

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
sowie
dem Zentrum für Orthopädie, Wirbelsäule und Unfallchirurgie
des St. Josefs-Hospitals Wiesbaden
als akademisches Lehrklinikum der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse nach Implantation der
Kurzschafthprothese optimys® bei Oberschenkelhalsfraktur

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Alexander Walz
aus Bochum

Mainz, 2025

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

1. Gutachter:

2. Gutachterin:

Tag der Promotion: 24. September 2025

Nachnutzungslizenz: Namensnennung (CC-BY-4.0)

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	V
1 Einleitung / Ziel der Dissertation	1
2 Literaturdiskussion	3
2.1 Anatomische und biomechanische Grundlagen des Hüftgelenks	3
2.2 Die Oberschenkelhalsfraktur	4
2.2.1 Inzidenz und Epidemiologie der Oberschenkelhalsfraktur.....	4
2.2.2 Symptome und klinische Zeichen der Oberschenkelhalsfraktur.....	4
2.2.3 Diagnostik der Oberschenkelhalsfraktur.....	5
2.2.4 Einteilung der Oberschenkelhalsfraktur.....	5
2.2.4.1 Klassifikation nach Pauwels	6
2.2.4.2 Klassifikation nach Garden	7
2.2.4.3 Die AO-Klassifikation	7
2.2.5 Problematik der Oberschenkelhalsfraktur.....	8
2.2.5.1 Biomechanische Auswirkung der Oberschenkelhalsfraktur.....	8
2.2.5.2 Auswirkungen auf die Blutversorgung bei Oberschenkelhalsfrakturen	8
2.2.6 Therapie der Oberschenkelhalsfraktur	9
2.2.6.1 Historische Entwicklung der Therapie der Oberschenkelhalsfraktur	9
2.2.6.2 Der heutige Stand der Therapie der Oberschenkelhalsfraktur	10
2.3 Die Hüftendoprothetik	10
2.3.1 Die historische Entwicklung der Hüftendoprothetik	10
2.3.2 Die Verankerungsmechanismen der Hüftprothesen.....	13
2.3.2.1 Die zementfreie Verankerung	13
2.3.2.2 Die zementierte Verankerung	14
2.3.2.3 Die Entwicklung des Knochenzements.....	15
2.3.2.4 Vor – und Nachteile des Knochenzements.....	16
2.3.2.5 Die Gleitpaarungen.....	18
2.4 Die Kurzschaftendoprothetik	19
2.4.1 Die Entwicklung der Kurzschaftendoprothese	19
2.4.2 Das Stress shielding	23
2.4.3 Die osteologische Kompetenz von Kurzschaftprothesen	25
2.4.4 Die Einteilung der Kurzschaftendoprothesen	25
2.4.4.1 Schenkelhalsershaltende Kurzschaftendoprothesen	27
2.4.4.2 Schenkelhalsresizierende Kurzschaftendoprothesen.....	27

2.4.4.3 Schenkelhalsteilerhaltende Kurzschaffendoprothesen.....	27
2.4.5 Die optimys Kurzschaffprothese und ihre Komponenten.....	30
2.4.6 Die Vorteile und Besonderheiten von Kurzschaffendoprothesen	31
2.4.7 Möglichkeiten und Grenzen der Kurzschaffendoprothesen.....	34
2.4.8 Kurzschaffendoprothesen bei Oberschenkelhalsfrakturen	36
3 Material und Methoden.....	39
3.1 Das Vorgehen bei Implantation der optimys-Kurzschaffprothese.....	39
3.1.1 Präoperative Planung und Implantation der Prothese	39
3.1.2 Die Betreuung der Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur bis zur Entlassung ..	43
3.2 Studiendesign	44
3.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien	44
3.2.2 Ethikantrag.....	44
3.2.3 Patientenkollektiv	45
3.3 Klinische Untersuchung	46
3.3.1 Schmerzen auf der visuellen Analogskala.....	46
3.3.2 Oxford Hip Score	47
3.3.3 Harris Hip Score	48
3.4 Radiologische Untersuchung.....	49
3.4.1 Die Dorr-Klassifikation	50
3.4.2 Das Verfahren der EBRA-FCA Messung.....	50
3.5 Statistik.....	54
4 Ergebnisse.....	55
4.1 Patientenkollektiv	55
4.2 Frakturklassifikation.....	56
4.3 Implantat.....	57
4.3.1 Implantatkombinationen.....	57
4.3.2 Pfannendurchmesser.....	58
4.3.3 Prothesenschaft.....	59
4.3.4 Femorales Offset	59
4.3.5 Prothesenkopf.....	60

4.4 Operationsdaten, Blutverlust und Dauer des Klinikaufenthaltes	60
4.5 Klinische Ergebnisse	62
4.5.1 Visuelle Analogskala.....	62
4.5.2 Oxford Hip Score	62
4.5.3 Harris Hip Score	63
4.5.4 Schulnote	64
4.5.5 Korrelation zwischen klinischem Outcome und Alter	65
4.5.6 Korrelation zwischen klinischem Outcome und BMI	65
4.6 Radiologische Ergebnisse.....	65
4.6.1 Dorr-Klassifikation.....	65
4.6.2 Radiologische Analyse mittels EBRA-FCA-Software	67
4.7 Komplikationen und Revisionen	67
5 Diskussion	70
5.1 Diskussionsgrundlage	70
5.2 Patientenkollektiv	71
5.3 Frakturklassifikation.....	72
5.4 Implantat.....	73
5.5 Operationsdaten, Blutverlust und Dauer des Klinikaufenthaltes	75
5.6 Klinische Ergebnisse.....	79
5.6.1 Klinische Scores	79
5.6.2 Korrelation zwischen klinischem Outcome und Alter	81
5.6.3 Korrelation zwischen klinischem Outcome und BMI.....	81
5.6.4 Korrelation zwischen klinischem Outcome und Dorr-Klassifikation	83
5.7 Radiologische Ergebnisse.....	84
5.8 Komplikationen und Revisionen.....	89
5.9 Grenzen und Einschränkungen der Studie	93
6 Zusammenfassung	95
7 Literaturverzeichnis.....	97

8 Anhang	119
8.1 Patienteninformation	119
8.2 Einwilligung zur Teilnahme an der Studie	122
8.3 Harris Hip Score	125
8.4 Oxford Hip Score	127
9 Danksagung	130
10 Tabellarischer Lebenslauf	131

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
BCIS	bone cement implantation syndrome
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
DmpT	Di-methyl-para-Toluidin
DHS	Dynamische Hüftschraube
EBRA	Einzel-Bild-Röntgen-Analyse
HHS	Harris Hip Score
kg	Kilogramm
KI	Konfidenzintervall
m	männlich
Mittelw.	Mittelwert
n	Anzahl
OHS	Oxford Hip Score / Oxford-12-Score
PAP-Fixation	posterior-anterior-posterior Fixation
RSA	Röntgen-Stereophotogrammetrie
TEP	Totalendoprothese
VAS	Visuelle Analogskala
w	weiblich

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Articulatio coxae, links: Hüftgelenk und proximales Femur (9), rechts: Schematische Darstellung des Kapsel-Band-Apparats (10), Ansicht jeweils von vorne..... 3
- Abbildung 2:** Links: Abschnitte des proximalen Femurs; 1) Oberschenkelkopf, 2a) medialer Oberschenkelhals, 2b) lateraler Oberschenkelhals, 3) pertrochantäre Region, 4) subtrochantäre Region. Zwischen dem medialen und lateralen Oberschenkelhals liegt der intermediäre Bereich; rechts: Nomenklatur der proximalen Oberschenkelhalsfrakturen anhand der Lokalisation der Frakturlinien (21)..... 5
- Abbildung 3:** Übersicht der drei gängigsten Klassifikationen der Oberschenkelhalsfrakturen mit Darstellung der klassischen Kriterien, von oben nach unten: Klassifikation nach Pauwels, Klassifikation nach Garden und AO-Klassifikation (22)..... 6
- Abbildung 4:** Blutversorgung des proximalen Femurs mit der hauptversorgenden Arteria circumflexa femoris lateralis (10)..... 9
- Abbildung 5:** PAP-Verankerung einer schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese; rote Punkte markieren die Abstützungspunkt des Implantats im Femur (13)..... 21
- Abbildung 6:** Arten der Kurzschaftimplantation des optimys Kurzschafts, von links nach rechts jeweils mit präoperativer Aufnahme, präoperativer Planung und postoperativer Kontrollaufnahme (A: Valgusanatomie mit Fit and Fill im Femurschaft, Prothesenschaft mit „standard“ Offset; B: Varusanatomie mit klassischer Dreipunktstützung hier mit lateralisiertem Prothesenschaft zur Offsetrekonstruktion). Die roten Linien entsprechen der individuellen Resektionshöhe, die weißen Schablonen dienen der Planung der Prothesenschaftposition (107)..... 22
- Abbildung 7:** Varische Ausrichtung des Kurzschaftimplantats mit metaphysärer Verankerung ohne erkennbares Stress Shielding (links: Postoperative Röntgenkontrolle; rechts: Follow-Up Kontrolle nach fünf Jahren; weiße Pfeile: Kalkar, weißer Kreis: Kritisches Areal, in dem Stress Shielding häufig zu beobachten ist) (99)..... 24
- Abbildung 8:** Ausrichtung des Implantats in neutraler Position mit zusätzlicher diaphysärer Verankerung (links: postoperative Röntgenkontrolle, rechts: Follow-Up Kontrolle nach fünf Jahren, 1. Stress-Shielding proximal; 2. kortikale Hypertrophie distal) modifiziert nach (99).24
- Abbildung 9:** Einteilung verschiedener Kurzschaftendoprothesen nach Resektionshöhe in schenkelhalserhaltende, schenkelhalsteilerhaltende und schenkelhalsresizierende Modelle nach Jerosch (13)..... 26
- Abbildung 10:** Die Schaftdesigns eingeteilt nach der aktuellen Klassifikation, modifizierte Abbildung nach Kheir et al. 2020 und Jerosch (13, 147). 30
- Abbildung 11:** optimys Schaft der Firma Mathys im charakteristischen Triple Taper Design. Die roten Markierungen zeigen das konische Design in 3 Ebenen, modifizierte Abbildung (116)..... 31
- Abbildung 12:** Links: Aushöhlung des Trochantermassivs durch verschiedene zementfreie Implantate; rot: Geradschaftprothese CLS Spotorno, gelb: Kurvierter zementfreier Geradschaft Corail, grün: Kalkargeführte Kurzschaftprothese; rechts: Vergleich des Knochenverlustes, a) klassische Geradschaftprothese, b) Kurzschaftprothese optimys (13, 159). 33

