren bilateral. Es erfolgte eine linksseitige Versorgung bei 25 (55.6%) Patienten und rechtsseitig bei 20 (44.4%) Patienten.



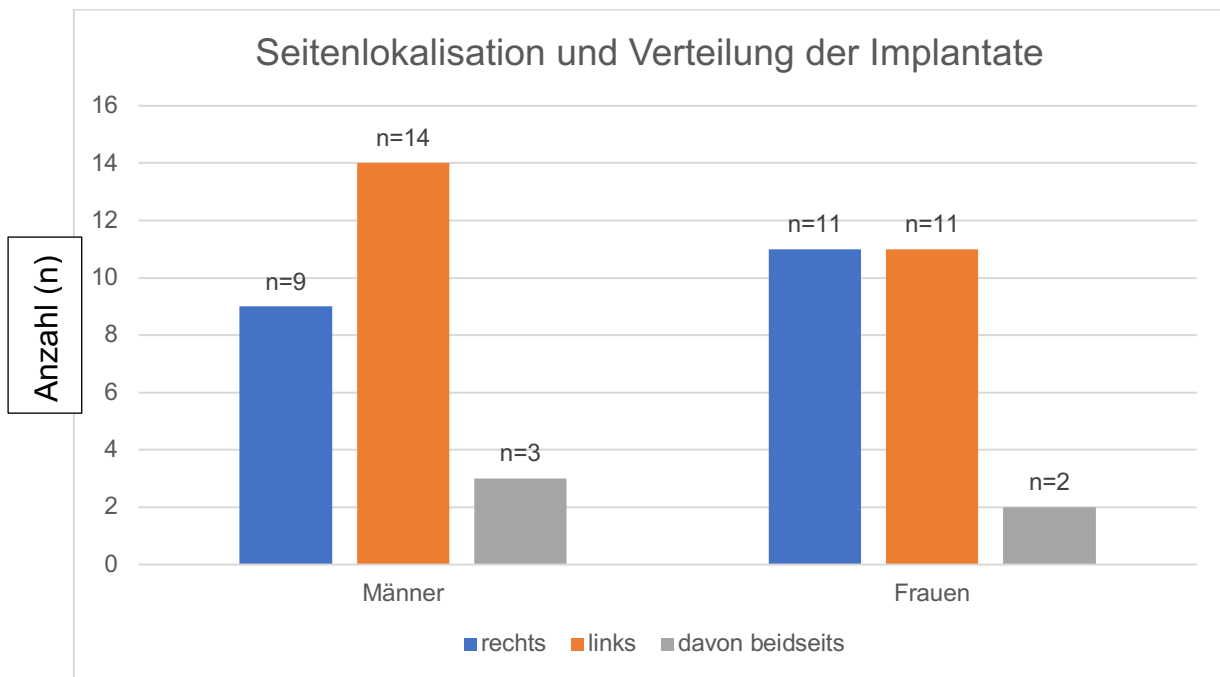


Abbildung 7: Seitenlokalisierung und Verteilung der Implantate nach Geschlecht

Das Durchschnittsalter der Patienten entsprach 61.1 Jahre (SD 13.5; Abstand 19.5-80.5). Frauen zeigten im Durchschnitt ein Lebensalter von 63.2 Jahren (SD 12.8). Männer waren im Mittel mit 59.0 Jahren (SD 14.1) jünger. Zum Operationszeitpunkt lag die mittlere Körpergröße des Kollektivs bei 174,2 cm (SD 11.23), das mittlere Körpergewicht bei 86kg (SD 21.04). Der mittlere Body-Mass-Index (BMI) entsprach im betrachteten Kollektiv 28,1 kg/m<sup>2</sup> (SD 5.1 kg/m<sup>2</sup>). Männer wiesen dabei einen mittleren Body-Mass-Index von 29,4 kg/m<sup>2</sup> (SD 5.6) auf, Frauen von 26.4 kg/m<sup>2</sup> (SD 4.3). Alle implantierten Endoprothesen hatten einen Kopfumfang von 28 mm.

### 3.2.1 ARCO Stadien und Krankheitsgenese

Die ARCO-Stadien wurden anhand der nativ röntgenologischen Bilder eingeteilt. Es wurden mit 87% (n=39) deutlich mehr Patienten mit einer Hüftendoprothese im ARCO-Stadium 4 versorgt, als im ARCO-Stadium 3 (13%; n=6) (Abbildung 8).

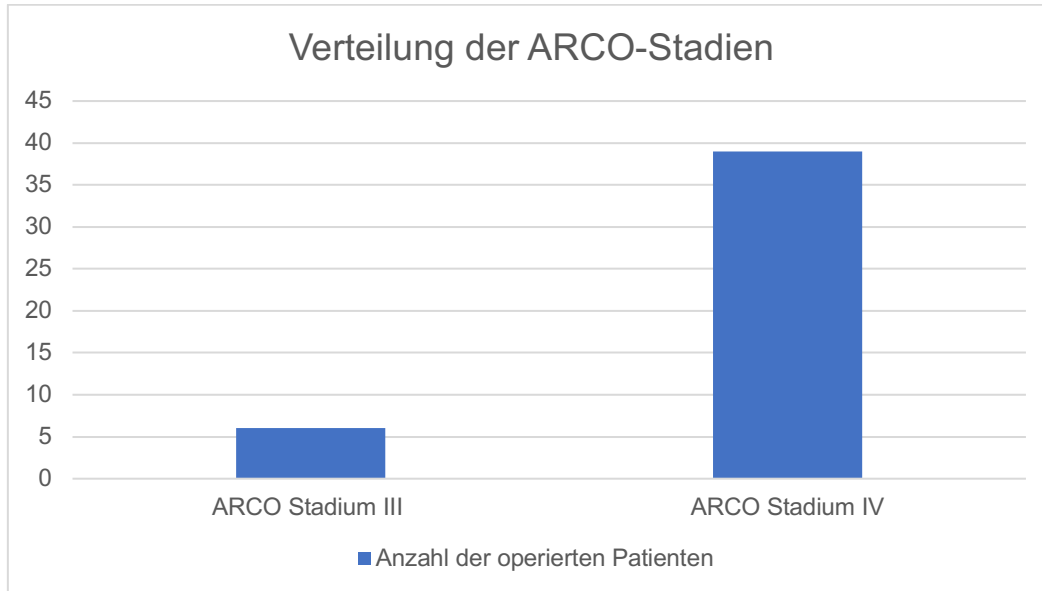


Abbildung 8: Verteilung der ACRO Stadien innerhalb der Studienpopulation

ARCO: Association Research Circulation Osseous

Bei 26 Patienten (65%) konnte keine spezifische Ursache für die Hüftkopfnekrose angegeben werden, es lagen anamnestisch keine Risikofaktoren vor (Abbildung 9). Bei fünf der Patienten lag ein Frakturgeschehen in der Vorgeschichte (12,5%) zugrunde. Drei Patienten zeigten in der Anamnese eine Therapie mit Kortikosteroiden in der Vorgeschichte (7,5%). Bei 3 Patienten war anamnestisch ein Nikotinabusus bekannt (7,5%). Die restlichen Patienten wiesen Risikofaktoren wie Diabetes mellitus, Alkoholabusus und Vorbestehen einer Epiphysiolysis capitis femoris auf.

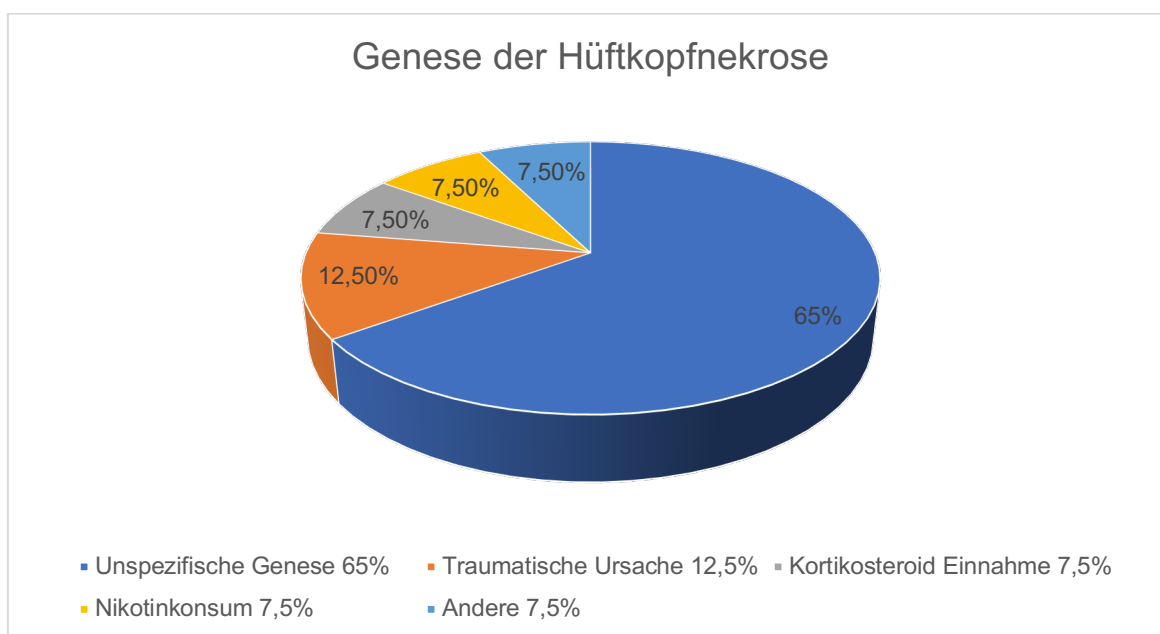


Abbildung 9: Kreisdiagramm zur Darstellung der verschiedenen Ursachen der Hüftkopfnekrose

### 3.2.2 Implantatkontakt an der lateralen Kortikalis

Um Rückschlüsse über den Einfluss einer Unterdimensionierung des Schaftes bei der HKN zu ziehen, wurden zwei Gruppen anhand des direkt postoperativen Röntgenbildes eingeteilt und miteinander verglichen. Eine Gruppe mit lateraler Abstützung der Prothesenspitze oder dem distalen Schaftende (n=33) an der lateralen Kortikalis. Eine weitere ohne entsprechenden lateralen Kontakt (n=12).

### 3.2.3 Ein- und Ausschlusskriterien für die Studie

Voraussetzungen für den Einschluss in die Studie war eine Mindest-Follow-Up-Zeit von 2 Jahren und mindestens 3 voneinander unabhängige Röntgenbilder in der Nachuntersuchung. Für die Messungen erfolgten standardisierte a.p. Übersichtsaufnahmen des Beckens an definierten Zeitpunkten. Die Patienten mussten mindestens 18 Jahre alt sein und eine diagnostizierte Hüftkopfnekrose im ACRO Stadium III-IV aufweisen. In den meisten Fällen lag zum Operationszeitpunkt ein MRT zur Diagnosefindung vor. Alle angefertigten Röntgenbilder wurden ohne Auflösungsverlust als JPEG Datei gespeichert und vermessen. Ein Patient konnte nicht in das Kollektiv aufgenommen werden, weil der Anreiseweg zu lang war. Dieser war jedoch mit der Versorgung sehr zufrieden.

### 3.2.4 Operative Behandlung

Bei allen Patienten erfolgte die Operation über einen minimalinvasiven und weichteilschonenden antolateralen Zugangsweg(138). Alle Operationen wurden von erfahrenen Hauptoperatoren durchgeführt. Es erfolgte 30 Minuten vor der Operation die Gabe von 1,5 g i.V. Cefuroxim (Einmalgabe) als Infektionsprophylaxe. Noch am Operationstag wurden die Patienten unter physiotherapeutischer Anleitung unter Vollbelastung mit Zuhilfenahme der Unterarmgehstützen mobilisiert. Thromboseprophylaxe erfolgte, sofern keine Kontraindikationen vorlagen am Operationstag mittels niedermolekularem Heparin Clexane® 40mg s.c. (Enoxaparin-Natrium; Sanofi-Aventis Deutschland GmbH; Frankfurt; Germany). Ab dem zweiten postoperativen Tag bis zum 28. postoperativen Tag erfolgte die Antikoagulation der Patienten mittels Pradaxa® 110mg (Dabigatranetexilat; Böhringer, Ingelheim; Germany) 2x täglich. Eine Ossifikationsprophylaxe erfolgte mittels einem COX-2 Hemmer, Arcoxia® 90mg (Etoricoxib; MSD Sharp & Dohme GmbH; Haar, Germany) 1x täglich.

### 3.3 EBRA-FCA-Messverfahren

Als Betriebssystem, um die graphische Benutzeroberfläche des EBRA-FCA Programms zu nutzen, wird Windows benötigt (mindestens Windows 95). Die speziell entwickelte Software erlaubt einen geometrischen Vergleich mittels Passpunktsystem. Das Programm ist in der Lage, die Schaftkontur in Relation zum Femurschaft und Kopf zu setzen und Veränderungen im zeitlichen Verlauf darzustellen. Ein Vergleichbarkeitsalgorithmus ermöglicht es, die geometrischen Figuren durch ein virtuelles Bezugssystem zu errechnen (53,62). Im Rahmen der Auswertung des Programms EBRA-FCA können verschiedene Parameter festgelegt werden. Die Voreinstellungen der durchgeführten Messungen waren wie folgt: Die Kaudalmigration (Subsidence) wurde auf den Trochanter major als Referenz bezogen, der Vergrößerungsfaktor durch den Prothesenkopf bestimmt.

### **3.3.1 Ablauf der Messungen**

Um die Migration des Prothesenschaftes durch das EBRA-FCA Programm zu bestimmen, benötigt die Software mindestens eine Serie von drei Röntgenbildern pro Hüftgelenk. Die Veränderungen können nur bei Bildern gemessen werden, die miteinander vergleichbar sind. Weichen diese zu stark voneinander ab, werden sie für die spätere Auswertung vom Programm ausgeschlossen (53,139). Bei dieser Studie wurden festgelegte Röntgenintervalle bei Patienten von direkt postoperativ (1), 6 Wochen postoperativ (2) und mindestens 24 Monate postoperativ (3) gefordert. Das erste postoperative Bild gilt als Referenz für die weitere Serie. Ziel war es, das letzte angefertigte Bild (mindestens 24 Monate nach dem operativen Eingriff) und die dazwischen liegenden Bilder (mindestens eins) mit dem ersten angefertigten Bild zu vergleichen. Werden mehr Bilder in die Serie eingefügt, erhöht dies die Genauigkeit der Werte innerhalb der Messreihe.

Die Messung erfolgt in 2 Schritten. Im ersten Schritt werden mit dem Cursor die Messpunkte so genau wie möglich anhand der anatomisch festgelegten Punkte markiert. Hieraus entstehen Rohdaten, die für die Migrationsbestimmung von der Software verwendet werden. Diese entstandenen Rohdaten werden in ein separates Programm (FCA-GRAF) eingespeist, und es werden alle Bilder einer Röntgenserie berechnet und graphisch dargestellt.

### **3.3.2 Landmarkenbestimmung am digitalen Röntgenbild**

Bevor die anatomische Markierung der Referenzpunkte am Röntgenbild erfolgte, konnte durch die Software eine Kontrastverstärkung zur besseren Beurteilung der knöchernen Strukturen und Prothesen-Knochengrenze durchgeführt werden. Die Basisdaten wurden für jede Röntgenserie und jedes Bild der Patienten manuell eingegeben. Neben den Patientendaten wurden der Aufnahmezeitpunkt des Röntgenbildes und der Kopfdurchmesser der Endoprothese eingegeben. Hiernach wurden die Landmarken und Referenzlinien für die Messung bestimmt. Mit mindestens 4 Punkten wurde der Umriss des Prothesenkopfes vermessen. Das Programm fordert hier mindestens 3 Referenzpunkte (Abbildung 10).