Abbildung 13: Präparation des Schaftes und Position der Prothese; von links nach rechts: Beginn der Schaftpräparation mit Eintrittspunkt der Ahle medial am Kalkar. Sukzessives Vorbereiten des Schaftlagers mit Raspeln aufsteigender Größe „around-the-corner“ entlang des Adam-Bogens bis zur Rotationsstabilität und gewünschter Positionierung nach Planung. Abschließendes Einbringen des Originalimplantats (6).....	33
Abbildung 14: Positionierung der Kurzschaftendoprothese bei unterschiedlichen Beinachsen; links valgus (low offset „standard“), Mitte neutral, rechts varus (high offset, lateralisiert) (13)	34
Abbildung 15: Die präoperative Prothesenplanung mittels digitaler Planungssoftware (MediCAD, Hetec GmbH, Altdorf / Landshut); rot: Pfannenplanung mit Details wie Modell, geplanter Verankerung und Durchmesser; blau: Schaftplanung mit Details wie Modell und Größe sowie Patientendaten und Vermessung der Beinlänge mit Hilfe von Linien durch Symphyse, Verbindung der Trochanteres minores und Unterrand der Tränenfigur; grün: 1) gemessene Beinlängendifferenz (10 mm), 2) Abstand des Konusmittelpunktes vom Rotationszentrum der Prothesenpfanne (9 mm). In diesem Fall wäre die Beinlänge bei Umsetzung der Planung ausgeglichen.....	39
Abbildung 16: Darstellung des anterolateralen Zugangswegs; so genannter "Wiesbadener Zugang" (103). Mit Muskellücke befindet sich zwischen dem M. tensor fasciae latae und dem M. gluteus medius.	40
Abbildung 17: Valgische (oben) und varische (unten) Hüftanatomie jeweils mit Planungsschablone und Verankerungen des optimys Kurzschafts (107).....	42
Abbildung 18: Flussdiagramm der Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen im St. Josefs-Hospital in Wiesbaden im Zeitraum von 2014 bis 2018. Darstellung der unterschiedlichen Versorgungsarten. Unter den zementfreien Hüfttotalendoprothesen wurden neben fünf Geradschaften auch 86 Kurzschaftprothesen implantiert. 72 Implantationen von Kurzschaftprothesen wurden im Untersuchungszeitraum von Oktober 2014 bis Oktober 2018 durchgeführt.	46
Abbildung 19: Die visuelle Analogskala zur Darstellung des subjektiven Schmerz-/Beschwerdeempfindens.....	47
Abbildung 20: Kriteriengewichtung der maximal zu vergebenen Punkte (100 Punkte) im Harris Hip Score in Prozent nach Harris (183).....	48
Abbildung 21: Klassifikation nach des Oberschenkelknochens nach Dorr Typ A-C: A: Enger Kanal mit dicken Kortikaliswänden („Sektkelch“). B: Mäßig starke Kortikaliswände. Typ C: Breiter Kanal mit dünnen Kortikaliswänden („Ofenrohr“) (185).	50
Abbildung 22: Bild einer EBRA-Messung mit den entsprechenden Referenzpunkten und Linien.....	51
Abbildung 23: Links: Referenzierung des Prothesenkopfdurchmesser; Mitte: Referenzierung der Schaftachse; rechts: Referenzierung zur Bestimmung der Sinterung.	53
Abbildung 24: Tabellarische Darstellung der berechneten Veränderungen der Prothesenposition. Die rote Markierung stellt das Sinterungsverhalten dar.	53
Abbildung 25: Graphische Darstellung der zuvor berechneten Veränderungen der Prothesenschaftposition.	54

Abbildung 26: Seite der Implantatversorgung.....	57
Abbildung 27: Implantatkombinationen im Gesamtkollektiv.....	58
Abbildung 28: Häufigkeit der Versionen des femoralen Offset im Gesamtkollektiv.	59
Abbildung 29: Häufigkeit der verwendeten Prothesenkopfdurchmesser (links) und Kopfgrößen (rechts) im Gesamtkollektiv.	60
Abbildung 30: Visuelle Analogskala, Punkteverteilung nach Geschlecht.....	62
Abbildung 31: Punkteverteilung im OHS aufgeteilt nach Geschlecht.....	63
Abbildung 32: Punkteverteilung im HHS aufgeteilt nach Geschlecht.....	64
Abbildung 33: Bewertung der Zufriedenheit nach Schulnote.	64
Abbildung 34: Verteilung nach Dorr-Klassifikation.	66
Abbildung 35: Sinterung im Verlauf der Nachuntersuchungen.	67
Abbildung 36: Prothesenüberleben in Prozent im Verlauf des Beobachtungszeitraums in Jahren.	69
Abbildung 37: Eingabe des Suchbegriffs „short stem cementless“ (links) sowie „short stem femur neck fracture“ (rechts) in PubMed (193, 194).	70
Abbildung 38: Links: Dargestellt ist der Unterschied eines suffizienten Kontaktes der Prothese mit der lateralen Kortikalis; a) postoperatives Röntgenbild, b) Messung des Abstandes der Prothese zur lateralen Kortikalis; in diesem Fall beträgt er 0 mm; rechts: Fehlender Kontakt im Fall eines "undersizing" des Prothesenschafts. Nach der Durchführung des postoperativen Röntgenbildes (a) zeigt sich ein gemessener Abstand von 2 mm (b) zur lateralen Kortikalis (258).....	85

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik und ihre Komponenten. Als harte Materialien werden Keramik und Metall, als weiches Material Polyethylen bezeichnet.....	18
Tabelle 2: Einteilung der Prothesensysteme nach Schaft- und Verankerungsstreckenlänge (143, 144).....	28
Tabelle 3: Untersuchung der Zufriedenheit im Oxford Hip Score (180).	47
Tabelle 4: Punkteverteilung der Bewegungsumfänge im Harris Hip Score nach Modifikation durch Haddad et al. (184).....	49
Tabelle 5: Bewertung der Punktzahl im Harris Hip Score (183).....	49
Tabelle 6: Alter und BMI in der Geschlechterverteilung.	56
Tabelle 7: Frakturklassifikation nach Garden im Gesamtkollektiv.	56
Tabelle 8: Pfannendurchmesser im Gesamtkollektiv.	58
Tabelle 9: Verteilung der Schaftgrößen im Gesamtkollektiv.....	59
Tabelle 10: Status der Erstoperateure und zugehörige Revisionsraten.....	61
Tabelle 11: Spearman Korrelationskoeffizient, n = 52. Korrelation zwischen klinischem Outcome und Alter.	65
Tabelle 12: Spearman Korrelationskoeffizient, n = 52. Korrelation zwischen klinischem Outcome und BMI.	65
Tabelle 13: Korrelation zwischen Dorr-Klassifikation und klinischem Outcome nach HHS...	66
Tabelle 14: Revisionsgründe und Zeit nach primärer Versorgung.	68
Tabelle 15: Möglichkeiten der operativen Versorgung bei Oberschenkelhalsfraktur in Abhängigkeit verschiedener Parameter (212). Die ASA-Klassifikation dient der Abschätzung des perioperativen Risikos und besteht aus Schweregrad 1-6, wobei ASA 1 einen gesunden Patienten, ASA 3 einen Patienten mit deutlichen Beeinträchtigungen und ASA 6 einen hirntoten Patienten/möglichen Organspender beschreibt (213).....	73

1 Einleitung/ Ziel der Dissertation

Bei in Deutschland stetig zunehmender Lebenserwartung und somit immer älter werdender Patientenklientel wächst der Anspruch an die Funktion und Langlebigkeit von implantierten Kunstgelenken. Eine uneingeschränkte körperliche Mobilität ermöglicht auch in höherem Lebensalter eine aktive Teilnahme am Gesellschaftsleben. Mit zunehmendem Lebensalter steigt die Beanspruchung von Gelenken und das Risiko, sturzbedingte Verletzungen zu erleiden. Eine Oberschenkelhalsfraktur ist in diesem Zusammenhang eine häufige und typische Verletzung des älteren Menschen, welche in der Folge häufig die Implantation einer Hüfttotalendoprothese nach sich zieht.