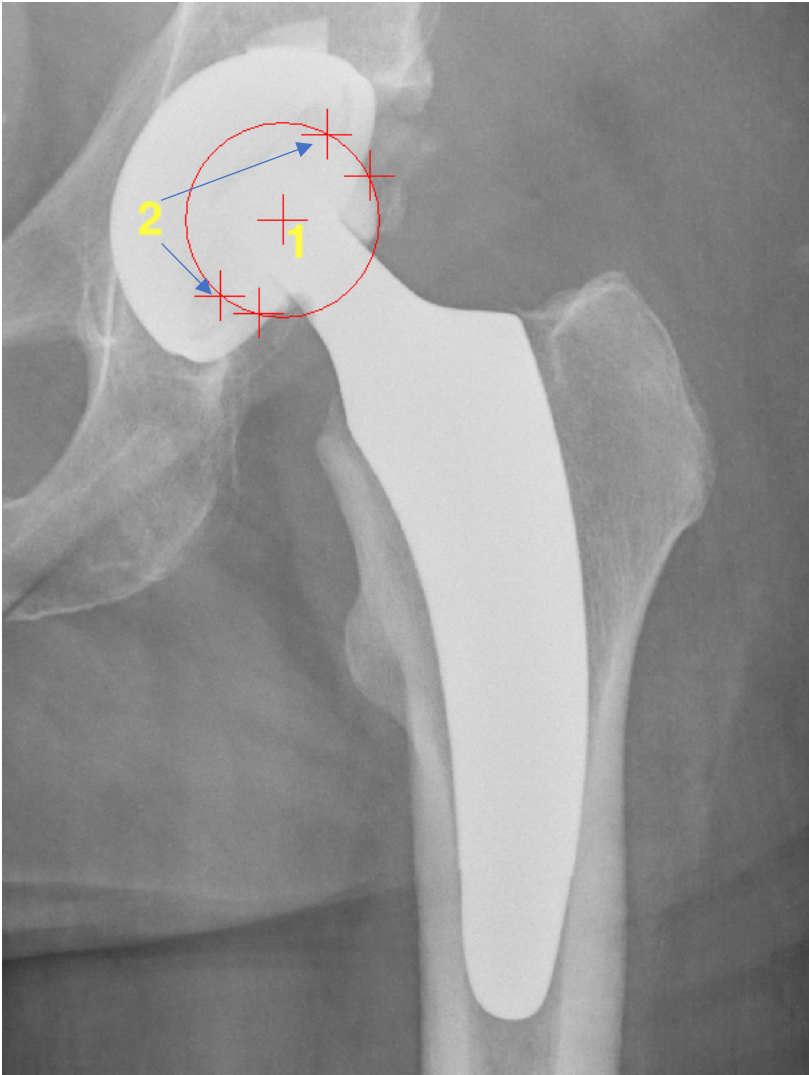


Abbildung 10: Markierung des Prothesenkopfes als Größenreferenz (Durchmesser 28mm)

Legende: 1: Prothesenkopf 2: Festlegung der Referenzpunkte am Prothesenkopf

Als nächster Schritt erfolgte die Bestimmung der Prothesenachse. Sie wurde durch zwei Geraden bestimmt, welche von den lateralen und medialen Punkten des kaudalen Endes der porösen und sichtbaren Schaftbeschichtung zum lateralen Eckpunkt der Prothesenschulter verläuft (Abbildung 11). Bei der Ermittlung der Schaftachse wurde mit hoher Präzision gearbeitet. Durch die beiden entstandenen Referenzlinien konnte das Programm die Schaftachse selbst bestimmen. Der Punkt der Prothesenschulter wurde durch die drei Schnittlinien (Schaftachse, mediale und laterale Referenzlinie) gebildet. Dies garantierte eine Reproduzierbarkeit für alle Messungen.

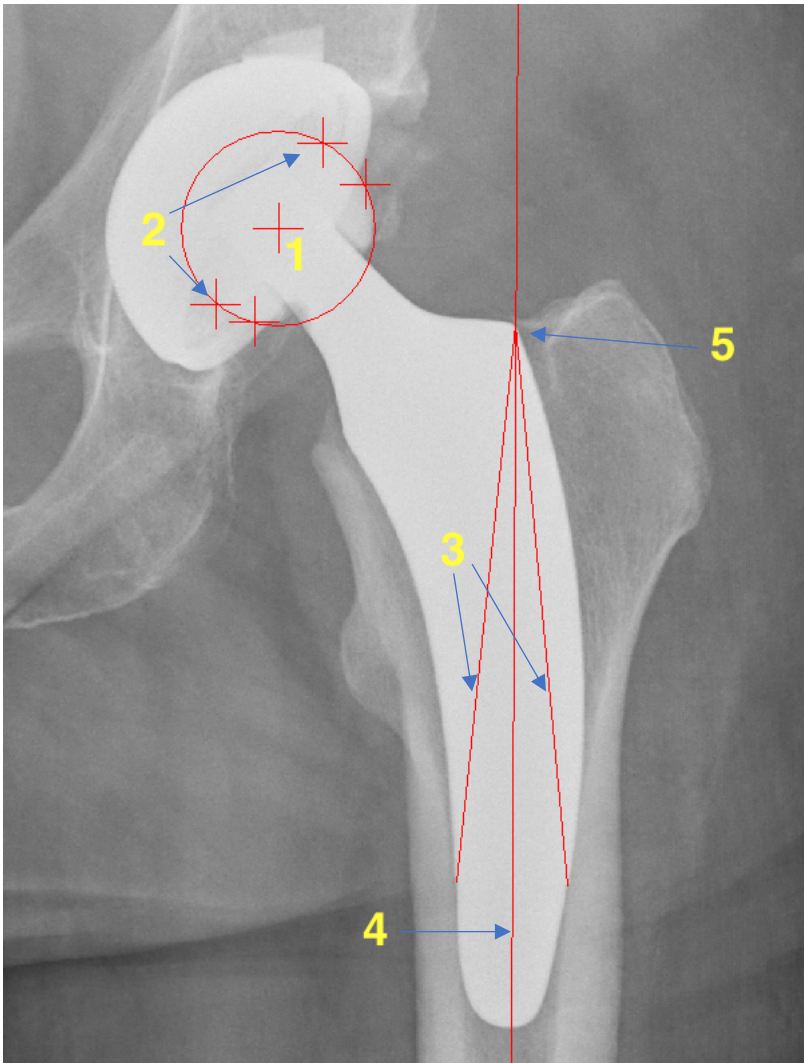


Abbildung 11: Markierung des Prothesenkopfes sowie der Prothesenschaftachse

Legende: 1: Prothesenkopf 2: Einzeichnung der Referenzpunkte des Prothesenkopfes 3: Zwei Geraden zur Bestimmung der Schaftachse 4: Berechnete Schaftachse 5: Prothesenschulter

Als nächster Punkt wurde vom Programm der Hauptreferenzpunkt zur Berechnung der Sinterung festgelegt. Dieser bezog sich auf die Spitze des Trochanter majors (Abbildung 12). Durch dessen Einzeichnung entstand eine parallele Referenzlinie zu dem Punkt der davor ermittelten Prothesenschulter. Nach dieser Bestimmung wurde durch zwei parallele Tangenten der Trochanter minor eingegrenzt. Als nächstes wurde die Prothesenspitze markiert. Nach der Festlegung des distalen Referenzpunktes, wurden vom Programm drei weitere proximale, parallel zur horizontal verlaufenden Linie (der Prothesenspitze) vorgeschlagen. Hier wurden an den Schnittpunkten des medialen und lateralen kortikalen Randes des Femurs mit den Horizontallinien durch Festlegen von 8 Referenzpunkten die Femurkontur markiert.

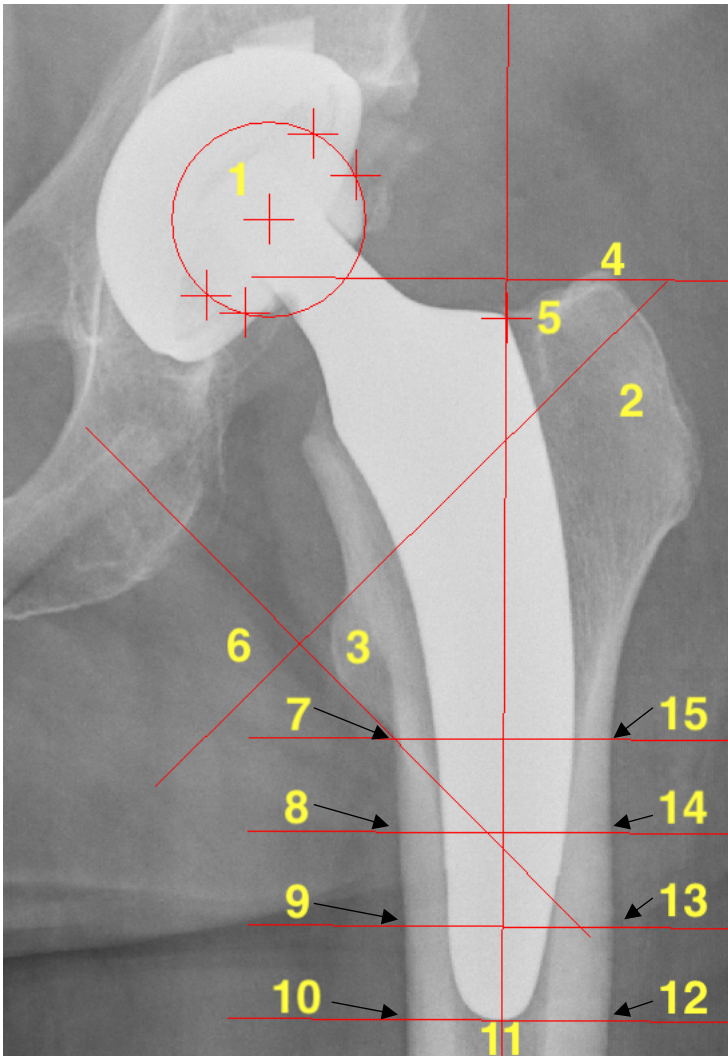


Abbildung 12: Anatomische Landmarkenmarkierung am Röntgenbild

Legende: 1: Prothesenkopf 2: Trochanter major 3: Trochanter minor 4: Referenzlinie der Trochanter Spitze 5: Prothesenschulter 6: Tangenten zur Begrenzung des Trochanter minor 7-10: Mediale Referenzpunkte 11: Prothesenspitze 12-15: Laterale Referenzpunkte

Die aus den Referenzpunkten festgelegten Datensätze eines jeden Röntgenbildes wurden am Ende jeder Messung gespeichert. Diese Datensätze der einzelnen Röntgenbilder wurden für jede Prothese in einer Röntgenserie zusammengeführt und die Wanderungsparameter durch das Programm errechnet.

### 3.3.3 Berechnung der graphischen Darstellung

Um die Migrationsparameter im zeitlichen Verlauf darzustellen wurde das Programm FCA-GRAF verwendet, welches die Ergebnisse numerisch aufführt. Die Daten



wurden in Form von vier Diagrammen (Abbildung 13) und einer Tabelle durch das Programm dargestellt.

EBRA / FCA - GRAPHICS 2008		TABLE									
TOTAL NUMBER OF X-RAYS: 5		SIDE OF REPLACEMENT: left									
TIME LIMIT: 60 months		PERIOD OF OBSERVATION: 24 months									
		Subsidence related to Major Troch. / Shoulder									
		Magnification computed by head radius (individ.)									
FCA - PARAMETERS WITH DIAGRAM-DISCONNECTION-FLAG (0/1)											
(dots instead of values mark incomparable radiographs)											
months	flag	medial distances 1-4				lateral distances 5-8				angle	Subsidence stem/bone
0	0	00,0	00,0	00,0	00,0	00,0	00,0	00,0	00,0	00,0	00,0
1	0	00,0	00,1	00,1	00,1	00,1	00,1	00,0	-00,1	00,2	-00,1
6	0	-00,3	00,5	00,4	00,7	00,4	00,2	00,1	-00,4	01,2	-00,5
12	0	-00,5	00,8	00,6	01,2	00,6	00,3	00,1	-00,6	02,0	-00,9
24	1	-00,8	00,9	00,8	01,5	00,7	00,7	00,3	-00,5	02,5	-01,5

Abbildung 13: Beispiele einer tabellarischen Darstellung der EBRA-FCA

EBRA-FCA: Einzelbild-Röntgen-Analyse – Femoral-Component-Analysis

Legende: 1: Zeitlicher Verlauf in Monaten 2: Medialer Abstand zur Femurkortikalis im zeitlichen Verlauf 3: Lateraler Abstand zur Femurkortikalis im zeitlichen Verlauf 4. Ausmaß der Kippung der Prothese in der Frontalebene in Grad 5. Kaudalmigration (Subsidence) in mm

In der Tabelle (Abbildung 13) die durch das Programm nach Dateneingabe erstellt wurde, sind Informationen enthalten zu: Patientendaten, Operationsseite, Anzahl der Röntgenbilder in einer Serie, Beobachtungszeitraum in Monaten, Kaudalmigration (Subsidence) in mm, Veränderung der medialen und lateralen Abstände von Femurkortikalis und Schaftachse in mm, Ausmaß der Kippung der Prothese in der Frontalebene in Grad. Die Tabelle zeigte noch zwei weitere Informationen bezüglich der Vergleichbarkeit der Bilder untereinander. Dabei gibt die in der Tabelle dargestellte „Flag“ 0 oder 1 Auskunft, ob die Röntgenserie unterbrochen ist. Eine 1 zeigte, dass eine Bildserie bis zur darauffolgenden 0 eine Lücke aufwies. Dies hatte in dieser Studie jedoch keine Relevanz, da alle Messreihen separat dargestellt wurden. Hier zeigte sich also am Ende jeder Messreihe eine 1, jedoch ohne weitere Konsequenz. Ein Punkt

bedeutete, dass ein Bild vom Programm als nicht vergleichbar eingestuft wurde, also nicht zu verwerten ist. In der Tabelle stellte sich der erste Wert entsprechend dem ersten postoperativ angefertigten Referenzbild als eine Null dar. Alle folgenden Werte wurden von diesem subtrahiert, deshalb stellt ein negativer Wert die Sinterung des Schaftes dar. Eine valgische Abkipfung stellte sich ebenfalls als negativer Wert dar, eine varische Verkippung wurde mit einem positiven Vorzeichen dargestellt.

Unterschiede in der Vergrößerung einzelner Bilder innerhalb einer Messreihe wurden durch die Software automatisch erkannt und durch einen Vergrößerungsfaktor, der für jede Messreihe berechnet wurde, ausgeglichen. Dies war durch Abgrenzen des Kopfumfanges, darstellen der Prothesengröße und durch die davor angegebenen anatomischen Landmarken möglich (53).

Die graphische Darstellung gab ebenfalls Auskunft über den Beobachtungszeitraum und Anzahl der verglichenen Bilder innerhalb einer Messreihe. Hinzu kam das dargestellte Vergleichbarkeitslimit. Die vier Diagramme innerhalb der Abbildung 14 stellten Veränderungen dar, der medialen (oben links) und lateralen (oben rechts) Entfernungen sowie den Verlauf der Kaudalmigration (links unten) und des Schaft-Femur-Winkels (rechts unten), welcher anhand der medialen und lateralen Distanzen berechnet wurde. Der Abstand der horizontalen Rasterlinien zueinander beschrieb eine Veränderung von 1 mm (mediale und laterale Distanzen sowie Kaudalmigration) bzw. von  $1^\circ$  (Schaft-Femur-Winkel).

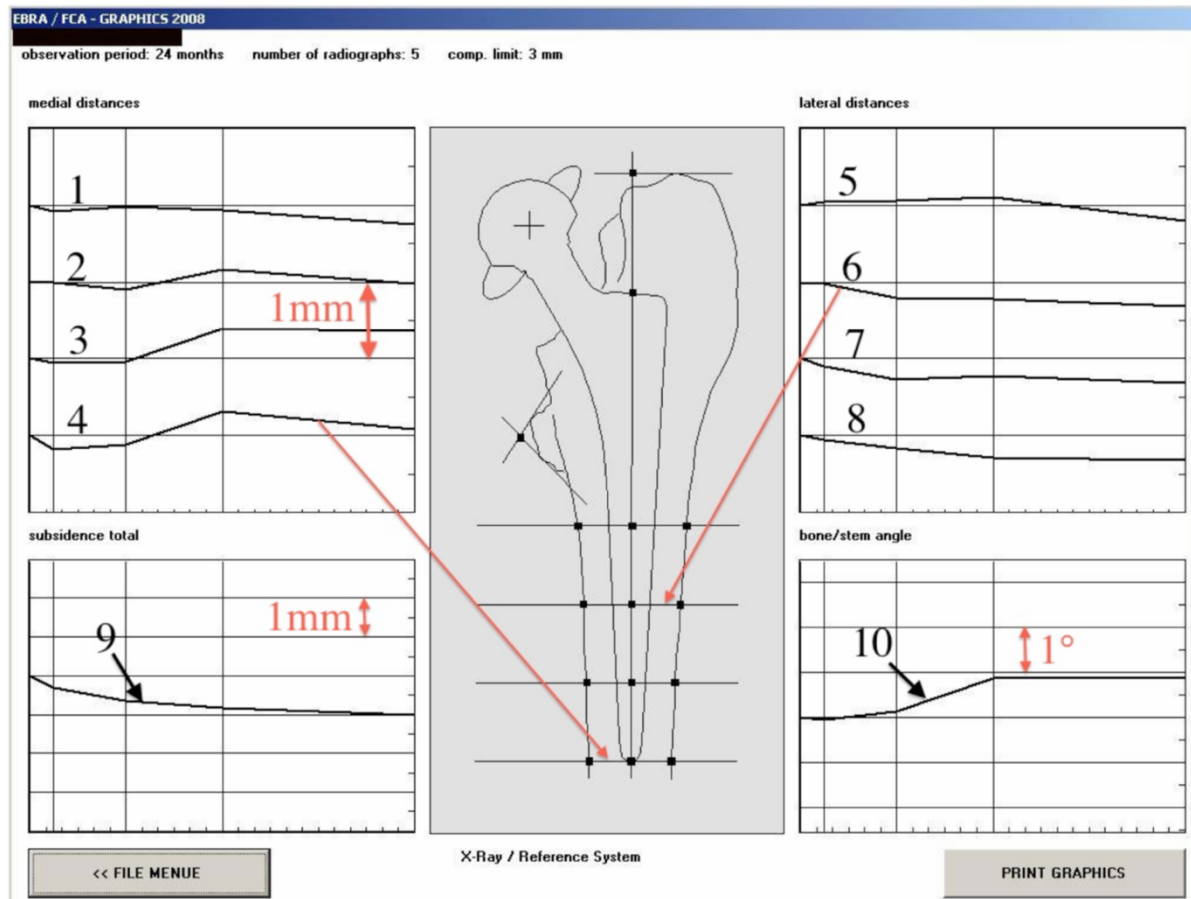


Abbildung 14: Sinterungsgraphik einer Schaftkomponente durch die EBRA-FCA

EBRA-FCA: Einzelbild-Röntgen-Analyse – Femoral-Component-Analysis

Legende: 1-4: Zeitlicher Verlauf der medialen Abstandsveränderungen, 5-8: Zeitlicher Verlauf der lateralen Abstandsveränderungen, 9: Zeitlicher Verlauf der absoluten Schaftsinterung, 10: Zeitlicher Verlauf der Veränderung des Schaft-Femur-Winkels

### 3.3.4 Validierung des Messverfahrens

Die Verwendung des konventionellen EBRA-FCA-Programms zur Analyse des Migrationsverhaltens des optimys®-Kurzschaftees innerhalb dieser Studie wurde durch Mitarbeiter der „Unit Geometry and CAD“ der Fakultät für Mathematik der Universität Innsbruck bestätigt. Außerdem wurde die Art und Weise der Markierung der benötigten Referenzpunkte (siehe Unterpunkt 3.3.2) durch Mitarbeiter beider Entwicklerinstitute, der Fakultät für Mathematik der Universität Innsbruck und der Orthopädischen Klinik der Medizinischen Universität Innsbruck validiert.