Zum aktuellen Zeitpunkt werden bei den Implantaten der Hüftendoprothetik Standzeiten von 15-20 Jahren erreicht (1), wobei der gesteigerte Aktivitätsgrad und die Länge der verbleibenden Lebenszeit, vor allem bei jüngeren Patienten¹, die Lebensdauer der jeweiligen Implantatkomponenten stark einschränken kann und damit die Revisionswahrscheinlichkeit erhöht (2). 20% der Patienten sind zum Zeitpunkt der Erstoperation nicht älter als 60 Jahre, was eine Zunahme der Revisionsoperationen bei jungen Patienten bedingt (3). Bei älteren Menschen erweist sich der Wechsel von Prothesen aufgrund von Multimorbidität und damit einhergehendem Operationsrisiko sowie eingeschränkter Knochenqualität, die einen maßgeblichen Anteil für die Stabilität der Prothese hat, oftmals als schwierig (4). Es resultiert ein höheres Komplikationsrisiko, einschließlich der Gefahr der unzureichenden Stabilität der Prothese im Knochen.

Nach einer Oberschenkelhalsfraktur werden bei älteren Patienten neben osteosynthetischen Verfahren bislang standardmäßig Geradschaftprothesen implantiert. In den letzten Jahren gewinnen sogenannte Kurzschaftendoprothesen in der Hüfttotalendoprothetik stetig an Popularität. Kurzschaftprothesen kamen bisher vorwiegend bei jungen und sportlich aktiven Patienten mit guter Knochenqualität zum Einsatz (5). Vorteile dieser Prothese sind ein weichteilschonenderer und knochenparenderer Eingriff, ein in der Regel geringerer Blutverlust sowie kürzere Operationszeiten (6).

¹ Das in dieser Promotionsschrift gewählte generische Maskulinum bezieht sich gleichermaßen auf die männliche, die weibliche und andere Geschlechteridentitäten. Im Sinne der besseren Lesbarkeit wird auf die Verwendung von Binnen-I, Unterstrich oder Sternchen verzichtet.

Sie verfolgen weiterhin das Ziel, ein Maximum an Stabilität bei gleichzeitig geringem Eingriff an körpereigener Knochensubstanz zu gewährleisten. Sollte trotz des eher gehobeneren Alters eine Revisionsoperation notwendig werden, ist potentiell eine günstigere Ausgangssituation hinsichtlich einer sicheren Verankerung zu erreichen (7).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung und Auswertung der Ergebnisse nach Versorgung mit einer Kurzschaftprothese bei Oberschenkelhalsfrakturen. Insbesondere soll herausgearbeitet werden, ob in diesen Fällen auch ältere und multimorbide Patienten von der Kurzschaftendoprothetik profitieren können. Daraus ergeben sich für die vorliegende Arbeit insbesondere folgende Fragestellungen:

- Welche klinischen Ergebnisse zeigen sich über einen Nachuntersuchungszeitraum von 2 Jahren?
- Wie stellt sich die Primärstabilität bzw. das Sinterungsverhalten des Kurzschaft-Implantates in den ersten 2 Jahren dar?
- Wie hoch ist die Komplikationsrate und welche sind die häufigsten Komplikationen?

2 Literaturdiskussion

2.1 Anatomische und biomechanische Grundlagen des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk ist ein bandgesichertes Nussgelenk und besteht aus den beiden artikulierenden Anteilen, der Hüftgelenkspfanne (Acetabulum) und dem darin liegenden Femurkopf (Caput femoris) (*Abbildung 1*). Am kugelig konfigurierten Femurkopf setzt das Ligamentum capitis femoris an, welches blutzuführende Gefäße (Ramus acetabularis der Arteria obturatoria) enthält. Der Schenkelhals (Collum femoris) grenzt proximal an den Femurkopf und distal an den Femurschaft (Corpus femoris). Am Übergang zwischen Corpus und Collum befinden sich die Apophysen, Trochanter major und Trochanter minor (8).

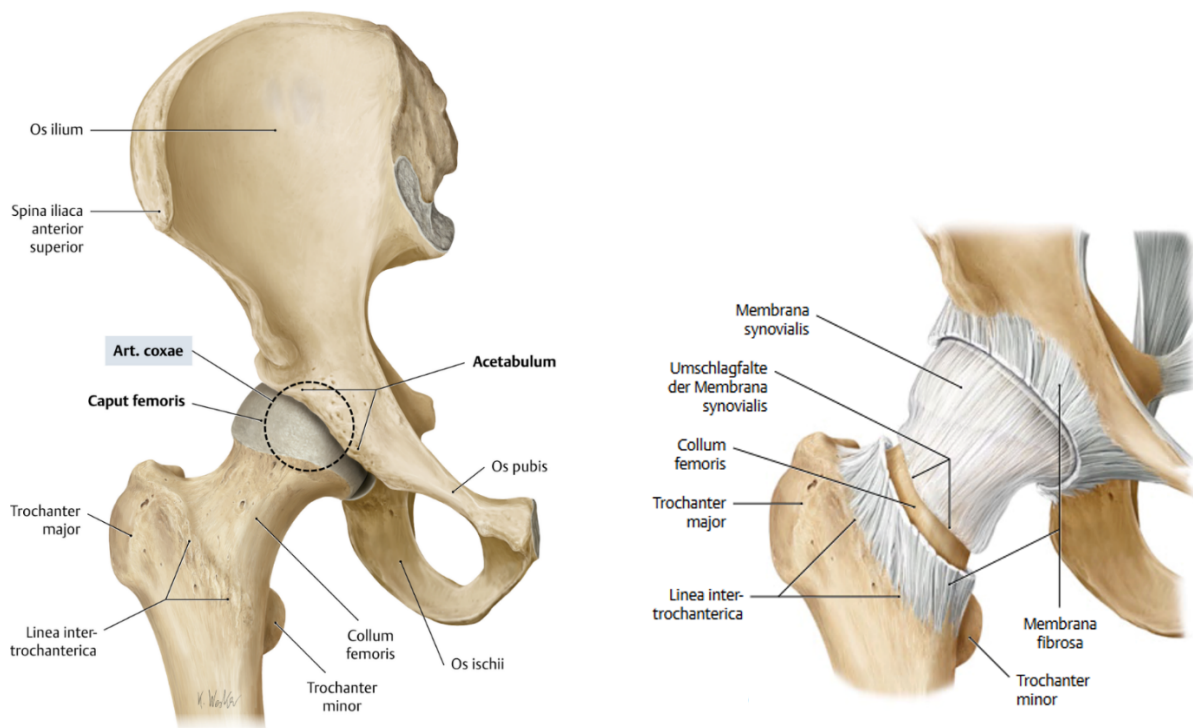


Abbildung 1: *Articulatio coxae*, links: Hüftgelenk und proximales Femur (9), rechts: Schematische Darstellung des Kapsel-Band-Apparats (10), Ansicht jeweils von vorne.

Das Hüftgelenk ist vom Acetabulum bis zur Linea intertrochanterica von einer Gelenkkapsel umgeben, die speziell durch die Ligamenta iliofemorale, pubofemorale und ischiofemorale im ventralen und dorsalen Bereich verstärkt wird (11). Muskulär gesichert wird das Hüftgelenk durch vier große Muskelgruppen, welche die Gelenke stabilisieren und das Bewegungsausmaß ermöglichen. Eine Besonderheit kommt den Abduktoren des Hüftgelenks zu.

Sie verhindern insbesondere beim Einbeinstand und in der Schwungbeinphase der Gegenseite ein Absinken des Beckens zur Gegenseite (12). Die physiologischen Bewegungsrichtungen im Hüftgelenk und die dazugehörigen Bewegungsausmaße sind im Folgenden aufgeführt (13):

- 10-15° Extension und 130-140° Flexion
- 30-50° Abduktion und bis 20-30° Adduktion
- bis 40-50° Innenrotation und bis 30-45° Außenrotation

Der Winkel, der durch die gedachte Verlängerung von Femur und Collum femoris entsteht, wird als Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) bezeichnet (14).

2.2 Die Oberschenkelhalsfraktur

2.2.1 Inzidenz und Epidemiologie der Oberschenkelhalsfraktur

Die Oberschenkelhalsfraktur ist eine häufige und typische Verletzung des älteren Menschen. Laut der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie erleiden etwa 160.000 Menschen pro Jahr in Deutschland eine Fraktur des Oberschenkelhalses. Die Inzidenz beträgt jährlich 600 bis 900 pro 100 000 Menschen bei über 65-Jährigen (15). Durch den demographischen Wandel erhöht sich die Inzidenz um ca. 3-5 % pro Jahr (16). Mit einer Geschlechterverteilung von 5:1 tritt die Verletzung gehäuft bei Frauen auf (17). Grund für die Häufung im gehobenen Alter ist neben der Abnahme der Knochendichte durch katabole Prozesse auch der Östrogenmangel, dessen Folge die Osteoporose ist. Bei älteren Menschen sind meist niederenergetische Sturzereignisse ursächlich, wobei internistische und neurologische Komorbiditäten eine Rolle spielen können. Hingegen ist bei jüngeren Patienten eine erhebliche Gewalteinwirkung erforderlich, die regelhaft bei Verkehrsunfällen im Sinne von Hochrasanztraumata, Stürzen aus größerer Höhe oder im Rahmen einer Reihe von Sportunfällen gegeben ist (18).

2.2.2 Symptome und klinische Zeichen der Oberschenkelhalsfraktur

In Abhängigkeit von der Energie des Sturzes sowie möglicherweise eingenommener Blutgerinnungsmedikation kann die Ausprägung einer Prellmarke, oftmals über dem Trochanter major, ausbleiben oder massiv ausfallen.