### **3.3.5 Datenanalyse und Statistik**

Die gewonnenen Patientendaten wurden initial in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel eingegeben (Version 16.36). Alle statistischen Analysen sind mit Zuhilfenahme des Programms SAS (Version 9.4; SAS Institute Inc., Cary, USA) ausgewertet worden. Die graphische Darstellung der Ergebnisse wurde ebenfalls durch das Programm Microsoft Excel (Version 6.36) erstellt. Die Ergebnisse wurden auf Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD) und Median untersucht. Für die Kaudalmigration war die letzte detektierte Messung ausschlaggebend. Sinterungsunterschiede wurden durch Anwenden des Wilcoxon-Zwei-Stichprobentests nicht parametrisch untersucht. Er setzt dabei keine Normalverteilung der Grundgesamtheit voraus, ist jedoch auf zwei Stichproben begrenzt (140). Eine statistische Signifikanz wurde bei einem p-Wert  $\leq 0,05$  angenommen. Zur besseren Darstellung des zeitlichen Verlaufs der mittleren axialen Migration wurde die lokale lineare Kernregression nach LOESS angewandt (lokal gewichtete Streudiagrammglättung). Diese stellt eines der bekanntesten linearen Regressionsmodelle dar (140).

### **3.3.6 Ethikantrag**

Ein positives Ethikvotum (Nummer FF 104/216) der Ethikkommission der Landesärztekammer Hessen lag vor Patienteneinschluss vor.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Beobachtungszeitraum

In dieser Studie wurden 40 Patienten mit 45 implantierten Hüft-Totalendoprothesen über einen durchschnittlichen Zeitraum von 48 Monaten (SD 20.65) beobachtet. Die Operationen erfolgten zwischen dem 27.05.2011 und dem 20.04.2015. Es wurden insgesamt 159 Röntgenbilder ausgewertet, was einem Mittel von 3.53 Bildern pro Patienten entspricht. Die Beobachtungszeiträume zur besseren Veranschaulichung und graphischen Darstellung betragen postoperativ (n=45), 3 Monate (n=38), 12 Monate (n=12), 24 Monate (n=29), 60 Monate (n=35). Hierbei wurden aussagekräftige Zeitintervalle für den Verlauf der Migration bestimmt. Das Zeitintervall für den 3-Monats- Zeitpunkt wurde von 2-6 Monate festgelegt. Das Zeitintervall für den 12-Monats- Zeitpunkt betrug 7-17 Monate.

### 4.2 Kaudalmigration

Die mittlere Kaudalmigration, für beide Geschlechter drei Monate postoperativ, lag bei 0.9 mm (SD 1.09, -4.93 bis +0.85 mm). 12 Monate nach Implantation zeigte sich eine durchschnittliche Sinterung von 0.72 mm (SD 1.33, -4.43 bis +0.62 mm). Zum 2-Jahres Zeitpunkt zeigte sich eine durchschnittliche Kaudalmigration von 1.67 mm (SD 1.67, -5.08 bis +1.62 mm). Nach 5 Jahren zeigte sich eine Schaftsinterung von durchschnittlich 1.48 mm (SD 1.68, -6.69 bis +0.76 mm). Das Ergebnis aller Patienten zum Zeitpunkt des jeweiligen letzten Follow-up ergab, bei einem Median von 46 Monaten postoperativ, eine mittlere Kaudalmigration von -1.56 mm (SD 1.77, -6.69 bis +1.62 mm). Das 95% Konfidenzintervall reicht dabei von -2.09 bis -1.03 mm. Der Sinterungsmedian der Schaftkomponenten ist mit 1.38 mm deutlich niedriger. Dieser Unterschied begründet sich in drei Extremwerten der Kaudalmigration (-5.04 mm, -5.15 mm und -6.69 mm) bei zwei Patienten (6.66%). Beide Patienten waren männlich, 40 und 42 Jahre alt. Einer der beiden Patienten wies bei einer beidseitigen Simultanversorgung starkes Sinterungsverhalten beider Schaftimplantate auf. Bei 20 Versorgungen (44.4%) zeigte sich eine Migration von über 1.5 mm im letzten Follow-Up. Die folgende Abbildung 15 stellt die Kaudalmigration der Schaftkomponenten im Zeitverlauf dar.

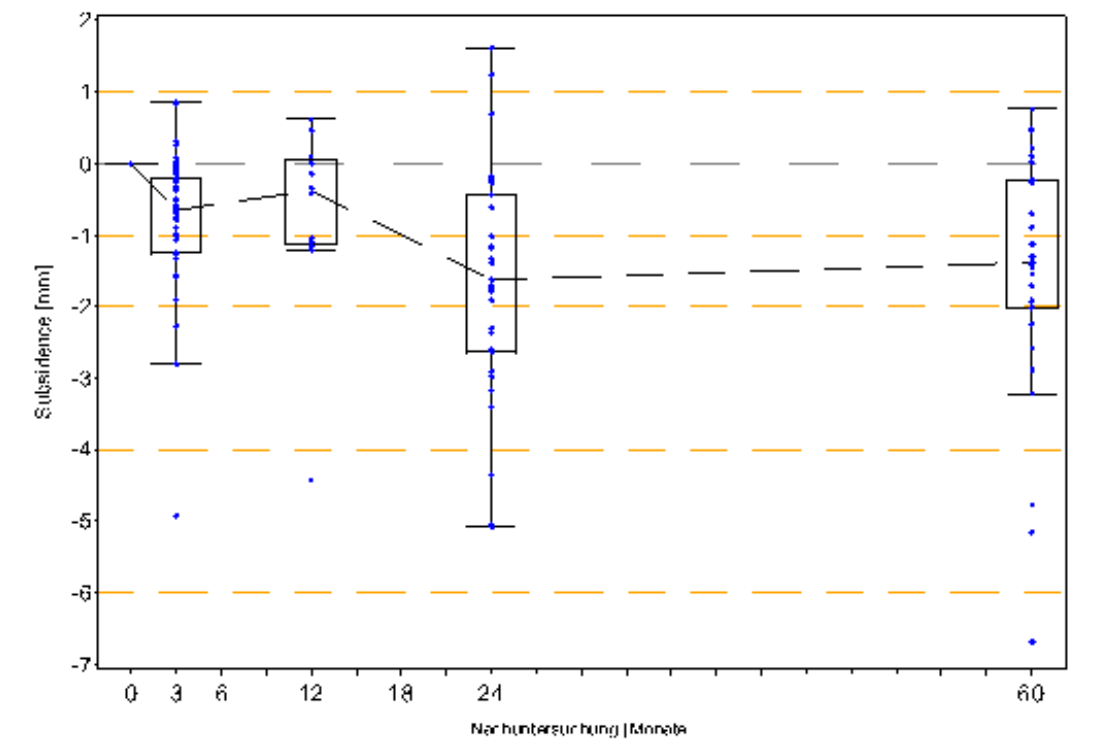


Abbildung 15: Box-Plot Darstellung der Sinterung in mm der optimys®-Kurzschaffendoprothese über die Zeit in Monaten

Betrachtet man die lineare Regression im zeitlichen Verlauf unter Glättung nach „Loess“ (141), so wird deutlich, dass nach einer initialen Kaudalmigration nach zwei Jahren eine Stabilisierung stattfindet (Abbildung 16).

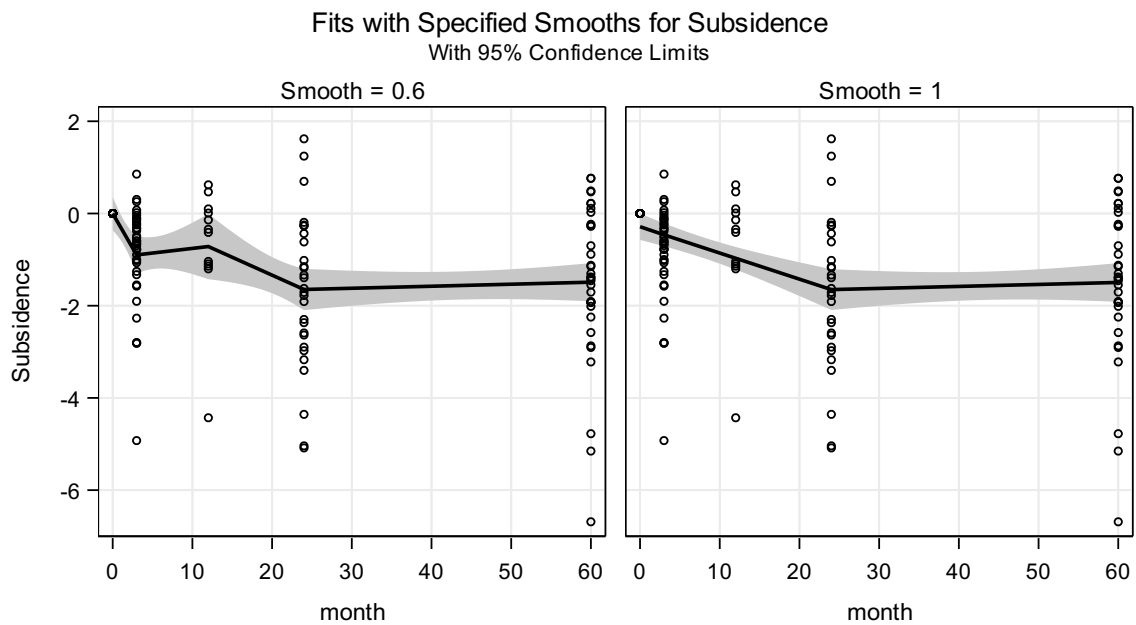


Abbildung 16: Darstellung der Stabilisierung der Schaftkomponente im zeitlichen Verlauf unter Glättung nach "Loess"

### 4.3 Einfluss des Geschlechts

In der Kaudalmigrationanalyse beider Geschlechter wird ersichtlich, dass es eine Tendenz zwischen Männern und Frauen gibt (Abbildung 17). Männer zeigen eine erhöhte axiale Migration in Vergleich zu Frauen, jedoch ohne statistische Signifikanz ( $p=0.08$ ). Drei Monate postoperativ zeigte die weibliche Gruppe eine Kaudalmigration von 0.45 mm (SD 0.55, -1.55 bis + 0.85 mm). Männer hingegen 1.35 mm (SD 1.31, -4.93 bis +0.3 mm). 12 Monate postoperativ wiesen Frauen eine axiale Migration von 0.58 mm (SD 0.56, -1.2 bis +0.10 mm) auf. Männer zeigten Werte von 0.9 mm (SD 2.08, -4.43 bis +0.62 mm). 24 Monate nach der Operation zeigte sich eine Sinterung von 0.86 mm (SD 1.39, -3.17 bis +1.62 mm) bei Frauen. Beim männlichen Geschlecht wurden Werte von -2.54 mm (SD 1.54, -5.08 bis +0.25 mm) nachgewiesen. 60 Monate nach der Operation zeigten sich Kaudalmigrationswerte bei Frauen von 1.13 mm (SD 1.2, -3.22 bis +0.76 mm). Nach 60 Monaten wiesen Männer Werte von -1.82 mm (SD 2.01 -6.69 bis +0.47 mm) auf. Vergleicht man die letzten Follow-Up Daten der einzelnen Geschlechter für die axiale Migration, weisen Frauen Werte von 0.98 mm (SD 1.42, -3.22 bis +1.62 mm) auf. Männer weisen Sinterungswerte von 2.11 mm (SD 1.92, -6.69 bis +0.47 mm) auf.

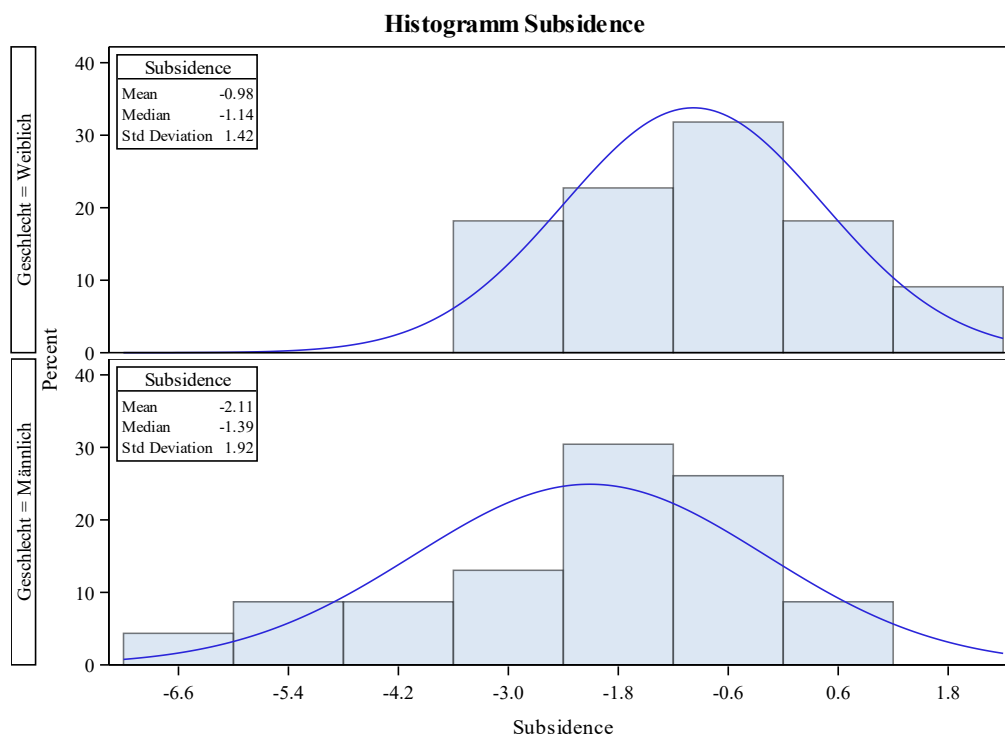


Abbildung 17: Kaudalmigrationstiefe in mm der letzten Follow-Up Messung nach geschlechtlicher Verteilung und Anzahl der Operationen in Prozent.

#### 4.4 Einfluss des Body Mass Index und des Gewichts

Um den Einflussfaktor des Körpergewichts zu untersuchen, wurde einerseits der Body Mass Index verwendet, andererseits das Körpergewicht in Kilogramm (kg). Hier wurden leichte Patienten (kleiner 80 kg) mit schwereren Patienten (größer 80 kg) verglichen. Es wurden hierfür die zuletzt gemessenen Kaudalmigrationsergebnisse der einzelnen Patienten verglichen. In der Gruppe der adipösen Patienten mit einem BMI größer 30 erfolgte keine weitere Differenzierung nach Schweregrad der Fettleibigkeit. So wurde die Gruppe der normalgewichtigen Patienten (n=14) mit der Gruppe der adipösen Patienten (n=31) verglichen. Patienten mit einem BMI unter 30 zeigten eine durchschnittliche Schaftsinterung von 1.94 mm (SD 2.06, -6.69 bis +0,22 mm). Bei adipösen Patienten wurde eine Kaudalmigration von 1.39 mm (SD 1.63, -5.02 bis +1.62 mm) gemessen. In der Zusammenschau konnte kein signifikanter Unterschied der beiden Gruppen festgestellt werden ( $p=0,650$ ). Bei den Ergebnissen der schweren Patienten (n=21) wurden Kaudalmigrationen von 2.03 mm (SD 1,87, -6,69 bis +0,2 mm) gemessen. Bei den leichtgewichtigeren Patienten (n=24), maß man Werte von 1,15 mm (SD 1,61, -5,04 bis +1,62 mm) (Abbildung 18).