Klinisch klagen die Patienten meist über eine Schmerzausstrahlung in die Leiste oder auch das ipsilaterale Kniegelenk. Zudem zeigt sich häufig eine Verkürzung und Außenrotation des betroffenen Beins bei gleichzeitiger Bewegungseinschränkung.

2.2.3 Diagnostik der Oberschenkelhalsfraktur

Die Diagnosestellung wird neben der klinischen Symptomatik durch die radiologische Bildgebung in Form von Beckenübersichtsaufnahmen in anterior-posteriorem Strahlengang und Axialaufnahmen des entsprechenden Hüftgelenks komplettiert (19). Bei Begleitverletzungen und unklaren Befunden in der Röntgendiagnostik können weiterführende Maßnahmen, wie die Computertomographie, Magnetresonanztomographie und Knochenszintigraphie, hinzugezogen werden (20).

2.2.4 Einteilung der Oberschenkelhalsfraktur

Eingeteilt wird die Oberschenkelhalsfraktur anatomisch in die mit 80% am häufigsten vorkommende mediale, sowie eine seltenere intermediäre und eine seltene laterale Form, die eher bei jungen Patienten auftritt (18). Abgesehen von den lateralen Frakturen, die teilweise nur partiell intrakapsulär liegen, liegen alle Übrigen vollständig intrakapsulär. *Abbildung 2* liefert eine Übersicht zur Topographie der Oberschenkelhalsfrakturen.

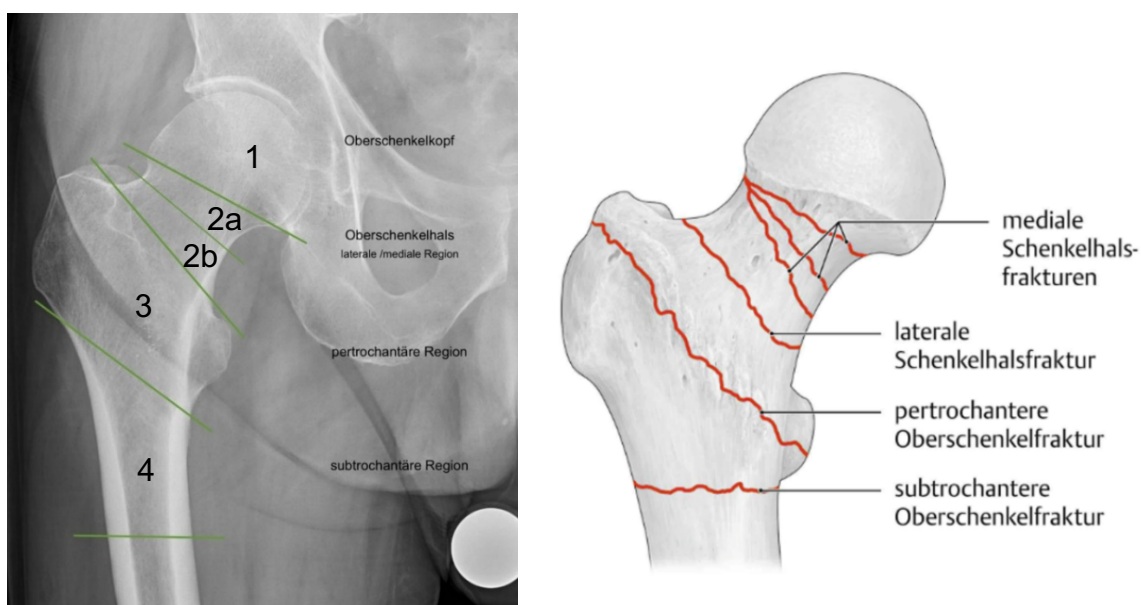


Abbildung 2: Links: Abschnitte des proximalen Femurs; 1) Oberschenkelkopf, 2a) medialer Oberschenkelhals, 2b) lateraler Oberschenkelhals, 3) pertrochantäre Region, 4) subtrochantäre Region. Zwischen dem medialen und lateralen Oberschenkelhals liegt der intermediäre Bereich; rechts: Nomenklatur der proximalen Oberschenkelhalsfrakturen anhand der Lokalisation der Frakturlinien (21).

Als gängigste Klassifikationen zur Einteilung der Oberschenkelhalsfrakturen gelten neben der AO-Klassifikation nach Müller (1990), die Klassifikation nach Pauwels (1928) sowie nach Garden (1964) (Abbildung 3).

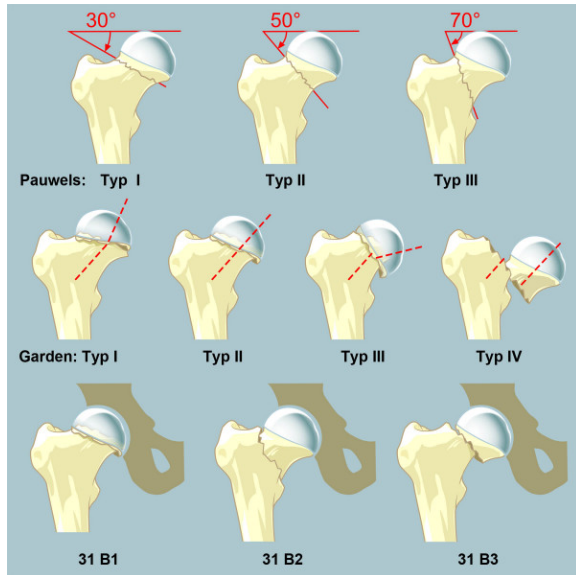


Abbildung 3: Übersicht der drei gängigsten Klassifikationen der Oberschenkelhalsfrakturen mit Darstellung der klassischen Kriterien, von oben nach unten: Klassifikation nach Pauwels, Klassifikation nach Garden und AO-Klassifikation (22).

2.2.4.1 Klassifikation nach Pauwels

Die Einteilung erfolgt in drei Gruppen, wobei der Neigungswinkel der Frakturebene zur Horizontalebene ausschlaggebend ist und damit Augenmerk auf die Stabilität der Fraktur gelegt wird. Mit zunehmender Steilheit der Frakturlinie I-III (30°-70°) nimmt das Risiko einer Dislokation der Fragmente sowie die Hüftkopfnekrose- und Pseudarthroserate zu, da es durch die Fraktur zur Zerreißung von lateralen Epiphysengefen kommt (19).

Typ I: Impaktiert, Bruchwinkel bis 30° zur Horizontalen

Typ II: Nicht impaktiert, Bruchwinkel >30° bis 50° zur Horizontalen

Typ III: Nicht impaktiert, Bruchwinkel >50° zur Horizontalen (23)

2.2.4.2 Klassifikation nach Garden

Die Klassifikation nach Garden findet insbesondere im englischsprachigen Raum Anwendung und dient als Entscheidungshilfe zwischen femurkopferhaltender Therapie oder einem Gelenkersatz. Die Frakturen werden anhand des röntgenologischen Grades der Dislokation im a. p.-Röntgenbild eingeteilt. Garden unterscheidet vier Frakturtypen (I-IV). Auch hier nimmt das Risiko für eine Hüftkopfnekrose mit steigender Gradeinteilung zu. Primär beschreibt die Einteilung damit die Vitalität des Kopffragmentes.

Typ I: Impaktiert, Aufrichtung der Kopftrabekel

Typ II: Nicht impaktiert/ disloziert, Unterbrechung der Trabekel ohne Abwinkelung

Typ III: Disloziert, Trabekel medial noch in Kontakt

Typ IV: Vollständig disloziert, Kopffragment ohne Kontakt mit Schenkelhals (24)

Während Garden I eine eingestauchte und Garden II eine nicht dislozierte Fraktur beschreibt, fällt die Unterscheidung der Garden III- und IV-Frakturen weniger leicht. Im Unterschied zur Garden-III-Fraktur, liegt bei der Garden IV-Fraktur die Destruktion der stützenden zervikalen Kortikalis vor, die für eine erfolgreiche Reposition notwendig ist. Zur einfacheren Beschreibung wird daher oft nur zwischen undislozierten Garden I- und II-Frakturen bzw. dislozierten Garden III und IV-Frakturen unterschieden (25).

In einer im Jahr 1976 veröffentlichten Studie von Garden et al. wurden in einem Kollektiv von 1503 Patienten in 80 % der Fälle Garden III- und IV-Frakturen festgestellt. Zwischen den Garden III-Frakturen bzw. Garden IV-Frakturen bestand kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Hüftkopfnekrose oder Pseudarthrose (26). Die aktuelle Literatur kommt zu ähnlichen Ergebnissen, wobei nur etwa 10 % der Frakturen als Garden I klassifiziert werden (27).

2.2.4.3 Die AO-Klassifikation

Die AO-Klassifikation, auch als Müller-Klassifikation (nach Maurice E. Müller benannt) bekannt, wurde von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen entwickelt und dient der weltweiten, klaren Beschreibung von Frakturen des Menschen.

Sie wird als 4-stelliger alphanummerischer Code ausgedrückt (zwei Zahlen, zwei Buchstaben) und beschreibt bezogen auf die Oberschenkelhalsfraktur den Frakturverlauf und die Dislokation des Kopfes im a. p.-Röntgenbild. Eingeteilt werden die Frakturen entsprechend der bekannten AO-Nomenklatur.