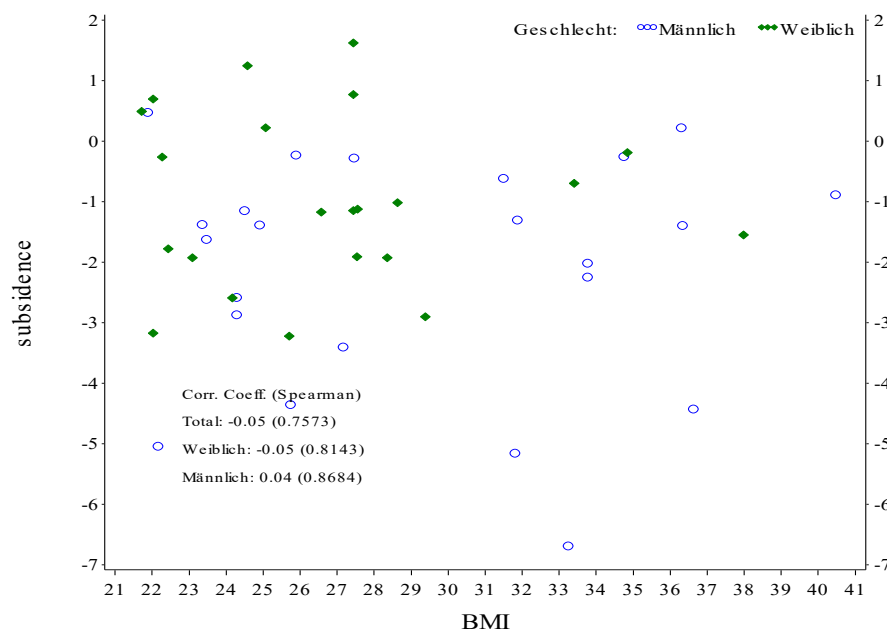


Abbildung 18: Sinterungsverhalten in Bezug auf BMI und Geschlecht

Legende: Subsidence in mm; BMI: Body-Mass-Index



#### **4.5 Einfluss des Patientenalters**

Um den Einflussfaktor des Patientenalters zu untersuchen, wurden ebenfalls zwei Gruppen gebildet: eine junge Patientengruppe (65 Jahre und jünger) (n=24) und eine alte (über 65 Jahre) (n=21). Die jüngeren Patienten wiesen eine Kaudalmigration von durchschnittlich 1.36 mm (SD 1.97, -6.69 bis +1.62 mm) auf. In der Gruppe der älteren Patienten wurden Durchschnittswerte von 1.78 mm (SD 1.53, - 5.04 bis +0.76 mm) gemessen. In der Zusammenschau zeigte sich keine statistische Signifikanz der beiden Altersgruppen ( $p=0,311$ ).

#### **4.6 Einfluss des Kontaktes an der lateralen Kortikalis**

Es wurden 33 Hüftprothesen (73%) mit Kontakt an der lateralen Kortikalis implantiert, sowie 12 (27%) ohne Kontakt. Schäfte ohne Abstützung zeigten eine Migration von 1.4 mm (SD 1.3, -4.43 bis +0,22 mm). Der Großteil der Schäfte wurde mit Kontakt implantiert und wies Werte von 1.62 mm (SD 1.93, 6.69 bis +1.62 mm) auf. Es konnte kein signifikanter Unterschied von Schäften mit oder ohne Kontakt ( $p=0,8$ ) festgestellt werden.

#### **4.7 Einfluss des ARCO-Stadiums**

Patienten mit ARCO-Stadium 3 (n=6) wiesen eine durchschnittliche Sinterung von 2.78 mm (SD 2.46, -6.69 bis +0.22 mm) auf. Die deutlich größere Gruppe von Patienten im ARCO Stadium 4 hingegen (n=39) zeigte durchschnittliche Migrationswerte von 1.37 mm (SD 1.6, -5.15 bis +1.65 mm) (Abbildung 19). Eine statistische Signifikanz zeigte sich nicht ( $p=0.146$ ).

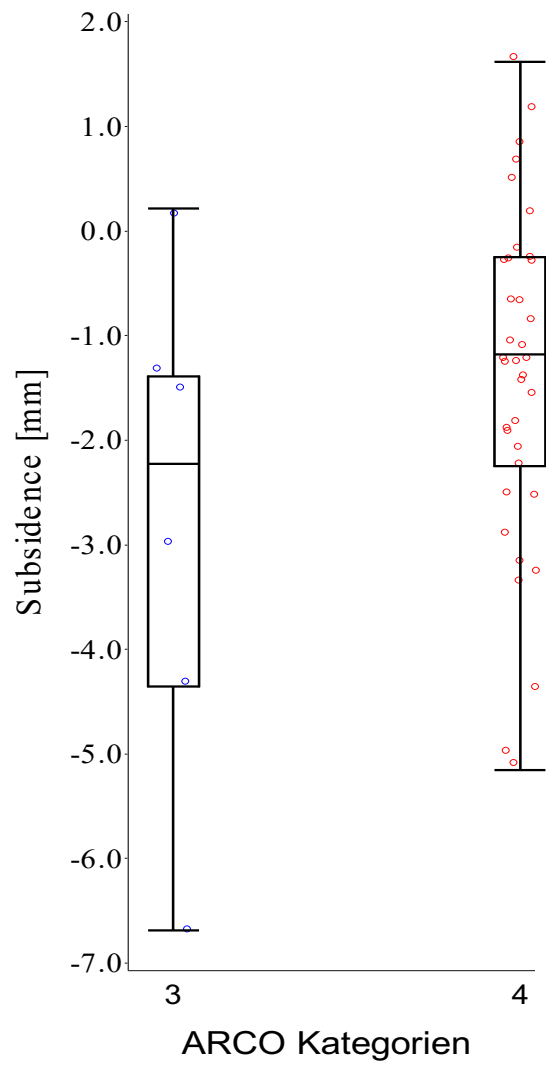


Abbildung 19: Verteilung der Migration der Schaftkomponenten bei Patienten im ARCO-Stadium 3 und 4

ARCO: Association Research Circulation Osseous

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussionsgrundlage

Die Behandlung der HKN bleibt weiterhin eine Herausforderung. Das Patientenkollektiv ist häufig jung und eine Wechseloperation im höheren Alter wird in vielen Fällen nötig. Ob die Implantation einer Kurzschaftprothese ein Risikofaktor für ein Implantatversagen birgt, bleibt umstritten. Die Hauptbedenken stützen sich auf die verminderte Knochenqualität des nekrotischen Femurknochens jenseits des zu resizierenden Kopfes. Wie in zahlreichen präoperativen MRT-Aufnahmen ersichtlich, reicht das Nekroseareal teilweise bis in die intertrochantäre Region des Femurs (65). Auch histologisch zeigten Studien, dass die Knochenmatrix des Schenkelhalses und der Metaphyse mitbetroffen sein kann (132) (142). Kritiker postulieren, dass ein Prothesendesign, welches darauf ausgelegt ist, sich im metaphysären Knochen zu verankern, eine schlechtere Primärstabilität bietet und die Osteointegration vermindert ist. Dies lässt höhere Lockerungsraten mit vermehrten und früheren Revisionszahlen vermuten (142). Tingart et al. analysierten bei gleicher Fragestellung die zelluläre und makromolekulare Zusammensetzung der Knochenmatrix des Femurkanals und der intertrochantären Region. Ebenfalls führten sie, um die dreidimensionale Trabekelstruktur des Knochens zu analysieren eine microCT-Analyse durch (143). Sie konnten feststellen, dass es durchaus Unterschiede der Knochenkomposition gibt, vergleicht man Patienten mit HKN und Patienten mit primärer Arthrose. Dies könnte zu höheren Lockerungsraten der Schaftkomponenten beitragen (143). Aufgrund dieser Annahmen gilt bis heute die konventionelle zementfreie Hüft-TEP mit ausgeprägter diaphysärer Verankerung als Goldstandard bei der Behandlung der fortgeschrittenen HKN (144-147). Johannson et al. führten im Jahre 2007 eine systematische Literaturrecherche durch (148). Sie verglichen aus Datenbanken der australischen, dänischen, neuseeländischen und schwedischen Gelenkregister Berichte über Hüftarthroplastien. Dabei schlossen sie nur Berichte über einen Zeitraum von 6-10 Jahren ein und verglichen die Überlebensrate der Implantate. Es wurden Patienten mit primärer Coxarthrose zu Patienten mit HKN verglichen. Dabei wurde die operative Versorgung vor dem Jahre 1990 mit denen zu nach 1990 verglichen. Insgesamt wurden 3277 Hüften in die Studie eingeschlossen. Das durchschnittliche Alter betrug 44 Jahre. 41% der Schäfte wurden zementiert, 51% zementfrei implantiert und 7% waren Hybrid-TEPs. Betrachtet man die Ergebnisse der Implantate bei Patienten mit

HKN vor dem Jahre 1990 bei einem mittleren Follow-up von 9 Jahren, zeigt sich eine Revisionsrate von 17%. Verglichen hierzu, waren die implantierten Prothesen nach 1990, bei einem Follow-up von 6 Jahren mit einer Überlebensrate von 97% deutlich überlegen. Dies ist vergleichbar zu den Ergebnissen der Patienten mit primärer Coxarthrose (95-97% Überlebensrate nach 6 Jahren) (148). Gao et al. (130) untersuchten den zementfreien Corail® Geradschaft (Firma DePuy Synthes, Warsaw, Indiana, USA) mit einer Follow-Up Zeit von 2 Jahren. Sie bildeten zwei Gruppen. Eine, mit nachgewiesen bis in das proximale Femur reichender fulminanter Nekrose, bei der anderen beschränkte sich die Nekrose nur auf den Femurkopf. Es ließen sich über den kurzfristigen Beobachtungszeitraum keine Unterschiede der beiden Gruppen feststellen (130). Kim et al. (149) untersuchten junge Patienten unter 50 Jahre mit bekannter HKN über einen Zeitraum von 16,8 Jahren nach. Es erfolgte die endoprothetische Versorgung durch eine modulare Femurkomponente mit konventionell diaphysärer Verankerung. Keiner der implantierten H-TEPs zeigte über den beobachteten Zeitraum Zeichen einer aseptischen Lockerung oder erforderte deshalb eine Revision (100%). Insgesamt kam es zu einer Überlebensrate von 93,8% mit dem Endpunkt einer Schaftrevision. Es wurde nicht zwischen der Genese einer Revision unterschieden (149).

## **5.2 Kurzschaftprothesen bei Hüftkopfnekrose**

Betrachtet man die Studienlage von Patienten mit HKN und implantierter Kurzschaftendoprothese, erscheint diese übersichtlich. Die aktuellste Generation von Kurzschaftprothesen zielt auf eine physiologische metaphysäre Fixierung und Lastübertragung ab, um Stress-Shielding zu reduzieren und den proximalen Femurknochen zu schonen (150). Der Metha®-Schaft (B. Braun, Tuttlingen, Deutschland) stellt einen der populärsten Kurzschäfte auf dem Markt dar. Er ermöglicht eine ausschließlich metaphysäre Verankerung im proximalen Femur und zeigte in Veröffentlichungen bei Patienten mit HKN kontroverse Ergebnisse (147,151). Schnurr et al. (151) verglichen Daten nach implantierter Metha-Kurzschaftprothese von Patienten mit HKN (n=231) gegenüber Patienten mit primärer Arthrose (n=1455) über einen Zeitraum von 10 Jahren. Insgesamt war die Gruppe der HKN Patienten signifikant jünger (53 Jahre vs. 59 Jahre,  $p < 0,001$ ) und männlich (55 vs. 42%,  $p < 0,001$ ). Die Gesamtrevisionsrate unterschied sich über den beobachteten Zeitraum

nicht. Es wurden signifikant höhere aseptische Lockerungsraten bei Patienten mit HKN festgestellt. Besonders männliche Patienten und Patienten mit Risikofaktoren wie Alkoholmissbrauch, Kortisoleinnahme und Bestrahlung waren anfällig für eine frühe Revisionsoperation (151). Floekemeier et al. berichten hingegen über ermutigende Ergebnisse bei der Implantation des Metha<sup>®</sup>-Schafts. Sie versorgten 73 Hüftgelenke bei Patienten mit HKN und beobachteten diese über einen mittleren Zeitraum von 34 Monaten. Es wurde in allen Fällen eine gute Osteointegration festgestellt. Es zeigten sich drei Fälle einer nötigen Revision, zwei aufgrund einer periprothetischen Fraktur und einer aufgrund eines postoperativen Infektgeschehens (142). Kürzlich erschien von Suksathien et al. eine neue Studie über den Metha<sup>®</sup>-Schaft bei Patienten mit HKN. Diese zeigte bei einem Follow-up von 7 Jahren eine Kaplan-Meier-Überlebensrate von 98,8%, wohingegen der Ausstiegszeitpunkt die Schaftrevision bedeutete. Es wurden keine Revisionen aufgrund einer aseptischen Lockerung festgestellt (152).

### **5.3 Migrationsverhalten und Primärstabilität von Kurzschaftprothesen bei HKN**

Die Datenlage von Untersuchungen der Primärstabilität und Migration von Kurzschaftprothesen bei Patienten mit HKN sind spärlich. Zeh et al. (153) untersuchten in einem kleinen Patientenkollektiv (n=21) den Mayo-Schaft<sup>®</sup> (Firma Zimmer Biomet, Warsaw, Indiana, USA) über einen mittleren Zeitraum von 7,9 Jahren hinsichtlich des Migrationsverhaltens und der Verkippung. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass keine signifikante Migration oder Neigung des Schafts auftrat. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigte sich jedoch eine mittlere axiale Migration von über 3 mm über den betrachteten Zeitraum. Die angewandte Methodik wurde jedoch noch nicht validiert (153). Wie bereits im Kapitel 2.3 beschrieben, werden eine ausgeprägte Migration und eine initial niedrige Primärstabilität als Indikatoren für eine spätere aseptische Lockerung angesehen (19). Krismer et al. (19) konnten bei konventionellen zementfreien Geradschaftprothesen feststellen, dass eine axiale Migration von mehr als 1,5 mm nach 2 Jahren prädiktiv für eine spätere aseptische Lockerung sein kann. Diese ist mit dem erhöhten Risiko einer Revisionsoperation verbunden (19). Es ist jedoch noch nicht erwiesen, dass dieses Risiko ohne weiteres auch auf Kurzschaftprothesen zutrifft. Frühere Studien versuchten bereits eine Vergleichbarkeit des Migrationsverhaltens und der Primärstabilität von Kurzschaftprothesen durch

EBRA-FCA bei Patienten mit primärer Arthrose nachzuweisen (154-156). Kutzner et al. (156) untersuchten den optimys®-Schafft bei Patienten mit primärer und sekundärer Arthrose. Sie verwendeten die Methodik der EBRA-FCA, um das Migrationsverhalten zu analysieren. Bei 202 implantierten H-TEPs und 151 Patienten wurde eine durchschnittliche axiale Migration von 1,43 mm festgestellt. 39,6 % der Schäfte zeigten eine Sinterung von 1,5 mm oder mehr (156). Nach der Hälfte der Zeit wurde jedoch keine signifikant fortschreitende Migration mehr beobachtet. Es zeigte sich jedoch, dass männliche ( $p=0.005$ ) und schwere Patienten ( $p=0.022$ ) eine signifikant erhöhte initiale Sinterung aufweisen, die sich im Verlauf ebenfalls stabilisierte. Es kam über den beobachteten Zeitraum zu keiner Schaftrevision, und es gab keinen Anhalt für Mikrobewegungen der Femurkomponente (156,157). Eine Studie mit derselben Methodik von Freitag et al. (155), untersuchte den Fitmore®-Kurzschafft (Firma Zimmer Biomet, Warsaw, Indiana, USA) und konnte eine mittlere axiale Migration von 1 mm nach 2 Jahren messen. Eine potentiell kritische Migration von mehr als 1,5 mm wurde bei 25% der untersuchten Hüften festgestellt (155). Auch hier stabilisierten sich nach 2 Jahren und initial verstärkter axialer Sinterung alle Schäfte im Verlauf. Es wurde kein Implantatversagen beobachtet, weder in der Gruppe der Implantate mit frühzeitiger Stabilisierung, noch in der Gruppe mit extensiver früh einsetzender Migration (158). Die Ergebnisse der Studien decken sich mit denen, die ein anderes Kurzschafftdesign verwenden. Floerkermeier et al. bestätigten in einer prospektiven radiostereometrischen Analyse (RSA) des Metha®-Schaffts, dass eine frühe progressive Migration nicht mit einem späteren Implantatversagen assoziiert ist (159). Eine Migrationsanalyse des Nanos®-Schaffts wies ebenfalls eine initiale Migration innerhalb der ersten drei Monate auf, gefolgt von einer sekundären Stabilisierung. Es wurde nur eine Schaftrevision aufgrund einer postoperativen periprothetischen Fraktur beobachtet (160). Auch diese Ergebnisse ermutigen, dass eine frühe Migration mit einem niedrigen Risiko einer aseptischen Lockerung einhergeht.