31-B1: Fraktur subkapital, impaktiert oder nicht, wenig disloziert

31-B2: Fraktur transzervikal

31-B3: Fraktur subkapital, nicht impaktiert, disloziert (28)

2.2.5 Problematik der Oberschenkelhalsfraktur

2.2.5.1 Biomechanische Auswirkung der Oberschenkelhalsfraktur

Beim Erwachsenen bilden Collum und Schaft physiologisch im Sinne einer coxa norma einen Winkel von 120-130° zueinander. Die axialen Belastungen entlang des Femurs werden im proximalen Bereich in Scherkräfte umgewandelt, weshalb Frakturen des Schenkelhalses biomechanisch problematisch sind, da sie auch die Versorgung maßgeblich beeinflussen. Mit zunehmendem Alter steigt die Biegebeanspruchung des proximalen Femur, da sich der CCD-Winkel auf Werte von ca. 115° verkleinert (19).

2.2.5.2 Auswirkungen auf die Blutversorgung bei Oberschenkelhalsfrakturen

Zudem hat die Blutversorgung eine entscheidende Bedeutung für die Prognose proximaler Femurfrakturen, da die Gefahr von Nekrosen am Femurkopf besteht. Femurkopf und Femurhals werden überwiegend durch Äste der Arteriae circumflexae femoris medialis et lateralis (60% laterale Zirkumflexarterie, 25% mediale Zirkumflexarterie, 20% Arteria ligamentum capitis femoris) versorgt (19). Im Zuge einer Fraktur kann daher die Blutversorgung mehr oder weniger gestört sein und die Heilung behindern oder im Zweifel verhindern (*Abbildung 4*).

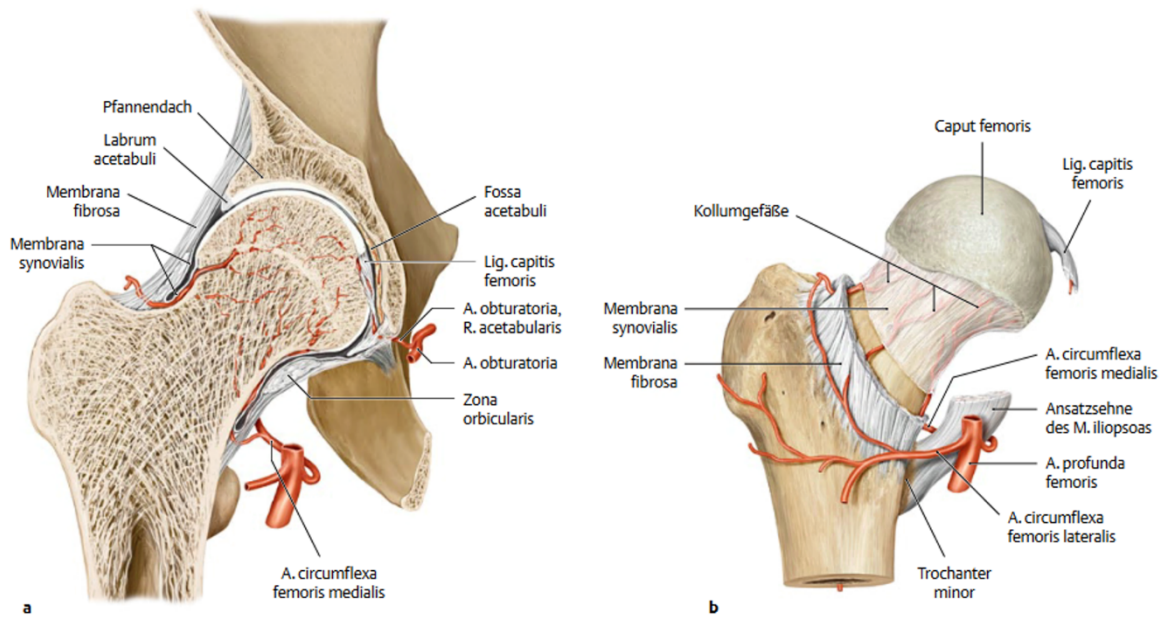


Abbildung 4: Blutversorgung des proximalen Femurs mit der hauptversorgenden Arteria circumflexa femoris lateralis (10)

2.2.6 Therapie der Oberschenkelhalsfraktur

2.2.6.1 Historische Entwicklung der Therapie der Oberschenkelhalsfraktur

Während die verschobenen Frakturen bis zum Ende des 19. Jahrhunderts hinsichtlich der wichtigen Femurkopfdurchblutung noch als schicksalhaft galten (29) und auch andere Quellen aufgrund der biomechanischen Problematik durch die entstehenden Scherkräfte (23) bis zum 20. Jahrhundert keine geeignete Lösung fanden (30), wurde erst um 1930 von ersten Osteosynthesen berichtet, deren Outcome jedoch trotz stetiger Weiterentwicklung nicht wegweisend war.

Im Jahre 1822 von Cooper noch als „unsolved-fracture“ bezeichnet, formulierte Garden 1971 den Begriff „unsolvable fracture“ und zweifelte auch im 20. Jahrhundert an einer adäquaten Versorgung im Sinne einer Ausheilung (29, 30). Eine bis heute essenzielle Regel in der Behandlung bzw. Prävention der Femurkopfnekrose wurde 1976 von Barnes, Brown, Garden und Nicoll im Rahmen einer Studie auf den Weg gebracht. Die Ergebnisse zeigten, dass es zu einer deutlich höheren Sterblichkeit kommt, sollte die Operation später als drei Tage nach dem Unfallereignis stattfinden (26). Der Durchbruch in der Versorgung wurde erst ab etwa 1950 mit der Entwicklung der Totalendoprothesen bzw. Duokopfprothesen erzielt. Diese werden bis heute stetig weiterentwickelt und generell in Kurz- und Standard- bzw. Langschaftprothesen eingeteilt.

2.2.6.2 Der heutige Stand der Therapie der Oberschenkelhalsfraktur

Hinsichtlich der Versorgung der Oberschenkelhalsfrakturen unterscheidet man zwischen der Möglichkeit der konservativen Versorgung, der Osteosynthese, dem Tausch lediglich einer Gelenkkomponente im Sinne einer Hemiprothese und dem totalen endoprothetischen Gelenkersatz. Die operative Therapie der Oberschenkelhalsfraktur stellt die Therapie der Wahl dar. Als grober Behandlungspfad gilt, dass Patienten unter 65 Jahren auch bei dislozierten Frakturen kopferhaltend mittels dynamischer Hüftschraube (DHS) oder Dreipunktverschraubung versorgt werden können. Eingestauchte Frakturen bei älteren Patienten können ebenso mit Hilfe einer Verschraubung vor einem Abrutschen bewahrt werden. Bei dislozierten Frakturen wird anhand des Aktivitätslevels über die optimale Versorgung entschieden. Aktiven Patienten wird vornehmlich eine Hüft-TEP (Totalendoprothese) eingesetzt. Bei Patienten mit geringem Anspruch an die Funktion steht aufgrund der geringeren Luxationsgefahr die Implantation einer Duokopfprothese im Vordergrund (18).

2.3 Die Hüftendoprothetik

2.3.1 Die historische Entwicklung der Hüftendoprothetik

Vor Einführung der Endoprothetik wurden Krankheitsbilder wie die Hüftgelenksarthrose, Koxitis und die Hüftkopfnekrose in der Regel konservativ und schließlich durch das Herstellen einer Girdlestone-Situation oder einer Arthrodesse behandelt. Nach einigen, meist frustrierten Versuchen seit 1768 Gelenkteile zu ersetzen (31), entwickelte Philip Wiles im Jahr 1938 in London die erste Hüftendoprothese aus rostfreiem Stahl mit Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung (32), um das ersetzte Gelenk funktioneller einsetzen zu können. Die Idee hinter der Prothese war ein Materialwechsel, da sich in den Jahren zuvor mehr und mehr septische Komplikationen und auch Reaktionen auf Fremdkörper gezeigt hatten. Er verankerte eine Gelenkpfanne mit zwei Schrauben und ersetzte den Hüftkopf durch einen Schraubenbolzen. Es zeigten sich jedoch keine guten Langzeitergebnisse. Das Resultat waren vermehrter Abrieb und Prothesenlockerungen (33). Bereits in den Jahren zuvor waren Versuche um 1920 durch Hey-Groves, den Hüftkopf durch Elfenbein zu ersetzen (34) und auch die im Jahr 1923 folgende Entwicklung von Smith-Petersen fehlgeschlagen. Dieser versuchte eine Glasschale auf den Hüftkopf aufzubringen (35).

In den sich anschließenden Jahren entwickelte sich, mit dem Ersatz der Femurkomponente und Erhalt der körpereigenen Pfanne, der Teilgelenkersatz (36). Die im Jahr 1953 implantierte Hüftendoprothese von McKee bestand aus einem Kobalt-Chrom-Molybdän-legiertem Schaft sowie einer Metallpfanne und war somit der Einstieg in die Gleitpaarung zweier Implantatkomponenten (37). Doch erst mit der Entwicklung und weltweiten Verbreitung der Anwendung von Knochenzement (Polymethylmethacrylat) sowie des „low friction arthroplasty“ Prinzips, bei dem die Gleitpaarung von Metall-Metall auf Metall-Teflon bzw. - Polyethylen geändert wurde, gelang es durch Sir John Charnley, die Krafteinleitung in den Knochen zu verbessern, sowie die dadurch entstehenden Lockerungen des Schafts zu reduzieren (38, 39). Durch die Umstellung von Metall-Metall auf Metall-Polyethylen um das Jahr 1960 konnte ein Schritt in der Endoprothetik verzeichnet werden, der sich in seiner Grundidee bis heute bewährt und im Laufe der Zeit lediglich weitere Modulationen erfahren hat. Es konnte eine höhere Erfolgsrate in der Hüftendoprothetik von über 90 % erzielt werden, bei gleichzeitig unbefriedigenden Langzeitergebnissen (40). Aus diesem Grund wurde insbesondere durch Judet, Müller und auch Mittelmeier in den folgenden zehn Jahren die Entwicklung der zementfreien Verankerung wieder fokussiert. Der Grundgedanke des verbesserten Prothesenhalts durch die Vergrößerung der Grenzfläche zwischen Prothese und Implantatlager (59) wurde weitergedacht. Es folgten Prothesen, mit dem Ziel der optimierten Osseointegration durch Einwachsen spongiöser Anteile des Knochens in die Oberfläche der Prothese (41). Erreicht werden sollte dies durch die Zunahme von Prothesenvolumen und Modulation der Oberflächenbeschaffenheit. Doch auch diese Schritte konnten die große Zahl aseptischer Lockerungen, die mit Zunahme der Standzeit auftraten, zunächst nicht signifikant reduzieren. Aufgrund von unvermeidbaren Mikrobewegungen der Prothese im Knochen und der daraus resultierenden Inflammationsreaktion des Gewebes um das Implantat, kam es zu einem Verlust des biologischen und mechanischen Gleichgewichts zwischen Knochen und Prothese und damit zum Substanzverlust des periimplantären Knochens (42), weshalb Müller eine frühzeitige Revisionsoperation für sinnvoll erachtete (43). Im Jahr 1980 wurde ein Prothesenschaft mit einer Titanlegierung entwickelt, welcher mittels distaler Press-fit-Verankerung fixiert werden konnte (44).

Unter der Press-fit- Verankerung versteht man die stabile Verankerung im Schaft, für deren Voraussetzung die Schaftpräparation 1-2 mm kleiner dimensioniert werden muss als die eigentliche Prothesengröße misst. Diese Art der Verankerung ist bis heute die Grundlage für eine Vielzahl an Prothesen.

Nachdem Lord und Bancel im Jahre 1983 durch eine poröse Oberflächengestaltung eine erhöhte Stabilität der Prothesen erreichen konnten (45), entwickelte Mittelmeier die Tragrippen-Endoprothese, die erstmals zementfrei verankert werden konnte (46). Wenige Jahre später entwickelte Spotorno die proximale Verankerung des Schaftes (47). Durch die angeraute Titanoberfläche konnte eine gute Osseointegration erreicht werden (48), was die vermehrte Implantation zementfreier Prothesen zur Folge hatte (AML-Prothese (Anatomic Medullary Locking) oder Aldinger CAD (Individualprothese nach CT)). Durch die ebenfalls erreichte vergrößerte Oberfläche durch die Legierung, konnte die zuvor unphysiologischere Krafteinleitung in das Femur, aus der das Stress Shielding resultiert, vermindert werden (49, 50). Im Laufe der folgenden Jahre wurden die erfolgsversprechenden Neuerungen weiter optimiert, somit aseptische Lockerungen reduziert und die Standzeit von zementfreien Geradschaftprothesen auf über 90 % erhöht (51). Bis heute beschäftigt das Phänomen der aseptischen Lockerung die Welt der Endoprothetik. Abriebprodukte beider Gelenkanteile, dem Hüftkopf sowie dem Inlay der Pfanne, können eine Fremdkörperreaktion hervorrufen, wobei am ehesten die Menge der Partikel und weniger die Art des verwendeten Materials entscheidend für die Ausprägung zu sein scheint (52). Werden die lokalen Abwehrzellen, insbesondere Makrophagen, durch die Menge des anfallenden Abriebs überfordert, kommt es durch die lokale Inflammation zur Osteolyse und in Folge dessen zur Reduzierung der Belastungsfähigkeit und damit zur Materialermüdung und vollständigen Lockerung der Prothese (53-57).

Radiologisch lassen sich die entstehenden Lysesäume oftmals nur im Verlauf auch im Sinne einer Implantatmigration beurteilen, wobei von einigen Autoren eine erkennbare Progredienz sowie eine Mindestbreite des Saumes von 2 mm beschrieben wird, um von einer relevanten Lockerung sprechen zu können (58, 59). Da in der Regel jedoch im Rahmen einer Kontrolluntersuchung lediglich eine native Röntgenaufnahme, die eine Messfehlerbreite von bis zu 5 mm aufweisen kann, angefertigt wird, ist die Aussagekraft ohne Anwendung digitaler Messverfahren deutlich eingeschränkt (56).

Mit der Weiterentwicklung der Medizintechnik erhielten, wie auch in anderen Bereichen der Patientenversorgung, die robotergestützte Versorgung und Individualversorgung Einzug in die Endoprothetik, ohne zunächst relevante Vorteile mit sich zu bringen. Durch die muskelschonenderen Operationszugänge mit dem Ziel der Verbesserung der postoperativen Rehabilitation sowie die weltweite Entwicklung der knochensparenden Kurzschaftprothesen für eine physiologischere Krafteinleitung in das Femur und die Weiterentwicklung der Werkstoffe wurde ein neues Kapitel geschrieben. Diese Philosophien bilden unter anderem die Grundlage für die Forschung an der optimys Kurzschaftprothese.

2.3.2 Die Verankerungsmechanismen der Hüftprothesen

Grundsätzlich unterscheidet man bei Hüftendoprothesen die zementfreie von der zementierten Verankerungsweise. Bei der Implantation einer Totalendoprothese können sowohl rein zementfreie bzw. zementierte Komponenten, als auch Kombinationen in Form von Hybridprothesen zum Einsatz kommen. Die Wahl des jeweils passenden Verfahrens muss individuell erfolgen und ist von diversen Faktoren abhängig.

2.3.2.1 Die zementfreie Verankerung

Die zementfreie Verankerung einer Prothese stellt gewisse Anforderungen an den Patienten, bei dem die Implantation durchgeführt werden soll und unterscheidet sich im Falle der Kurzschaftprothesen auch im Design von klassisch zementierten (Geradschaft-)Prothesen. Ziel ist das Einbringen der entsprechenden Prothese nach dem Fit-and-Fill-Prinzip, dem vollständigen Ausfüllen des Markraumes. Dies gelingt durch die Press-Fit-Technik, bei der die Raspeln oder Fräsen, mit denen der Markraum des Knochens, beziehungsweise das Pfannenlager, sukzessive für das Implantat vorbereitet wird, etwas kleiner gewählt werden, als die schlussendliche Prothesengröße.

Durch die passive Dehnung des Knochens beim Einschlagen der Originalprothese und die folgenden Rückstellkräfte der elastischen Spongiosa wird das Implantat fest umschlossen und sorgt somit für die nötige Primärstabilität (60).

2.3.2.2 Die zementierte Verankerung

Bei der zementierten Variante wird nach der Präparation des Knochenlagers, als Vorbereitung des Implantatlagers, dieses mit Knochenzement aufgefüllt, bevor die Implantation erfolgt. Im Falle des Schaftes wird dafür zunächst ein Zementstopper eingebracht, der das Ausbreiten des Knochenzements bis tief in die Diaphyse verhindern soll. Beim Aushärten muss ein hoher Gegendruck auf den Knochenzement ausgeübt werden. Das Aushärten ist bereits nach wenigen Minuten abgeschlossen und bietet mit seinem Zementmantel, als Verbindungsschicht zwischen Knochen und Implantat, umgehende Belastungsstabilität. Das Konzept der zementierten Verankerung lässt sich gut anhand der altbewährten, konventionellen Geradschaftprothese (z. B. dem sogenannten Müller-Geradschaft, entwickelt von Prof. Maurice E. Müller) verdeutlichen. Der Müller-Schaft ist bereits seit dem Jahr 1977 auf dem Markt. Nicht zuletzt aufgrund der einfachen Handhabung findet diese Schaftphilosophie eine breite Anwendung. Das Prinzip, das bei dieser Art von Prothesen verfolgt wird, ist eine vorwiegend diaphysäre Verankerung. Zusätzlich wird sie durch den umgebenden Zementmantel stabilisiert (61). Der Müller-Geradschaft verfolgt das Prinzip der selbstzentrierenden Keilform, durch die sich die Prothese eigenständig im Femurschaft ausrichtet und verblockt. Hierdurch kommt es seltener zu varischen oder valgischen Fehlstellungen (62). Eine zusätzliche Stabilität verleiht der Prothese die Oberflächenbeschaffenheit mit ihrer Rippenstruktur sowie die Verankerung mittels Zementmantel (63). Registerdaten und Resultate aus klinischen Untersuchungen unterstreichen die durchaus zufriedenstellenden Ergebnisse hinsichtlich der Standzeit bzw. Zuverlässigkeit (64-66). Das Konzept und die Philosophie der Geradschaftendoprothesen wurden in der Folge von diversen Herstellern (Sulzer, Protek, Allopro AG) aufgegriffen und werden bis heute angeboten. Es handelt sich um die meist implantierten Prothesen weltweit.