#### **5.4 Migrationsverhalten im Patientenkollektiv**

Ziel der Arbeit war es, die kalkar geführte optimys® Kurzschafftendoprothese bezüglich ihres Migrationsmusters über einen mittelfristigen Zeitraum bei Patienten mit Hüftkopfnekrose zu untersuchen. Hierfür wurde die bewährte Methode der EBRA-FCA Messung angewendet. Seit der operativen Versorgung zeigten die Implantate eine

Überlebensrate von 100% ohne klinische Komplikationen oder erforderliche Revisionsoperation. Über den beobachteten Zeitraum konnte eine durchschnittliche Migration der Schaftkomponenten von 1.56 mm (SD 1.77 mm) festgestellt werden. In den Messungen konnte beobachtet werden, dass nach 24 Monaten in den meisten Fällen eine Stabilisierung eintrat. Bei 20 Implantaten (44,4%) konnte eine Senkung von über 1,5 mm in bei der letzten Messung festgestellt werden.

Bislang wurde unseres Wissens keine Analyse des Migrationsmusters eines Kurzschaftdesigns der neuen Generation bei Patienten mit HKN veröffentlicht, die eine validierte Methode wie die EBRA-FCA verwendet. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten ähnliche Ergebnisse im Vergleich zu den zuvor publizierten Daten bei Patienten mit Coxarthrose (154) (158) (155) (156). Über den mittelfristigen Beobachtungszeitraum dieser Arbeit zeigten sich, ähnlich wie bei Patienten mit Arthrose, keine nötigen Revisionsoperationen und kein Schaftversagen. Die Ergebnisse sprechen dafür, dass die optimys®-Kurzschaftprothese eine sichere Behandlungsoption für Patienten mit Hüftkopfnekrose darstellt. Unsere Analysen zeigten, dass eine ausreichende Primärstabilität besteht und die Osteointegration auch bei der Risikogruppe der Patienten mit HKN erfolgreich stattfindet. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sowie die der Patienten mit Osteoarthrose und implantierter kalkargesteuerten Hüft-TEP deuten darauf hin, dass ein Überschreiten des Schwellenwertes von 1,5 mm axialer Migration kein prognostischer Marker für eine aseptische Lockerung mit möglichem Implantatversagen darstellt. Eine Überwachung der Implantate mit initial ausgeprägter Sinterung bleibt jedoch obligatorisch. Wichtig ist hier, potentielle Zeichen einer Lockerung oder ein mögliches Prothesenversagen frühzeitig zu erkennen.

Das Designkonzept kalkar-geführter Schäfte, wie z.B. dem optimys®-Schaft, unterscheidet sich von den früheren Kurzschaftdesigns mit ausschließlich metaphysärer Verankerung, wie z.B. dem Metha®-Schaft. Die Positionierung der Schaftkomponente ist bei kalkar-geführten Kurzschaftprothesen individuell der anatomischen Gegebenheit anpassbar. Die anatomiegetreue Rekonstruktion des Offsets und Stabilisierung kann bei den meisten Varus-Hüften durch eine Drei-Punkt-Fixierung in der Metaphyse gelingen. Aufgrund der Designeigenschaften sind auch neutrale und die meisten Valgus-Hüften durch eine zusätzliche „Fit- and Fill-Fixierung“ in der proximalen Diaphyse zu stabilisieren (154). Bereits 2012 berichteten Floerkemeier et al. (142) in einer Übersichtsarbeit über kurz- bis mittelfristige

Ergebnisse von Kurzschaften bei Patienten mit HKN über überwiegend gute Ergebnisse. Allerdings wurden Unterschiede deutlich in Bezug auf ihre Verankerungsmethodik (147). Sie stellten fest, dass die Kurzschaften mit generell primärer oder zusätzlicher diaphysärer Verankerung kein erhöhtes Risiko für eine fehlende Osseointegration oder Lockerung aufweisen (147). Bei Designs mit einer primären metaphysären Verankerung und einer über den Schenkelhals hinausgehenden Osteonekrose konnte eine Implantation nicht empfohlen werden (147). Um bei Patienten mit bestehender HKN eine gute Primärstabilität erreichen zu können, ist die individuelle Platzierung von kalkar-geführten Kurzschaften mit der Möglichkeit der meta-diaphysären Verankerung ein deutlicher Vorteil gegenüber früheren Kurzschaftdesigns. Dies bestätigt sich durch die bestehende Studienlage. Jerosch et al. (169) publizierten mittelfristige Ergebnisse des kalkar-geführten MiniHip®-Schafts (Corin Medical, Cirencester, Großbritannien) mit 100% Schaftüberleben und ermutigendem klinischen Ergebnis. Auch sie konnten keine aseptischen Lockerungen über den beobachteten Zeitraum bei Patienten mit HKN feststellen (169). Darüber hinaus fanden Capone et al. (38) sehr gute klinische Ergebnisse des kalkar-geführten Nanos®-Schafts (Smith and Nephew, Marl, Deutschland) und eine erfolgreiche Osteointegration nach der Hälfte der Zeit, ohne dass eine Revision aus irgendeinem Grund erforderlich war, bei einem durchschnittlichen Patientenalter von 51,5 Jahren und einem durchschnittlichen Follow-up von 5,6 Jahren (38). Um einen sicheren Einsatz eines kalkar-geführten Kurzschafts zu verwenden, kann eine präoperative MRT-Aufnahme zur Identifikation der Ausbreitung des Nekroseareals hilfreich sein. Je nach Fulminanz der Nekrose, kann durch das Schaftdesign die Platzierung individuell vorgenommen werden. Betrifft die Nekrose lediglich den Femurkopf, kann eine metaphysäre Verankerung auf Basis einer Drei-Punkt-Verankerung angestrebt werden. Sind auch der Schenkelhals und Teile der Metaphyse betroffen, sollte eine zusätzliche diaphysäre Verankerung angestrebt werden.



## 5.5 Einflussfaktoren im Patientenkollektiv

In dieser Arbeit wurden die verschiedenen Migrationstypen auch in Bezug auf ihre Einflussfaktoren betrachtet. Einflussfaktoren wie Patientenalter, BMI, ARCO-Klassifikation, Neigungswinkel und laterale Abstützung an der Kortikalis konnten keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf ihr Sinterungsverhalten aufzeigen.

### 5.5.1 Einflussfaktor des Patientengewichts

In den Messungen stachen zwei Patienten mit einer initial hohen axialen Migration aus dem Patientenkollektiv heraus. Es zeichnet sich ab, dass Patienten mit einem Körpergewicht über 80kg vermehrt zur Kaudalmigration neigen ( $p=0,183$ ). Gerade adipöse, männliche Patienten sind hier hervorzuheben. Einer der beiden Patienten erhielt eine Simultanversorgung. Beim Vergleich der Daten für möglichen Risikofaktoren in Bezug auf eine erhöhte Schaftmigration fällt auf, dass bei diesem Schaftdesign gerade schwergewichtige männliche Patienten als Risikopatienten anzusehen sind (156). Die vorliegenden Ergebnisse über den durchschnittlichen Zeitraum von 46 Monaten bestätigten dies. Dies steht im Einklang mit früher veröffentlichten Daten anderer Schaftdesigns (155) (161). Eine retrospektive Analyse bezüglich des Migrationsverhaltens zweier Kurzschaftstudien zeigte, dass beim Metha<sup>®</sup>-Schaft und beim Nanos<sup>®</sup>-Schaft, Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht keinen Einfluss auf das Migrationsmuster haben (162). Es scheint offensichtlich, dass je nach Verankerungsmethodik des gewählten Implantats verschiedene Einflussfaktoren die Migrationsmuster unterschiedlich beeinflussen können. Neben den Einflussfaktoren hat die Operationstechnik einen großen Einfluss auf die Stabilisierung im Femurknochen. Dies gilt vor allem für schwergewichtige Patienten (157). Es wurde berichtet, dass Schäfte mit schlechtem „Fit and Fill“ im Knochen und fehlendem Kontakt zur lateralen Kortikalis eine reduzierte Primärstabilität aufweisen (157). Dem Operateur wird daher dringend empfohlen, die Größenbestimmung und Positionierung durch eine intraoperative Röntgenaufnahme zu bestätigen, bevor das Implantat final eingebracht wird (163).

### 5.5.2 Einfluss des Body-Mass-Index

Ob der Body-Mass-Index (BMI) einen Einfluss auf eine erhöhte Migration nach H-TEP Implantation aufweist, wird seit vielen Jahren kontrovers diskutiert (161,164,165). Stihsen et al. (161) publizierten Ergebnisse einer retrospektiven Arbeit über den Vision 2000® Schaft (Fa. DePuy Synthes, Warsaw, Indiana) und untersuchten diesen mittels EBRA-FCA Technik auf ihre Sinterungseigenschaften nach. Die Studie beobachtete 102 implantierte Hüftendoprothesen über einen mittleren Zeitraum von 93 Monaten. Die zentrale Fragestellung waren Einflussfaktoren von BMI und Körpergewicht im Patientenkollektiv. Die mittlere Sinterungsrate nach 2 Jahren betrug 1.38 mm. Nach fünf Jahren war eine mittlere Migration von 2.06 mm festzustellen, die sich im Verlauf stabilisierte und Ergebnisse nach 7 Jahren von 2.24 mm zeigte. Am Ende zeigten Stihsen et al., dass ein Körpergewicht über 75 kg und eine Körpergröße von über 165 cm einen negativen Einfluss auf die Primärstabilität haben. Im Verlauf wiesen 5 Implantate Zeichen einer aseptischen Lockerung über den beobachteten Zeitraum auf. Patienten mit einem erhöhten BMI von über 30 kg/m<sup>2</sup> hingegen, hatten keine statistische Signifikanz (p=0.87) einer erhöhten Migration. Bei männlichen Patienten wurde im Vergleich zu Frauen (p=0.03) ebenfalls eine erhöhte Tendenz einer progressiven Sinterung beobachtet. In der Meta-Analyse von Haverkamp et al. (164) wurde die primäre Fragestellung ausgearbeitet, ob Adipositas einen negativen Einfluss auf die Kurz- und Langzeitergebnisse von H-TEPs hat. Hierfür wurden nur Studien eingeschlossen, die Patienten mit verschiedenen Gewichtsgruppen miteinander vergleichen. Insgesamt wurden 15 Studien miteinander verglichen. Adipöse Patienten wiesen in der Vergleichsarbeit ein erhöhtes Risiko auf für aseptische Lockerungen (6 Studien; n=5,137) im Vergleich zu normalgewichtigen Patienten. Die Autoren kamen zu dem Entschluss, dass Übergewichtigkeit einen negativen Einfluss auf die Langlebigkeit einer H-TEP besitzt. In dieser Arbeit ließ sich keine statistische Signifikanz bezüglich einer erhöhten Sinterung von adipösen Patienten mit einem BMI über 30 kg/m<sup>2</sup> (n=31) zu normalgewichtigen Patienten (n=14) nachweisen (p= 0.650).

### 5.5.3 Einfluss des Geschlechts

Betrachtet man den Einflussfaktor des Geschlechts in dieser Studie, so werden prinzipiell Unterschiede im Migrationsverhalten deutlich. Eine statistische Signifikanz findet sich jedoch nicht. Die durchschnittliche Sinterung im Kollektiv beträgt -1.56 mm,

wobei das 95%-Konfidenzintervall von -2.09 mm bis -1,03 mm reicht. Der Median liegt bei -1.38 mm und damit deutlich unter dem Mittelwert, was sowohl eine schiefe Verteilung als auch einige Ausreißer widerspiegelt. Männliche Patienten (n=23) wiesen eine durchschnittliche Migration beim letzten Follow-Up von 2.11 mm (SD 1.92 mm) auf. Weibliche Patienten (n=22) hingegen 0.98 mm (SD 1.42 mm). Dies lässt sich auf die bereits in Kapitel 5.5.2 erarbeiteten Unterschiede in Bezug auf das Gewicht und damit verbundene initial stark erhöhte Migration bei Männern zurückführen und ist im Zusammenhang zu betrachten. Die Manifestation der Unterschiede im Sinterungsverhalten beginnt schon in der Initialphase. Nach 3 Monaten weisen Frauen eine Sinterung von 0.45 mm auf, Männer hingegen 1.35 mm. 24 Monate später weisen Frauen eine durchschnittliche Sinterung von 0.86mm auf, Männer aber 2,54 mm. Dies zeigt, dass der Verlauf bei Männern grundsätzlich mit einer erhöhten Sinterung einhergeht, weshalb gerade dieses Patientenkontingent in Kombination mit erhöhtem Körpergewicht engmaschig nachuntersucht werden sollte. Kutzner et al. (156) stellten ebenfalls ein ähnliches Migrationsmuster bei Patienten mit Arthrose fest. Die implantierte optimys® Prothese zeigte bei 202 Implantaten nach zwei Jahren eine ebenfalls statistische Signifikanz in Bezug auf das Geschlecht  $p=0.005$ . Männer wiesen eine erhöhte Migration von 1.68 mm (SD 1.56 mm) auf. Bei schweren Patienten ließ sich dies ebenfalls beobachten (1.54 mm; SD 1.48 mm;  $p=0.022$ ). Das klinische Outcome war ebenfalls sehr gut ohne Zeichen einer aseptischen Lockerung. Münger et. al (166) verglichen in einer Fall-Kontroll-Studie 5035 Patienten miteinander und kategorisierten Risikofaktoren, die mit einer erhöhten aseptischen Lockerung einhergingen. Sie zeigten auf, dass Frauen ein erheblich niedrigeres Risiko einer aseptischen Lockerung haben als Männer (odds ratio; (OR) 0.64). Weitere Studien kamen zu ähnlichen Ergebnissen (167) (168).

#### **5.5.4 Einfluss des Kontaktes an der lateralen Kortikalis**

Kutzner et al. (172) untersuchten 191 optimys® Implantate mit der EBRA-FCA Methode über einen mittelfristigen Zeitraum von 5 Jahren. Sie stellten in Ihrer Arbeit die Hypothese auf, dass unterdimensionierte Implantate eine erhöhte axiale Migration aufweisen und der Kontakt zur lateralen Kortikalis einen positiven Einfluss auf die Primärstabilität bietet. In Ihrer Studie zeigten 130 (68%) der eingebrachten Schäfte Kontakt an der Kortikalis. Bei 61 (32%) konnte kein Implantatkontakt postoperativ am

Röntgenbild festgestellt werden. Die durchschnittliche Sinterung war in der Gruppe ohne Kontakt signifikant höher (2,07 mm, Bereich -7,7 mm bis 1,7 mm) als in der Gruppe mit Kontakt (1,23 mm, Bereich -4,5 bis 1,8) in der letzten Nachuntersuchung ( $p = 0,0018$ ). Auch konnte eine Korrelation zwischen um zwei Schaftgrößen unterdimensionierten Implantaten, in Bezug auf ihren lateralen Kontakt festgestellt werden (46,9 % vs. 26,8 %) ( $p = 0,009$ ).

In der vorliegenden Studie wurden 33 Hüftprothesen mit Kontakt an der lateralen Kortikalis im Femurknochen implantiert (73%). 12 Implantate (27%) zeigten in der Röntgenkontrolle postoperativ keinen Kontakt. Auch wenn die prozentuale Verteilung der Implantate mit und ohne Kontakt in dieser Studie ähnlich war als in der oben genannten Studie, konnte hier kein signifikanter Unterschied hinsichtlich einer vermehrten Sinterung in Bezug auf den Kontakt festgestellt werden. ( $p=0.8$ ).

### 5.5.5 Einflussfaktor des ARCO-Stadiums

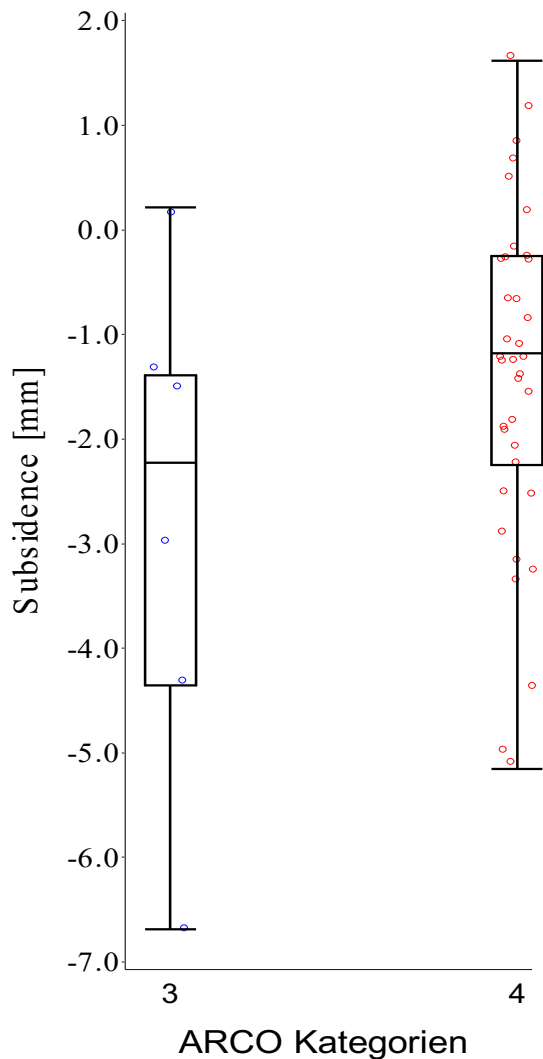


Abbildung 20: Verteilung der Migration der Schaftkomponenten bei Patienten im ARCO-Stadium 3 und 4

ARCO: Association Research Circulation Osseous

Betrachtet man die oben aufgeführte Abbildung (Abbildung 20) werden Unterschiede schnell deutlich. Bei prognostisch besserer Knochenqualität im Stadium 3 würde man eine verminderte axiale Migration erwarten. Die Ergebnisse weisen keine statistische Signifikanz zwischen den beiden Stadien auf, jedoch ist eine Tendenz zu sehen ( $p=0.146$ ). Nur 13% ( $n=6$ ) der implantierten Prothesen wurden bei Patienten im ARCO-Stadium 3 implantiert. Ebenfalls wird ersichtlich, dass zwei dieser Implantate eine erhöhte Migration von bis zu 6.69 mm aufweisen. Dies führt zu einer durchschnittlichen Sinterung von 2.78 mm für Patienten im ARCO-Stadium 3. Patienten im ARCO-Stadium 4 hingegen weisen eine durchschnittliche Sinterung von 1.37 mm auf. Dies

entspricht nicht dem erwarteten Ergebnis. In der Literatur beschäftigen sich viele Studien über die Genese der Hüftkopfnekrose und die Langlebigkeit der eingebrachten Prothesen. Aktuell gibt es keine vergleichbaren Studien, die das ARCO-Stadium vor der Operation detektierten und dies in Zusammenhang mit einer aseptischen Lockerung gebracht haben. Darum ist hier ein Vergleich nicht möglich.