2.3.2.3 Die Entwicklung des Knochenzements

Als Knochenzement bezeichnet man umgangssprachlich das Zwei-Komponenten-System aus einem Pulver und einer Flüssigkeit, dessen Aufgabe es ist, ein Implantat im Knochen zu verankern, wobei die Qualität der Fixierung maßgeblich von der Prothesenbeschaffenheit, aber auch von der spongiösen Situation des implantataufnehmenden Knochens beeinflusst wird (67). In seiner Zusammensetzung besteht der Knochenzement aus einem polymeren Methyl-Methacrylat (PMMA), welches das Bindeglied zwischen Prothese und spongiöser Knochensubstanz bildet. Das Grundmaterial wurde im Jahr 1928 durch Otto Röhm entdeckt, zu dem heute bekannten Plexiglas entwickelt und im Jahr 1933 als solches patentiert. PMMA wurde anfänglich etwa ab dem Jahr 1940 zum Verschließen von Schädeldächern genutzt und fand erst um 1950 den Weg in die Endoprothetik. Aufgrund des Fehlens der Elastizität bei der Verwendung von reinem PMMA (Plexiglas) konnte die Verwendung als Verankerungsmaterial in den Anfängen keine zufriedenstellenden Ergebnisse hervorbringen. Entscheidend für den Erfolg des PMMA und damit der Standzeit einer implantierten Prothese ist das Bilden einer elastischen Zone, um einwirkende Kräfte besser ableiten zu können. Die Elastizität resultiert bei dem heutigen PMMA aus der Reaktion mit der umgebenden Körperflüssigkeit und hat positive Eigenschaften im Hinblick auf die Stabilität. Im Laufe der Weiterentwicklung erfolgte nach Forschung durch Sir John Charnley und Dennis Smith im Bereich der Zahnmedizin die Modifikation des PMMA durch Hinzugabe von DmpT (Di-methyl-para-Toluidin). Durch diese Komponente konnte die Reaktion, die zum Aushärten des PMMA führt, unter Raumtemperatur innerhalb von 9-13 Minuten erfolgen. Wegen hoher Infektionszahlen nach Endoprothesenimplantationen etwa im Jahr 1970 wurde dem PMMA durch Professor Buchholz aus Hamburg erstmals ein antibiotischer Wirkstoff beigemischt. PMMA wurde durch die Firma Heraeus im Jahr 1972 als Antibiotikaträger mit Palacos R und Gentamicin eingeführt und hat seitdem zu einer signifikanten Senkung der periprothetischen Infektionen gesorgt. Bei Bedarf können, insbesondere bei Revisionsoperationen nach Gelenkinfektionen, neben dem klassischen Gentamicin und Clindamycin auch individuelle Antibiotika zugesetzt werden. Das Verfahren wird auch als Drug-Delivery-System bezeichnet (68).

2.3.2.4 Vor – und Nachteile des Knochenzements

Die Entwicklung des PMMA war ein Meilenstein in der Endoprothetik und ist bis heute im klinischen Alltag unabdingbar. Seit der Einführung gilt der zementierte Gelenkersatz als einer der erfolgreichsten Routineeingriffe.

Ein wesentlicher Vorteil des Knochenzements ist die nach Aushärtung umgehende Stabilität des eingebrachten Implantats und die damit einhergehende Möglichkeit der Vollbelastung. Dies kommt insbesondere älteren Patienten zugute, da eine Teilbelastung oder möglicherweise Entlastung, wie es nach osteosynthetischen Versorgungen angezeigt ist, oft nicht eingehalten wird und somit eine Gefahr für das Ergebnis darstellen kann. Des Weiteren lässt sich der Knochenzement, durch die Möglichkeit auch als Drug-Delivery-System zu fungieren, vielfältig in der Revisionsendoprothetik einsetzen.

Doch die Verwendung des Knochenzements bringt nicht nur Vorteile mit sich. So wurden im Jahr 1978 durch Willert und Buchhorn auch Nachteile des Knochenzements beschrieben (69-72). Mit Fokus auf die Standzeit eines Implantats beschäftigt man sich unausweichlich auch mit erforderlichen Revisionsoperationen. Allgemein besteht bei einer zuvor zementierten Prothese ein größeres Risiko für perioperative Frakturen, insbesondere durch das erschwerte Entfernen des ausgedienten Implantates sowie der Zementreste. Eine Möglichkeit, diesem Problem zu begegnen, ist die Zement-in-Zement-Revision, bei der eine erneute Zementschicht in die bestehende hineingegeben wird (73). Diesbezüglich wird in der Literatur von guten mittelfristigen Ergebnissen berichtet (74). Während der exothermen Reaktion, die beim Aushärten des Zements abläuft, kann es durch die Denaturierung von Eiweißen zu Nekrosereaktionen im Bereich der Prothese kommen und so die Osseointegration gestört werden. Ein weiterer Nachteil, der möglicherweise zellschädigend sein und damit Einfluss auf die Festigkeit des Implantats nehmen kann, wird in Arbeiten von Gallo und Hou beschrieben (75, 76).

Ein wesentlicher Nachteil der Anwendung des Knochenzements, insbesondere bei älteren Patienten, ist die Gefahr des Knochenzement-Implantations-Syndroms (BCIS). Als BCIS bezeichnet man eine häufig verkannte Komplikation, da sich die Symptome und Schweregrade sehr unterschiedlich präsentieren. Auftreten kann es sowohl intraoperativ als auch perioperativ und in ausgeprägten Fällen zum Tode führen (77). Zu den Symptomen zählen Hypotonie, Hypoxie, hoher pulmonaler Gefäßwiderstand, Arrhythmien, Bewusstlosigkeit und der Myokardinfarkt (78-81).

Um den Schweregrad des BCIS zu klassifizieren, dient auch heute noch die von Donaldson et. al (82) ausgearbeitete Einteilung in drei Schweregrade. Die mildeste Form geht mit einer milden Hypoxie ($\text{spO}_2 < 94\%$) oder einer Hypotension mit Abfall des systolischen Blutdrucks von mehr als 20 % einher. Grad 2 imponiert durch eine Hypoxie mit einer Sauerstoffsättigung im Blut von weniger als 88 %, einem Blutdruckabfall von mehr als 40 % oder einem Bewusstseinsverlust. Von einem BCIS Grad 3 spricht man im Falle eines Kreislaufstillstandes mit der Notwendigkeit von Wiederbelebungsmaßnahmen. Die pathophysiologischen Gründe für das Auftreten der genannten Symptome sind noch nicht vollständig geklärt. Nachdem die toxische, detonisierende Wirkung des Knochenzements auf die glatte Muskulatur der Gefäße als Auslöser der hämodynamischen Reaktion als weniger wahrscheinlich angesehen werden kann (83, 84), wird aktuell das Embolus-vermittelte Modell diskutiert. Hierbei kommt es durch den hohen Druck im Schaft beim Einbringen der Endoprothese in das Femur möglicherweise zur Einschwemmung von Zellen, Luft, Knochen oder Zementresten in die Blutbahn. Die potenzielle Embolie verursacht in Hirn oder Lunge eine Vasokonstriktion, die letztlich hämodynamisch relevante Reaktionen mit sich bringt (82, 85). Weiterhin könnten Komplementfaktoren durch ihre Wirkung ähnlich wie bei einer Anaphylaxie zu einer Hypotonie führen. Durch eine intravenöse Prophylaxe mittels H1- und H2-Antagonisten 15 Minuten vor der Zementierung kann ein protektiver Effekt erzielt werden (86).

Die Vorzüge der zementfreien Verankerung hingegen wurden zu einem späteren Zeitpunkt im Jahr 1995 durch Morscher beschrieben (87). Durch das Vermeiden eines weiteren Werkstoffes kam es zum einen nicht mehr zur Ausbildung eines neuen, mutmaßlich komplikationsbehafteten Elastizitätsmoduls, zum anderen entfielen die mögliche Abnahme des Zementvolumens im Aushärtungsprozess, Hitzeschäden der umliegenden Gewebe sowie eine anaphylaktische Reaktion.

Neben der Möglichkeit bei zementfreien Implantationen Spongiosaplastiken durchführen zu können, ist grundsätzlich von einer geringeren Operationszeit und einem geringeren Blutverlust auszugehen. Sollte es bei einem Implantatversagen zu einer Revisionsoperation kommen, kann der operative Eingriff mit einer geringeren Knochenzerstörung erfolgen (88).

2.3.2.5 Die Gleitpaarungen

Im Bereich der künstlichen Gelenkpfanne lassen sich neben Modellen, die sich mittels Press-Fit verankern, auch zementierte oder geschraubte Varianten realisieren, wobei durch radiostereometrische Messungen gezeigt werden konnte, dass Schrauben in der Regel keinen Mehrwert im Hinblick auf die Stabilität liefern (89). Die Gelenkpfanne stellt den artikulierenden Partner zur femoralen Komponente, dem künstlichen Hüftkopf dar, und kann unterschiedlich aufgebaut sein. Neben Monoblockpfannen, wie beispielsweise der RM-Pfanne (Firma Mathys), die zwischen 1960 und 1970 entwickelt wurde, existieren auch modulare Pfannen bei denen auch intraoperativ noch eine Änderung der Gleitpaarung vorgenommen werden kann. Grundsätzlich kann zwischen hart-auf-weich- und hart-auf-hart-Paarungen unterschieden werden. In *Tabelle 1* sind die jeweiligen Kombinationsmöglichkeiten und ihre Zuteilung aufgezeigt.

Hart auf weich	Hart auf hart
Metall / Polyethylen	Metall / Metall
Keramik / Polyethylen	Keramik / Keramik

Tabelle 1: *Gleitpaarungen in der Hüftendoprothetik und ihre Komponenten. Als harte Materialien werden Keramik und Metall, als weiches Material Polyethylen bezeichnet.*

Welche der entsprechenden Gleitpaarung letztlich genutzt wird, ist neben dem aktuellen Stand der Forschung im Sinne der Studienlage und Registerdaten auch abhängig von der Erfahrung des Operateurs oder der wirtschaftlichen bzw. betriebswirtschaftlichen Entscheidungen des jeweiligen Zentrums, in dem die Implantation durchgeführt wird. Metall-Metall Paarungen sollten auf Grundlage von Studien nur noch in Ausnahmefällen Anwendung finden.