#### **5.5.6 Einflussfaktor des Patientenalters**

Ob das Patientenalter einen Einfluss auf die Standzeit der Implantate bei Hüftprothesen hat, ist bereits seit langer Zeit Gegenstand von Diskussion. Gerade bei Patienten mit Hüftkopfnekrose und jungem Patientenalter spielt diese Fragestellung eine entscheidende Rolle (170,171). In einer Studie mit einem langen Beobachtungszeitraum von 16,2 Jahren, konnten Dorr et al. (170) aufzeigen, dass Patienten mit einer endoprothetischen Versorgung unter 30 Jahren ein deutlich erhöhtes Risiko für Revisionen aufwiesen (82%) als Patienten zwischen 30 und 45 Jahren (56%). Hierbei hatten gerade Patienten mit der Diagnose einer Hüftkopfnekrose das schlechteste Outcome (170). Thomas et al. (171) verglichen 53 Patienten mit zementierter Schaftkomponente über einen Beobachtungszeitraum von mindestens 10 Jahren. Bei allen Patienten wurde eine Hüftkopfnekrose präoperativ diagnostiziert. Ein junges Patientenalter unter 30 Jahren zum Zeitpunkt der Operation erhöhte signifikant das Risiko einer späteren Komponentenlockerung ( $p < 0,008$ ) sowie einer Revision aufgrund einer aseptischen Lockerung ( $p < 0,002$ ). In einer prospektiven Studie von Stulberg et al. wurden insgesamt 98 Hüftendoprothesen über einen mittleren Zeitraum von 7,3 Jahren beobachtet. Alle Patienten hatten die gesicherte Diagnose einer Hüftkopfnekrose verschiedener Genese und wurden mit einer nicht zementierten Hüftendoprothese versorgt. Während Gewicht keinen Faktor für eine potentielle Revision darstellte, wurde geäußert, dass das junge Patientenalter einen Risikofaktor darstelle. In der bereits in 5.5.3 zitierten Studie von Münger et al. (166) kamen die Autoren ebenfalls zu dem Ergebnis, dass junge Patienten mit hohem Bewegungsanspruch in Kombination mit erhöhtem BMI ein stark erhöhtes Risiko einer aseptischen Lockerung aufweisen. Das Risiko einer aseptischen Lockerung reduzierte sich jedes Jahr um 1,8%, wenn die Operation später durchgeführt wurde.

In dieser Arbeit lag das mittlere Patientenalter bei 62,8 Jahren. Männer ( $n=23$ ) waren mit durchschnittlich 59 Jahren ein wenig jünger als die Frauen ( $n=22$ ) im Kollektiv mit

durchschnittlich 63 Jahren. Es konnte kein Zusammenhang zwischen Patientenalter und Migration festgestellt werden ( $p=0,311$ ).

## **5.6 Limitationen**

### **5.6.1 Limitation des Beobachtungszeitraums**

Die vorliegende Studie beinhaltet Limitationen. Der aktuell noch mittelfristige Beobachtungszeitraum lässt noch keine eindeutigen Rückschlüsse auf das Langzeitverhalten der Schaftimplantate im weiteren Verlauf zu. Die frühe Migrationsanalyse ermöglicht jedoch eine Prognose hinsichtlich des Implantatüberlebens und macht frühzeitig auf unerwünschte Ergebnisse aufmerksam.

### **5.6.2 Limitation der präoperativen Bildgebung**

Die zweite Einschränkung besteht darin, dass präoperativ nicht bei allen Patienten eine MRT-Untersuchung stattfand. Darum lässt sich keine genaue Aussage über das Ausmaß der Nekrose treffen. Bei Patienten mit radiologisch dokumentiertem, bereits frakturiertem und eingebrochenem, subchondralen Femurknochen wurde ein ARCO-Stadium IV angenommen. Es gibt also keine Detektion über eine Ausbreitung der Nekrose in den Schenkelhals oder der Diaphyse des Femurknochens. Eine Verbindung zwischen früh fortgeschrittener Sinterung und ausgeprägter Nekrose ist so nicht zu differenzieren. Leider kann hierdurch auch keine Analyse stattfinden in Bezug auf die Verankerung im Femurknochen bei unterschiedlicher Ausprägung der Nekrose. Würde eine einheitlich durchgeführte präoperative MRT-Aufnahme existieren, könnte man Rückschlüsse auf die Implantationstechnik und die Lokalität der Nekrose ziehen.

### **5.6.3 Limitation der Referenzgruppe**

Eine weitere Limitation ist das Fehlen einer direkten Kontrollgruppe. Hierdurch kann kein direkter Vergleich von Patienten mit primärer Coxarthrose und Hüftkopfnekrose gezogen werden. Das Positive ist jedoch, dass bereits Veröffentlichungen der gleichen Studiengruppe existieren von Patienten mit primärer Arthrose (154,156). Sie wendeten

die gleiche standardisierte Methodik mit gleichen Implantaten bei denselben Operateuren an. Die postoperative Behandlung und Aufbelastung der Patienten war ebenfalls die gleiche wie in dieser Arbeit. Auch die zeitliche Nachverfolgung war identisch.

#### **5.6.4 Limitation des Messverfahrens**

Eine weitere Einschränkung ergibt sich daraus, dass die EBRA-Software, wie in 3.3.2 beschreiben, auf die standardisierte Anfertigung der Röntgenaufnahmen zurückgreift. Die Anforderung für die EBRA-Messung und die Auswertung ist anspruchsvoll. Dies führt dazu, dass bei Fehlrotation des Femurs die sensible Software die Röntgenbilder nicht auswerten kann und wichtige Ergebnisse über den Migrationsverlauf eines Patienten verloren gehen. Dies wird erst im abschließenden Messen auffällig und eine Neuanfertigung im zeitlichen Bezug ist nicht mehr möglich.

In einem Fall kam es zu einer asymptomatischen Trochanter major Fraktur. Durch die knöcherne Konsolidierung im Verlauf konnte der Referenzpunkt der Trochanterspitze nicht genutzt werden, der ein wichtiger Bezugspunkt in dem Messverfahren darstellt. Dies hätte zu starken Abweichungen der Messung geführt. Deshalb wurde eine andere Landmarke, die sich genau reproduzierbar zeigte, am Trochanter major verwendet.

Das Graphiklimit in dieser Studie wurde in den Voreinstellungen auf 3 mm festgelegt. Es handelt sich hierbei um einen Wert, der auf 1,2,3 oder 4mm festgesetzt werden kann. Um diesen dürfen die Abstände der Vergleichbarkeitsrasterlinien höchstens schwanken. Je kleiner der Wert, umso genauer die Messung. Dies erhöht jedoch das Ausschlussrisiko der einzelnen Bilder (53,62). Die gewählten Voreinstellungen zeigten in vorherigen Studien gute und präzise Ergebnisse, deshalb wurden sie hier ebenfalls verwendet (53).

Die Röntgenstereophotogrammetrie (RSA) bietet eine höhere Genauigkeit im Vergleich zur EBRA-Methode. Die Genauigkeit der EBRA-FCA Methode wurde mit  $\pm 1$  mm für die Migration, bei einer Spezifität von 100% und einer Sensitivität von 78% (62) angegeben. Um die RSA Methode anzuwenden, erfordert dies jedoch eine operative Implantation von Marker. Dies ist nur möglich bei prospektiven Studiendesigns, bei hohen Kosten und großem Arbeitsaufwand. Eine große Studienpopulation wird hierdurch erschwert.



Diese Arbeit differenziert ebenfalls nicht in der Genese der Nekrose. Ob diese aufgrund von systemischen Erkrankungen, medikamentös hervorgerufen oder durch ein Trauma entstanden ist, wird in dieser Arbeit nicht berücksichtigt.

## **6 Zusammenfassung (dt.)**

Die optimys®-Kurzschafthprothese als Vertreter der kalkar-geführten Kurzschäfte mit meta-diaphysärer Verankerungsmethodik zeigte in den letzten Jahren, bei Patienten mit primärer Arthrose ermutigende Ergebnisse. Da das Patientenkontinuum mit diagnostizierter HKN im Durchschnitt jünger ist, wird eine Wechseloperation im weiteren Verlauf wahrscheinlicher. Hierfür verspricht die knochensparende Implantation des optimys® eine Schonung der Weichteile sowie verbesserte Knochenqualität mit weniger Stress-Shielding im Verlauf. Durch die Möglichkeit der individuellen Platzierung im Femurknochen und der guten anatomischen Rekonstruktion des Off-set, würde die Kurzschafthprothese eine gute Behandlungsoption für Patienten mit HKN darstellen. Die Datenlage von Patienten mit HKN und endoprothetischer Kurzschafthversorgung ist überschaubar. Bis dato galt die konventionelle Geradschafthprothese mit diaphysärer Verankerung als Goldstandard bei der Behandlung der fortgeschrittenen HKN. Durch die Annahme der verminderten Knochenqualität bis in das proximale Femur, galt eine diaphysäre Verankerung als vorteilhaft, um eine gute Primärstabilität zu gewährleisten und Revisionsoperationen aufgrund von aseptischen Lockerungen vorzubeugen. Um die Primär- sowie Sekundärstabilität zu detektieren, ist die Migrationsmessung durch die EBRA-FCA Methode ein etabliertes Verfahren. In dieser Studie wurden 40 Patienten, mit fortgeschrittener Hüftkopfnekrose ARCO-Stadium 3-4 über einen durchschnittlichen Zeitraum von 48.11 Monaten (SD 20.7) bezüglich ihres Migrationsverhaltens beobachtet. Es erfolgte die Implantation von 45 Hüft-Totalendoprothesen zwischen dem 27.05.2011 und dem 20.04.2015. Es wurde untersucht, ob patientenbezogene Einflussfaktoren wie BMI, Geschlecht; Alter; Gewicht; laterale Abstützung, ARCO-Stadium, einen Einfluss auf das Sinterungsverhalten haben. In den Messungen zeigten die Implantate eine durchschnittliche Kaudalmigration von 1.56 mm (SD 1.77 mm). Dabei konnte festgestellt werden, dass der optimys®-Schafth eine sichere Option für die Behandlung von Patienten mit HKN darstellt. Die Ergebnisse deuten auf ein Migrationsmuster hin, das vergleichbar ist mit den bisher veröffentlichten Ergebnissen

bei Patienten mit primärer Coxarthrose. Auf die initiale Migration unter Volllast folgt eine anschließende Stabilisierung im metaphysären Femur. Dieses Phänomen war auch bei Patienten mit primärer Arthrose zu beobachten. Männliche und schwergewichtige Patienten zeigten eine erhöhte initiale Migration mit Stabilisierung im Verlauf, jedoch ist hier Vorsicht geboten. Es konnte kein signifikanter Einfluss auf das Migrationsverhalten von BMI, Alter, ARCO-Stadium oder laterale Abstützung nachgewiesen werden. Männer wiesen ein erhöhtes Migrationsverhalten auf als Frauen ( $p=0.075$ ). Die mittelfristige Überlebensrate von 100% der Hüft-TEPs ist bemerkenswert. Die konstruktiven Eigenschaften der kalkar-geführten Kurzschäfte, zusammen mit der individuellen meta-diaphysären Verankerung, können bei Patienten mit HKN deutliche Vorteile gegenüber früheren, ausschließlich metaphysär verankerten Kurzschaftdesigns, bieten. Eine langfristige Beobachtung und weitere Studien sind obligatorisch.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Hofmann S, Kramer J, Plenk H. Die Osteonekrose des Hüftgelenkes im Erwachsenenalter. *Der Orthopaede*. Springer-Verlag; 34(2):171–84.
2. Massie WK. Treatment of Femoral Neck Fractures Emphasizing Long Term Follow-up Observations on Aseptic Necrosis. *Clin Orthop Relat Res*. 1973 May;92:16–62.
3. Fink B, Rüther W. Partial and total joint replacement in femur head necrosis. *Der Orthopade*. 2000 May 25;29(5):0449–56.
4. Mont MA. Uncemented Total Hip Arthroplasty in Young Adults with Osteonecrosis of the Femoral Head: A Comparative Study. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Nov 1;88(suppl\_3):104.
5. Ortiguera CJ, Pulliam IT, Cabanela ME. Total hip arthroplasty for osteonecrosis: matched-pair analysis of 188 hips with long-term follow-up. *The Journal of Arthroplasty*. 1999 Jan;14(1):21–8.
6. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007 Oct 27;370(9597):1508–19.
7. Kutzner KP, Freitag T, Bieger R, Reichel H, Pfeil J, Ignatius A, et al. Biomechanics of a cemented short stem: Standard vs. line-to-line cementation techniques. A biomechanical in-vitro study involving six osteoporotic pairs of human cadaver femurs. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018 Feb;52:86–94.
8. Huiskes R. Stress shielding and bone resorption in THA: clinical versus computer-simulation studies. *Acta Orthop Belg*. *Acta Orthop Belg*; 1993;59 Suppl 1:118–29.
9. Götze C, Ehrenbrink J, Ehrenbrink H. Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschaftprothese auf den methaphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der NANOS®-Schaftendoprothese. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart New York. © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York; 2010 Aug 16;148(04):398–405.
10. Kutzner KP, Freitag T, Bieger R, Reichel H, Pfeil J, Ignatius A, et al. Biomechanics of a cemented short stem: Standard vs. line-to-line cementation techniques. A biomechanical in-vitro study involving six osteoporotic pairs of human cadaver femurs. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018 Feb;52:86–94.
11. Kutzner KP, Donner S, Schneider M, Pfeil J, Rehbein P. One-stage bilateral implantation of a calcar-guided short-stem in total hip arthroplasty: Minimally invasive modified anterolateral approach in supine position. *Oper Orthop Traumatol*. *Springer Medizin*; 2017 Apr;29(2):180–92.
12. Miladi M, Villain B, Mebtouche N, Bégué T, Aurégan J-C. Interest of short implants in hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head:

- comparative study “uncemented short” vs ‘cemented conventional’ femoral stems. *Int Orthop*. 2018 May 15;42(7):1669–74.
13. Bühler DW, Berlemann U, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP. Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1997 Mar;12(2):75–86.
  14. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res*. 1986 Jul;(208):108–13.
  15. S. Mai et al. Erfahrungsbericht über 2 Jahre Anwendung des Kurzschafts Optimys. *Deutscher Ärzte-Verlag | OUP | 2013; 2 (4)*
  16. Eingartner C. Current trends in total hip arthroplasty. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2007 Jan;9(1):8–14.
  17. Die 20 häufigsten Operationen insgesamt (OPS5); Vollstationär behandelte Patientinnen und Patienten in Krankenhäuser 2019. *Destatis.de Statistisches Bundesamt*
  18. Kurtz SM, Lau E, Ong K, Zhao K, Kelly M, Bozic KJ. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. - PubMed - NCBI. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Apr 10;467(10):2606–12.
  19. Krismer M, Biedermann R, Stöckl B, Fischer M, Bauer R, Haid C. The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. Einzel-Bild-Roentgen-Analyse-femoral component analy... - PubMed - NCBI. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1999 Mar 1;81(2):273–80.
  20. Fischer CA, Kaszap B, Drexler C, Lehner B, Clarius M. Stand der zementierten Hüftendoprothetik in Deutschland 2010. *Z Orthop Unfall*. © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York; 2012 Feb 21;150(03):309–17.
  21. Roth A, Winzer T, Sander K, Anders JO, Venbrocks RA. Press fit fixation of cementless cups: how much stability do we need indeed? - PubMed - NCBI. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2006 Jan 27;126(2):77–81.
  22. Schreiner U, Simnacher M, Scheller G, Scharf H-P. [The influence of different surface treatments on the primary stability of cementless acetabular cups: an in vitro study]. - PubMed - NCBI. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*. 2007 Jun;52(3):243–7.
  23. Hailer NP, Garellick G, Kärrholm J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop*. 2010 Feb 22;81(1):34–41.
  24. Grimberg A, Jansson V, Melsheimer O, Steinbrück A. *EPRD Jahresbericht 2019. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie*. 2019.

25. Wyatt M, Hooper G, Frampton C, Rothwell A. Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement. *World Journal of Orthopedics*. Baishideng Publishing Group Inc; 2014 Nov 18;5(5):591–6.
26. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. *J Bone Joint Surg Am*; 1992 Aug;74(7):1009–20.
27. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br*. 1987 Jan;69(1):45–55.
28. MA Ritter, RW Fechtmann. Distal cortical hypertrophy following total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. *J Arthroplasty*; 1988;3(2).
29. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Schattauer; 1991.
30. Katzer A, Löhr JF. Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen. *Deutsches Ärzteblatt*. 2003;12(100).
31. Huang T-W, Wang C-J, Shih H-N, Chang Y, Huang K-C, Peng K-T, et al. Bone turnover and periprosthetic bone loss after cementless total hip arthroplasty can be restored by zoledronic acid: a prospective, randomized, open-label, controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017 May 22;18(1):455.
32. M Stilling, O Rahlbeck, K Soballe. Inferior Survival of Hydroxyapatite Versus Titanium-Coated Cups at 15 Years. *Clin Orthop Relat Res*. *Clin Orthop Relat Res*; 2009 Nov 1;467(11):2872–9.
33. Jerosch J. Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen [Internet]. *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis*. 2012 [cited 2020 May 21]. Available from: <https://www.online-oup.de/article/kurzschafft-ist-nicht-gleich-kurzschafft-br-eine-klassifikation-der-kurzschafftprothesen-div-class-titleenglish-short-stems-are-different-br-a-classification-of-short-stem-designs-div/originalarbeiten/y/m/99>
34. Jerosch J. Unterschiede zwischen verschiedenen Kurzschaftendoprothesen. 2014 Jul 24;43(8):783–96.
35. Jerosch J, Glameyer H. Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). [Internet]. *Orthopädische Praxis*. 2009 [cited 2020 May 21]. pp. 45:74–81. Available from: <https://www.online-oup.de/article/5-bis-6-jahres-ergebnisse-einer-minihip-kurzschafftprothese/uebersichtsarbeiten/y/m/1020?pageNumber=4>
36. Hagel A, Hein W, Wohlrab D. Experience with the Mayo conservative hip system. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*; 2008 Aug;75(4):288–92.
37. RH Wittenberg, R Steffen, H Windhagen, P Bücking, A Wilcke. Five-year Results of a Cementless Short-Hip-Stem Prosthesis. *Orthopedic reviews*. *Orthop Rev (Pavia)*; 2013 Mar 19;5(1):4.

38. Capone A, Bienati F, Torchia S, Podda D, Marongiu G. Short stem total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head in patients 60 years or younger: a 3- to 10-year follow-up study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017 Jul 17;18(1):1604.
39. Kutzner KP, Pfeil J. Individualized Stem-positioning in Calcar-guided Short-stem Total Hip Arthroplasty. *JoVE*. 2018;(132):e56905–doi:10.3791–56905.
40. Kutzner KP, Freitag T, Donner S, Kovacevic MP, Bieger R. Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in short-stem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2017 Feb 2;137(3):431–9.
41. Höhle P, Schröder SM, Pfeil J. Comparison between preoperative digital planning and postoperative outcomes in 197 hip endoprosthesis cases using short stem prostheses. *Clinical Biomechanics*. 2015 Jan;30(1):46–52.
42. S. Mai, J Peil, Siebert W, Kutzner KP. Kalkar-geführte Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik – eine Übersicht OUP 06/2016
43. Merle C, Clarius M, Aldinger PR. Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty. *Der Orthopade*. *Orthopade*; 2010 Jan;39(1):80–6.
44. M Gortchacow, M Wettstein, DP Pioletti, M Müller-Gerbel, A Terrier. Simultaneous and Multisite Measure of Micromotion, Subsidence and Gap to Evaluate Femoral Stem Stability. *Journal of Biomechanics*. *J Biomech*; 2012 Apr 30;45(7):1232–8.
45. KA Zweymüller, UM Schwarzinger, MS Steindl. Radiolucent Lines and Osteolysis Along Tapered Straight Cementless Titanium Hip Stems: A Comparison of 6-year and 10-year Follow-Up Results in 95 Patients. *Acta Orthop*. *Acta Orthop*; 2006 Dec 1;77(6):871–6.
46. Kärrholm J. Radiostereometric analysis of early implant migration – a valuable tool to ensure proper introduction of new implants. *Acta Orthop*. Taylor & Francis; 2012 Dec 1;83(6):551–2.
47. A Roth, G Richartz, K Sander, A Sachse, R Fuhrmann, A Wagner, et al. Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on the type of prosthesis and preoperative bone configuration. *Der Orthopade*. 2005 Apr 1;34(4):334–44.
48. Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, Rehbein P, Pfeil J. Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *Int Orthop*. Springer Berlin Heidelberg; 2015 Jul;39(7):1269–75.
49. Jerosch J. Is shorter really better? : Philosophy of short stem prosthesis designs. *Der Orthopade*. Springer-Verlag; 2011 Dec;40(12):1075–83.
50. Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone

- resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Dec;(285):13–29.
51. Jasty M, Bragdon C, Burke D, O'Connor D, Lowenstein J, Harris WH. In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. - PubMed - NCBI. *J Bone Joint Surg Am.* 1997 May;79(5):707–14.
  52. K Soballe, ES Hansen, H B-Rasmussen, P H Jorgensen, C Bünger. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res.* 1992 Mar 1;10(2):285–99.
  53. Biedermann R, Krismer M, Stöckl B, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzén H. Accuracy of EBRA-FCA in the measurement of migration of femoral components of total hip replacement. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse-femoral component ... - PubMed - NCBI. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 1999 Mar 1;81(2):266–72.
  54. Schmidutz F, Graf T, Mazoochian F, Fottner A, Jansson V. Migration analysis of a metaphyseal anchored short-stem hip prosthesis. *Acta Orthop.* 2012 Aug 20;83(4):360–5.
  55. Wilkinson JM, Hamer AJ, Elson RA, Stockley I, Eastell R. Precision of EBRA-Digital software for monitoring implant migration after total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* 2002 Oct;17(7):910–6.
  56. MALCHAU H, Kärrholm J, Wang YX, HERBERTS P. Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. Digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients. - PubMed - NCBI. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1995;66(5):418–24.
  57. Nunn D, Freeman MA, Hill PF, Evans SJ. The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1989 Aug;71(4):629–31.
  58. Wenz W, Buitrago-Tellez, Blum U, Hauenstein KH, Gufler H, Meyer E, Rudiger K. Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen. *Radiologe* 1992, 32:409-415
  59. Kärrholm J, Herberts P, Hultmark P, Malchau H, Nivbrant B, Thanner J. Radiostereometry of hip prostheses. Review of methodology and clinical results. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Nov;(344):94–110.
  60. Bragdon CR, MALCHAU H, Yuan X, Perinchieff R, Kärrholm J, Börlin N, et al. Experimental assessment of precision and accuracy of radiostereometric analysis for the determination of polyethylene wear in a total hip replacement model. *J Orthop Res.* 2002;20(4):688–95.
  61. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;232:1–51.

62. Krismer M, Tschupik JP, Bauer R, Mayrhofer P, Biedermann R. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. *Der Orthopäde*. 1997 Mar 17;26(3):229–36.
63. Krismer M, Bauer R, Tschupik J, Mayrhofer P. EBRA: a method to measure migration of acetabular components. - PubMed - NCBI. *Journal of Biomechanics*. 1995 Oct;28(10):1225–36.
64. Dt. Ges. f. Orthopädie und orthopäd. Chirurgie + BV d. Ärzte f. Orthopädie (Hrsg.) Leitlinien der Orthopädie. Dt. Ärzte-Verlag, 2. Auflage, Köln 2002 [Internet]. leitliniensekretariat.de. [cited 2019 Sep 20]. Available from: <http://www.leitliniensekretariat.de/files/MyLayout/pdf/hueftkopfnekrose.pdf>
65. Arbab D, König DP. Atraumatic Femoral Head Necrosis in Adults. *Deutsches Ärzteblatt Int*. 2016 Jan 22;113(3):31–8.
66. Swarup I, Lee Y-Y, Movilla P, Figgie MP. Common factors associated with osteonecrosis of the femoral head in young patients requiring total hip arthroplasty. - PubMed - NCBI. *HIP International*. 2015 Apr 23;25(3):232–6.
67. Glueck CJ, Freiberg RA, Wang P. Heritable Thrombophilia-Hypofibrinolysis and Osteonecrosis of the Femoral Head. *Clin Orthop Relat Res*. 2008 Mar 19;466(5):1034–40.
68. H. Pelz, Unfallchirurgie VNPHP. Die Femurkopfnekrose als Komplikation der medialen Schenkelhalsfraktur Unfallchirurgie, 1982, Volume 8, Number 2, Page 105
69. Nöth U, Reichert J, Reppenhagen S, Steinert A, Tingart M. Zellbasierte Therapie der Femurkopfnekrose. *Der Orthopäde*. 2007 May 1;36(5):466–71.
70. Lee MS, Chang Y-H, Chao E-K, Shih C-H. Conditions before collapse of the contralateral hip in osteonecrosis of the femoral head. *Chang Gung Med J*. 2002 Apr;25(4):228–37.
71. Reppenhagen et al. S3-Leitlinie: Die atraumatische Femurkopfnekrose des Erwachsenen; bayerisches-aerzteblatt September 2016. Available from: [https://www.bayerisches-aerzteblatt.de/fileadmin/aerzteblatt/ausgaben/2016/09/einzelpdf/BAB\\_9\\_2\\_016\\_416\\_420.pdf](https://www.bayerisches-aerzteblatt.de/fileadmin/aerzteblatt/ausgaben/2016/09/einzelpdf/BAB_9_2_016_416_420.pdf)
72. Reppenhagen S, Rackwitz L, Kenn W, Roth A, Goebel S, Rudert M, et al. Diagnostik der atraumatischen Femurkopfnekrose des Erwachsenen. *Osteologie*. 2017 Dec 30;19(01):10–7.
73. M J Fordyce, L Solomon, Early detection of avascular necrosis of the femoral head by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 1993 May
74. Sakai T, Sugano N, Nishii T, Hananouchi T, Yoshikawa H. Extent of osteonecrosis on MRI predicts humeral head collapse. *Clin Orthop Relat Res*. Springer-Verlag; 2008 May;466(5):1074–80.



75. Beltran J, Burk JM, Herman LJ, Clark RN, Zuelzer WA, Freedy MR, et al. Avascular necrosis of the femoral head: early MRI detection and radiological correlation. *Magn Reson Imaging*. 1987;5(6):431–42.
76. Grimm J, Hopf C, Higer HP. Die Femurkopfnekrose. © 1989 F. Enke Verlag Stuttgart, *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. © 1989 F. Enke Verlag Stuttgart; 2008 May 15;127(06):680–90.
77. Stevens K, Tao C, Lee S-U, Salem N, Vandevenne J, Cheng C, et al. Subchondral fractures in osteonecrosis of the femoral head: comparison of radiography, CT, and MR imaging. *AJR Am J Roentgenol*. American Roentgen Ray Society; 2003 Feb;180(2):363–8.
78. Tingart M, Bächis H, Perlick L, Lerch K, Lüring C, et al. Die Therapie der Osteonekrose des Femurkopfes: Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. © Georg Thieme Verlag Stuttgart · New York; 2004 Oct 7;142(05):553–8.
79. Mont MA. Systematic analysis of classification systems for osteonecrosis of the femoral head. - PubMed - NCBI. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Nov 1;88(suppl\_3):16–26.
80. Ficat RP. Idiopathic bone necrosis of the femoral head. Early diagnosis and treatment. *J Bone Joint Surg Br*. 1985 Jan;67(1):3–9.
81. Ficat RP. Idiopathic bone necrosis of the femoral head. Early diagnosis and treatment. *J Bone Joint Surg Br*. 1985 Jan;67(1):3–9.
82. Steinberg ME, Hayken GD, Steinberg DR. A quantitative system for staging avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br*. 1995 Jan;77(1):34–41.
83. Zibis AH, Fyllos AH, Karantanas AH, Arvanitis DL, Dailiana ZH, Malizos KN. Osteonecrosis of the femoral head – Diagnosis and management. *Precision Med*. 2015.
84. Gardeniers JWM: Report of the committee of staging and nomenclature. *ARCO News Letter* 1993; 5: 79–82.
85. Öner AY, Aggunlu L, Akpek S, Celik A, Le Roux P, Tali T, et al. Staging of hip avascular necrosis: is there a need for DWI? *Acta Radiol*. 2011 Feb;52(1):111–4.
86. Tarner IH, Dinser R, Müller-Ladner U. Pharmakotherapeutische Aspekte der Femurkopfnekrose. *Der Orthopade*. Springer-Verlag; 2007 May 1;36(5):446–50.
87. Castro FP, Barrack RL. Core decompression and conservative treatment for avascular necrosis of the femoral head: a meta-analysis. *Am J Orthop*. Centre for Reviews and Dissemination (UK); 2000 Mar;29(3):187–94.
88. Maus U, Flechtenmacher J, Peters KM. Konservative Therapie der atraumatischen Hüftkopfnekrose. *Der Orthopade*. Springer Medizin; 2018 Sep 1;47(9):735–44.

89. Stulberg BN, Davis AW, Bauer TW, Levine M, Easley K. Osteonecrosis of the femoral head. A prospective randomized treatment protocol. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 Jul;(268):140–51.
90. Ohzono K, Saito M, Takaoka K, Ono K, Saito S, Nishina T, et al. Natural history of nontraumatic avascular necrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Jan;73(1):68–72.
91. Wen P-F, Guo W-S, Zhang Q-D, Gao F-Q, Yue J-A, Liu Z-H, et al. Significance of Lateral Pillar in Osteonecrosis of Femoral Head. *Chinese Medical Journal.* 2017 Nov;130(21):2569–74.
92. Kang JS, Moon KH, Kwon DG, Shin BK, Woo MS. The natural history of asymptomatic osteonecrosis of the femoral head. *Int Orthop.* 2013 Jan 23;37(3):379–84.
93. Hofmann S, Mazières B. Osteonekrose: Natürlicher Verlauf und konservative Therapie. *Der Orthopäde.* Springer-Verlag; 2000 May 1;29(5):403–10.
94. Lieberman JR, Engstrom SM, Meneghini RM, SooHoo NF. Which Factors Influence Preservation of the Osteonecrotic Femoral Head? *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Aug 31;470(2):525–34.
95. Neumayr LD, Aguilar C, Earles AN, Jergesen HE, Haberkern CM, Kammen BF, et al. Physical Therapy Alone Compared with Core Decompression and Physical Therapy for Femoral Head Osteonecrosis in Sickle Cell Disease. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Dec;88(12):2573–82.
96. Grant SM, Goa KL. Iloprost. A review of its pharmacodynamic and pharmacokinetic properties, and therapeutic potential in peripheral vascular disease, myocardial isch... - PubMed - NCBI. *Drugs.* 1992 Jun;43(6):889–924.
97. Disch AC, Matziolis G, Perka C. The management of necrosis-associated and idiopathic bone-marrow oedema of the proximal femur by intravenous iloprost. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Apr;87-B(4):560–4.
98. Jäger DM, Werner A, Lentrodt S, Mödder U. Schmerztherapie bei nichtjuvenilen, aseptischen Osteonekrosen. *Der Schmerz; Ausgabe.* 2004 Nov 1.
99. Meizer R, Radda C, Stolz G, Kotsaris S, Petje G, Krasny C, et al. MRT-verifizierte Analyse von 104 mit Iloprost behandelten Patienten mit Knochenmarködemen unterschiedlicher Lokalisation. *Wien Klin Wochenschr.* 2005 Apr;117(7-8):278–86.
100. Kim HKW, Randall TS, Bian H, Jenkins J, Garces A, Bauss F. Ibandronate for prevention of femoral head deformity after ischemic necrosis of the capital femoral epiphysis in immature pigs. - PubMed - NCBI. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 Mar;87(3):550–7.

101. Jörgen Åstrand PA. Systemic alendronate prevents resorption of necrotic bone during revascularization. A bone chamber study in rats. *BMC Musculoskelet Disord*. BioMed Central; 2002;3(1):19.
102. S Argawala, S Shah, VR Joshi. The use of alendronate in the treatment of avascular necrosis of the femoral head: follow-up to eight years. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Aug 1;91(8):1013–8.
103. Lai K-A. The use of alendronate to prevent early collapse of the femoral head in patients with nontraumatic osteonecrosis. A randomized clinical study. - PubMed - NCBI. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Oct 1;87(10):2155–9.
104. Nishii T, Sugano N, Miki H, Hashimoto J, Yoshikawa H. Does alendronate prevent collapse in osteonecrosis of the femoral head? - PubMed - NCBI. *Clin Orthop Relat Res*. 2006 Feb; 443:273–9.
105. Glueck CJ, Freiberg RA, Sieve L, Wang P. Enoxaparin Prevents Progression of Stages I and II Osteonecrosis of the Hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2005 Jun; NA;(435):164–70.
106. Mont MA, Jones LC, Seyler TM, Marulanda GA, Saleh KJ, Delanois RE. New treatment approaches for osteonecrosis of the femoral head: an overview. *Instr Course Lect*. 2007; 56:197–212.
107. Wang C-J, Wang F-S, Yang KD, Huang C-C, Lee MS-S, Chan Y-S, et al. Treatment of osteonecrosis of the hip: comparison of extracorporeal shockwave with shockwave and alendronate. - PubMed - NCBI. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2007 Dec 1;128(9):901–8.
108. Yamamoto T. Subchondral Insufficiency Fractures of the Femoral Head. *Clinics in Orthopedic Surgery*. Korean Orthopaedic Association; 2012 Sep 1;4(3):173–80.
109. Kawate K, Yajima H, Sugimoto K, Ono H, Ohmura T, Kobata Y, et al. Indications for free vascularized fibular grafting for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007 Aug 8;8(1):672.
110. Im G-I, Kim D-Y, Shin J-H, Cho W-H, Lee C-J. Degeneration of the acetabular cartilage in osteonecrosis of the femoral head: Histopathologic examination of 15 hips. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009 Jul 8;71(1):28–30.
111. Wirtz DC, Röhrig H, Neuss M. Entlastungsbohrung des Hüftkopfes bei atraumatischer Osteonekrose. *Oper Orthop Traumatol*. Urban & Vogel; 2003 Sep 1;15(3):288–303.
112. Van Laere C, Mulier M, Simon JP, Stuyck J, Fabry G. Core decompression for avascular necrosis of the femoral head. *Acta Orthop Belg*. 1998 Sep;64(3):269–72.

113. Pierce TP, Jauregui JJ, Elmallah RK, Lavernia CJ, Mont MA, Nace J. A current review of core decompression in the treatment of osteonecrosis of the femoral head. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2015 Jun 5;8(3):228–32.
114. Schneider W, Breitenseher M, Engel A, Knahr K, Plenk H Jr., Hofmann S. Der Stellenwert der Bohrung in der Behandlung der Hüftkopfnekrose. *Der Orthopäde*. Springer-Verlag; 2000 May 1;29(5):420–9.
115. Rajagopal M, Samora JB, Ellis TJ. Efficacy of core decompression as treatment for osteonecrosis of the hip: a systematic review. - PubMed - NCBI. *HIP International*. 2018 Mar 13;22(5):489–93.
116. Scully SP, Aaron RK, Urbaniak JR. Survival analysis of hips treated with core decompression or vascularized fibular grafting because of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Sep;80(9):1270–5.
117. Kim S-Y, Kim Y-G, Kim P-T, Ihn J-C, Cho B-C, Koo K-H. Vascularized Compared with Nonvascularized Fibular Grafts for Large Osteonecrotic Lesions of the Femoral Head. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Sep;87(9):2012–8.
118. Ali SA, Christy JM, Griesser MJ, Awan H, Pan X, Ellis TJ. Treatment of avascular necrosis of the femoral head utilising free vascularised fibular graft: a systematic review. - PubMed - NCBI. *HIP International*. 2018 Jan 18;24(1):5–13.
119. Schneider W, Aigner N, Pinggera O, Knahr K. Intertrochanteric osteotomy for avascular necrosis of the head of the femur. Survival probability of two different methods. - PubMed - NCBI. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2002 Aug 1;84(6):817–24.
120. Saito S, Ohzono K, Ono K. Joint-preserving operations for idiopathic avascular necrosis of the femoral head. Results of core decompression, grafting and osteotomy. *J Bone Joint Surg Br*. 1988 Jan;70(1):78–84.
121. Dienst M, Kohn D. Die Osteonekrose des Hüftgelenks im Erwachsenenalter, *Orthopäde* Mai 2000 29: 430±44 Springer - Verlag 2000
122. Johannson HR, Zywiell MG, Marker DR, Jones LC, McGrath MS, Mont MA. Osteonecrosis is not a predictor of poor outcomes in primary total hip arthroplasty: a systematic literature review. - PubMed - NCBI. *Int Orthop*. 2010 Feb 25;35(4):465–73.
123. Beckmann J, Schattauer GmbH, Rader C, Lüring C, Rath B, Grifka J, et al. Endoprothetische Gelenk-versorgung bei Hüftkopfnekrose. *Osteologie*. Schattauer GmbH; 2010;19(01):46–52.
124. KIM Y-H, OH SH, KIM JS, KOO KH. Contemporary total hip arthroplasty with and without cement in patients with osteonecrosis of the femoral head. - PubMed - NCBI. *J Bone Joint Surg Am*. 2003 Apr;85(4):675–81.

125. Ritter MA, Helphinstine J, Keating EM, Faris PM, Meding JB. Total Hip Arthroplasty in Patients With Osteonecrosis: The Effect of Cement Techniques. *Clin Orthop Relat Res*. 1997 May;338:94–9.
126. Falakassa J, Diaz A, Schneiderbauer M. Outcomes of total joint arthroplasty in HIV patients. *Iowa Orthop J*. 2014;34:102–6.
127. Zhao C-S, Li X, Zhang Q, Sun S, Zhao R-G, Cai J. Early Outcomes of Primary Total Hip Arthroplasty for Osteonecrosis of the Femoral Head in Patients with Human Immunodeficiency Virus in China. *Chinese Medical Journal*. 2015 Aug;128(15):2059–64.
128. Hungerford MW. Survivorship of Femoral Revision Hip Arthroplasty in Patients with Osteonecrosis. *J Bone Joint Surg Am*. *J Bone Joint Surg Am*; 2006 Nov 1;88(suppl\_3):126–30.
129. Youn-Soo Park, YW Moon, KH Lee, SJ Lim. Revision Hip Arthroplasty in Patients with a Previous Total Hip Replacement for Osteonecrosis of the Femoral Head. *Orthopedics*. *Orthopedics*; 2014 Dec 1;37(12):e1058–62.
130. Gao Y-H, Li S-Q, Wang Y-F, Yang C, Liu J-G, Qi X. Arthroplasty in patients with extensive femoral head avascular necrosis. *Int Orthop*. 2015 Feb 18;39(8):1507–11.
131. Wang Y-S, Liu M, Li J-W, Hao Y-J, Li J-F, Yang J, et al. [Application of CFP short-stem prosthesis in the treatment of osteonecrosis of the femoral head]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*. 2011 Dec 20;91(47):3320–3.
132. Zeh A, Weise A, Vasarhelyi A, Bach A, Wohlrab D. Mittelfristige Ergebnisse der Mayo™-Kurzschafftprothese bei Hüftkopfnekrose. *Z Orthop Unfall*. 2011 Apr 5;149(02):200–5.
133. S. Mai et al. Erfahrungsbericht über 2 Jahre Anwendung des Kurzschaffts Optimys. *Deutscher Ärzte-Verlag | OUP | 2013; 2 (4)*
134. Ducheyne P, Hench LL, Kagan A, Martens M, Bursens A, Mulier JC. Effect of hydroxyapatite impregnation on skeletal bonding of porous coated implants. *J Biomed Mater Res*. 1980 May;14(3):225–37.
135. Thyssen JP, Jakobsen SS, Engkilde K, Johansen JD, Søballe K, Menné T. The association between metal allergy, total hip arthroplasty, and revision. *Acta Orthop*. Taylor & Francis; 2009 Dec;80(6):646–52.
136. Produktinfo optimys, Mathys AG Bettlach (Schweiz) Quelle: Internet. mathysmedical.com. [cited 2019 Sep 9]. Available from: [https://www.mathysmedical.com/Storages/User/Dokumente/Produktinfo/Huefte/Produktinfo\\_optimys\\_DE\\_V02.pdf](https://www.mathysmedical.com/Storages/User/Dokumente/Produktinfo/Huefte/Produktinfo_optimys_DE_V02.pdf)
137. Operationstechnik Technik optimys, Mathys AG Bettlach (Schweiz) Quelle: Internet; [https://www.mathysmedical.com/Storages/User/Dokumente/Operationstechnik/Huefte/OP-Technik\\_optimys\\_DE\\_V03.pdf](https://www.mathysmedical.com/Storages/User/Dokumente/Operationstechnik/Huefte/OP-Technik_optimys_DE_V03.pdf)

138. Pfeil J. The Anterolateral Approach with the Patient in Supine Position. In: Minimally Invasive Surgery in Total Hip Arthroplasty. Berlin, Heidelberg: Springer, Berlin, Heidelberg; 2010. pp. 63–77.
139. Krismer M, Biedermann R, Stöckl B, Fischer M, Bauer R, Haid C. The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. Einzel-Bild-Roentgen-Analyse-femoral component analy... - PubMed - NCBI. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1999 Mar 1;81(2):273–80.
140. Weiß C. Basiswissen Medizinische Statistik. Springer. Heidelberg; 2005.
141. Stahel Werner. Statistische Regressionsmodelle, Seminar für Statistik, ETH Zürich März 2005/Mai 2008
142. Floerkemeier T, Tscheuschner N, Calliess T, Ezechieli M, Floerkemeier S, Budde S, et al. Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. Arch Orthop Trauma Surg. Arch Orthop Trauma Surg; 2012 Aug;132(8):1125–31.
143. Tingart M, Beckmann J, Opolka A, Matsuura M, Schaumburger J, Grifka J, et al. Analysis of bone matrix composition and trabecular microarchitecture of the femoral metaphysis in patients with osteonecrosis of the femoral head. J Orthop Res. J Orthop Res; 2009 Sep;27(9):1175–81.
144. Wang C, Peng J, Lu S. Summary of the various treatments for osteonecrosis of the femoral head by mechanism: A review. Experimental and therapeutic medicine. Exp Ther Med; 2014 Sep;8(3):700–6.
145. Stechow D von, Drees P. Surgical treatment concepts for femoral head necrosis. Der Orthopäde. Orthopäde; 2007 May;36(5):451–7.
146. Issa K, Pivec R, Kapadia BH, Banerjee S, Mont MA. Osteonecrosis of the femoral head: the total hip replacement solution. The Bone & Joint Journal. Bone Joint J; 2013 Nov;95-B(11 Suppl A):46–50.
147. Floerkemeier T, Budde S, Gronewold J, Radtke K, Ettinger M, Windhagen H, et al. Short-stem hip arthroplasty in osteonecrosis of the femoral head. Arch Orthop Trauma Surg. Springer Berlin Heidelberg; 2015 May 1;135(5):715–22.
148. Johannson HR, Zywiol MG, Marker DR, Jones LC, McGrath MS, Mont MA. Osteonecrosis is not a predictor of poor outcomes in primary total hip arthroplasty: a systematic literature review. Int Orthop. Int Orthop; 2011 Apr;35(4):465–73.
149. Kim S-M, Lim S-J, Moon Y-W, Kim Y-T, Ko K-R, Park Y-S. Cementless modular total hip arthroplasty in patients younger than fifty with femoral head osteonecrosis: minimum fifteen-year follow-up. The Journal of Arthroplasty. J Arthroplasty; 2013 Mar;28(3):504–9.

150. Castelli CC, Rizzi L. Short stems in total hip replacement: current status and future. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. *Hip Int*; 2014 Oct 2;24 Suppl 10:S25–8.
151. Schnurr C, Loucif A, Patzer T, Schellen B, Beckmann J, Eysel P. Short stem survival after osteonecrosis of the femoral head. *Arch Orthop Trauma Surg*. *Arch Orthop Trauma Surg*; 2018 Apr;138(4):573–9.
152. Suksathien Y, Sueajui J. Mid-term results of short stem total hip arthroplasty in patients with osteonecrosis of the femoral head. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. *Hip Int*; 2019 Nov;29(6):603–8.
153. Zeh A, Weise A, Vasarhelyi A, Bach AG, Wohlrab D. Medium-term results of the Mayo™ short-stem hip prosthesis after avascular necrosis of the femoral head. *Z Orthop Unfall*. *Z Orthop Unfall*; 2011 Apr;149(2):200–5.
154. Kutzner KP, Donner S, Loweg L, Rehbein P, Dargel J, Drees P, et al. Mid-term results of a new-generation calcar-guided short stem in THA: clinical and radiological 5-year follow-up of 216 cases. *J Orthop Traumatol*. 2019 Oct 31;20(1):2471.
155. Freitag T, Kappe T, Fuchs M, Jung S, Reichel H, Bieger R. Migration pattern of a femoral short-stem prosthesis: a 2-year EBRA-FCA-study. *Arch Orthop Trauma Surg*. *Arch Orthop Trauma Surg*; 2014 Jul;134(7):1003–8.
156. Kutzner KP, Kovacevic MP, Freitag T, Fuchs A, Reichel H, Bieger R. Influence of patient-related characteristics on early migration in calcar-guided short-stem total hip arthroplasty: a 2-year migration analysis using EBRA-FCA. *J Orthop Surg Res*. 2016 Mar 7;11(1):20.
157. Kutzner KP, Ried E, Donner S, Bieger R, Pfeil J, Freitag T. Mid-term migration pattern of a calcar-guided short stem: A five-year EBRA-FCA-study. *Journal of orthopaedic science: official journal of the Japanese Orthopaedic Association*. *J Orthop Sci*; 2020 Nov;25(6):1015–20.
158. Freitag T, Fuchs M, Woelfle-Roos JV, Reichel H, Bieger R. Mid-term migration analysis of a femoral short-stem prosthesis: a five-year EBRA-FCA-study: *HIP International*. SAGE PublicationsSage UK: London, England; 2018 May 9.
159. Floerkemeier T, Budde S, Lewinski von G, Windhagen H, HurSchler C, Schwarze M. 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 Orthop*. Taylor & Francis; 2020 Feb 28.
160. Budde S, Seehaus F, Schwarze M, HurSchler C, Floerkemeier T, Windhagen H, et al. Analysis of migration of the Nanos® short-stem hip implant within two years after surgery. *Int Orthop*. *Int Orthop*; 2016 Aug;40(8):1607–14.

161. Stihsen C, Radl R, Keshmiri A, Rehak P, Windhager R. Subsidence of a cementless femoral component influenced by body weight and body mass index. *Int Orthop*. Springer-Verlag; 2012 May 1;36(5):941–7.
162. Floerkemeier T, Schwarze M, HurSchler C, Gronewold J, Windhagen H, Lewinski von G, et al. The Influence of Tribological Pairings and Other Factors on Migration Patterns of Short Stems in Total Hip Arthroplasty. *BioMed Research International*. Hindawi; 2017 Apr 13;2017.
163. L Loweg, KP Kutzner, M Trost, M Hechtner, P Drees, J Pfeil, et al. The Learning Curve in Short-Stem THA: Influence of the Surgeon's Experience on Intraoperative Adjustments Due to Intraoperative Radiography. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. *Eur J Orthop Surg Traumatol*; 2018 Feb 1;28(2):269–75.
164. Haverkamp D, Klinkenbijn MN, Somford MP, Albers GHR, van der Vis HM. Obesity in total hip arthroplasty--does it really matter? A meta-analysis. *Acta Orthop*. *Acta Orthop*; 2011 Aug;82(4):417–22.
165. Yeung E, Jackson M, Sexton S, Walter W, Zicat B. The effect of obesity on the outcome of hip and knee arthroplasty. *Int Orthop*. Springer; 2011 Jun;35(6):929–34.
166. Münger P, Röder C, Ackermann-Liebrich U, Busato A. Patient-related risk factors leading to aseptic stem loosening in total hip arthroplasty: a case-control study of 5,035 patients. *Acta Orthop*. *Acta Orthop*; 2006 Aug;77(4):567–74.
167. Röder C, Egli S, Münger P, Melloh M, Busato A. Patient characteristics differently affect early cup and stem loosening in THA: a case-control study on 7,535 patients. *Int Orthop*. *Int Orthop*; 2008 Feb;32(1):33–8.
168. Cherian JJ, Jauregui JJ, Banerjee S, Pierce T, Mont MA. What Host Factors Affect Aseptic Loosening After THA and TKA? *Clin Orthop Relat Res*. *Clin Orthop Relat Res*; 2015 Aug;473(8):2700–9.
169. Jerosch J. Gibt es eine Indikation für ein schenkelhalsteilerhaltendes Kurzschaftsystem (MiniHip) bei Patienten mit avaskulärer Femurkopfnekrose? *OUP* 2014; 4:178–183. DOI 10.3238/oup.2014.0178–0183
170. Dorr LD, Kane TJ, Conaty JP. Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A 16-year follow-up study. *The Journal of Arthroplasty*. *J Arthroplasty*; 1994 Oct;9(5):453–6.
171. Fyda TM, Callaghan JJ, Olejniczak J, Johnston RC. Minimum ten-year follow-up of cemented total hip replacement in patients with osteonecrosis of the femoral head. *Iowa Orthop J*. *Iowa Orthop J*; 2002;22:8–19.
172. Kutzner KP, Freitag T, Bieger R. Defining “undersizing” in short-stem total hip arthroplasty: the importance of sufficient contact with the lateral femoral cortex. *Hip international : the journal of clinical and experimental*



research on hip pathology and therapy. Hip Int; 2020 Jul 9;  
:1120700020940276.

## 8 Danksagungen