Durch die Entwicklung von quervernetztem Polyethylen (XPE) konnten die Revisionsraten deutlich gesenkt werden, wobei das Material des artikulierenden, künstlichen Hüftkopfes keinen signifikanten Einfluss zeigt. Ähnliche gute Ergebnisse hinsichtlich der Standzeit können mit rein keramischen Paarungen erreicht werden (90). Im internationalen Vergleich findet man gehäuft modulare Pfannen, bei denen bei einer möglichen Revisionsoperation ein reiner Inlaywechsel erfolgen kann, ohne die Pfanne selbst aus der knöchernen Verankerung lösen zu müssen.

Allerdings birgt dieses Baukastenprinzip auch das Risiko der Bruchgefahr des Inlays bei dünnem Polyethylen, insbesondere bei der Verwendung von Keramikteilen, sowie das Risiko von vermehrt auftretenden Osteolysen. Werden Monoblockpfannen zementfrei eingesetzt, können diese bei Verschleiß mit einem in der Regel überschaubaren Aufwand revidiert werden. Bezüglich der Überlegenheit eines der beiden Pfannensysteme lässt sich auch in vergleichenden Übersichtsarbeiten derzeit keine Signifikanz erkennen (91-93).

2.4 Die Kurzschaftendoprothetik

Kurzschaftendoprothesen gewinnen seit ihrer Einführung mehr und mehr an Bedeutung. Dieser Trend bestätigt sich auch in den Ergebnissen des Jahresberichts 2023 des Deutschen Endoprothesenregisters. Im Jahr 2022 wurden 177.826 Erstimplantationen an Hüftgelenken durchgeführt, darunter 88,1 % Totalendoprothesen und 11,9 % Teilendoprothesen. 13,3 % der operierten Patienten wurden mittels Kurzschaftendoprothese versorgt. Dieser neue Höchstwert hat sich seit 2015 (5,7 %) mehr als verdoppelt (94). Weiterhin hat sich der Anteil der vollzementierten Prothesen von 8,1 % im Jahr 2014 auf bis heute 3,7 % reduziert, bei wachsender Zahl an hybriden Totalendoprothesen (17,9 %), sowie vollständig zementfreien Verankerungen (77,2 %), die insgesamt sehr zufriedenstellende Langzeitergebnisse zeigen (95, 96).

2.4.1 Die Entwicklung der Kurzschaftendoprothese

Die Entwicklung der Kurzschaftendoprothese ist die Konsequenz aus jahrzehntelanger Erfahrung im Bereich der Endoprothetik. Vorrangiges Ziel war es, auch jüngeren Patienten mit Verschleißerscheinungen des Hüftgelenkes mit der Implantation einer Hüftgelenksendoprothese langfristig nicht nur eine Schmerzlinderung und bessere Lebensqualität, sondern vielmehr auch eine knochensparende Option zu bieten, die auch eine Revisionsoperation erleichtern und möglicherweise das Ergebnis verbessern kann (2). Die geringe knöcherne Resektion mit Schonung der Trochanterregion und der Diaphyse, die oftmals weniger voluminösen Schäfte, und insbesondere die möglichst proximale Krafteinleitung in das Femur unterstreichen dabei die Philosophie der Kurzschaftendoprothese (13). Doch auch der sekundäre Knochenerhalt ist entscheidend für die Langlebigkeit eines Implantats.

Diesbezüglich hat sich in den letzten Jahren vermehrt das Stress Shielding als potentieller Faktor für eine aseptische Prothesenlockerung und damit verfrühte Revisionsnotwendigkeit abgezeichnet, das mit der Einführung der Kurzschäfte verringert werden sollte (7, 13, 97, 98). Eine suffiziente Primärstabilität und somit stabile Integration der Prothese in den Knochen ist dabei essentiell und kann das Risiko für eine axiale Schaftmigration senken (99-101). Durch das parallele Vortreiben der minimalinvasiven Implantationstechnik sollte die intraoperative Schädigung der Muskeln und Weichteile verringert und das von vielen Patienten als äußerst wichtig empfundene, kosmetische Ergebnis verbessert werden (102, 103). Wesentliche Bestandteile einer gut angepassten Endoprothese sind die möglichst exakte Wiederherstellung der patienteneigenen Gelenkbiomechanik (13, 104) unter Berücksichtigung des femoroazetabulären Offsets mit Rekonstruktion des Centrum-Collum-Diaphysen-Winkels sowie das Vermeiden einer Beinlängendifferenz (97, 105, 106). In der konventionellen Endoprothetik wurde versucht, den genannten Ansprüchen durch modulare Systeme und viele Prothesengrößen gerecht zu werden (3). Durch die entscheidende Änderung des Implantatdesigns der Kurzschaftprothesen ist über eine variable Resektion des Oberschenkelhalses ein Erreichen der individuellen Anatomie möglich (103, 105-108).

Im Jahr 1989 wurde der durch Morrey in der Mayo Clinic (Minnesota, USA) entwickelte Mayo-Schaft eingeführt, der sowohl gute frühfunktionelle Ergebnisse als auch gute Langzeitergebnisse zeigte (109). Es folgten einige Dutzend anderer Hersteller. Ebenso viele Prothesen verschwanden jedoch in den Folgejahren auch wieder, wie Falez in seiner Arbeit aus dem Jahr 2015 zusammenfasst (110). Grund dafür waren zum einen Revisionen aufgrund von Lockerungen bzw. Sinterung, zum anderen die Weiterentwicklung von Material und Schaftergonomie hinsichtlich der Primärstabilität, die wiederum eine essenzielle Voraussetzung für eine gute Osseointegration sind und schließlich zu einer Verlängerung der Standzeit der Prothese führen können (111). Die Anfänge der metaphysär verankerten Kurzschaftendoprothesen machten neben dem Mayo-Schaft (Firma Zimmer Biomet Inc., Warsaw, USA) der Metha-Schaft (Firma Aesculap, Tuttlingen, Deutschland). Beide Schäfte verfolgen eine schenkelhals-resezierende Implantationstechnik. Die Mayo-Prothese zeigte jedoch postoperativ häufig ein reduziertes Offset mit Spannungsverlust der gelenkumfassenden Strukturen, infolge dessen eine Kompensation durch eine Beinverlängerung in Kauf genommen werden musste (105, 106).

Der Nachteil der zuvor modularen Metha-Prothese bestand im Risiko für Konusbrüche. Erst nach der Designveränderung hin zum nicht modularen Schaft konnten akzeptable langfristige Ergebnisse erreicht werden (112, 113).

Im Gegensatz zu den schenkelhals-resezierenden Prothesenarten, zu denen auch die Standardschäfte gehören, verankern sich die weiterentwickelten schenkelhals-(teil)erhaltenen Systeme, zu denen auch der optimys Schaft der Firma Mathys zählt, nicht zwangsläufig diaphysär im Femurschaft. Sie folgen dem dreidimensionalen Fixationsprinzip und weisen drei Abstützpunkte auf, die man als Posterior-Anterior-Posterior-Fixation (PAP-Fixation) bezeichnet (*Abbildung 5*).

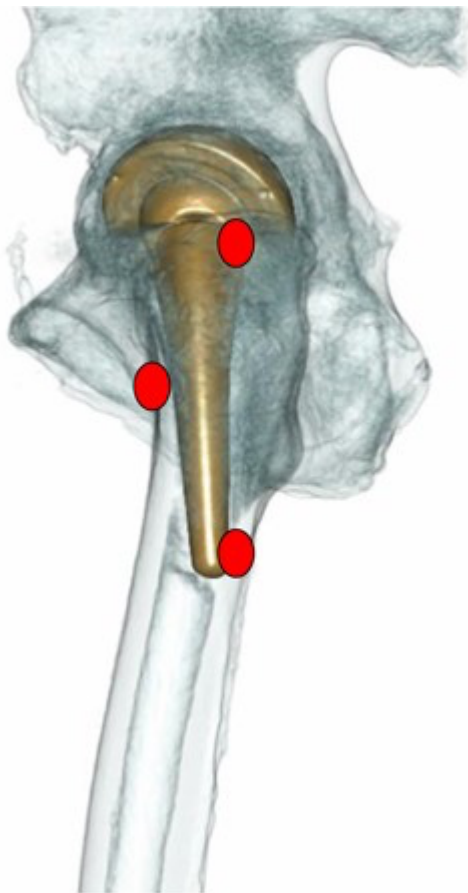


Abbildung 5: PAP-Verankerung einer schenkelhalsteilerhaltenden Kurzschaftprothese; rote Punkte markieren die Abstützungspunkt des Implantats im Femur (13).

Die Art der Verankerung richtet sich nach der Anatomie des Patienten (*Abbildung 6*). Bei einer coxa vara kann die Femurkomponente in der eigentlichen Kurzschaftweise implantiert werden, folgt medial dem Kalkar (kalkargeführt) und kommt mit der Prothesenspitze an der lateralen Kortikalis der proximalen Diaphyse zum Liegen.

Je valgischer die Anatomie des Schenkelhalses, desto eher erfolgt eine diaphysäre Verankerung. So wird die axiale Primärstabilität gesichert und zudem eine höhere primäre Rotationsstabilität erreicht, als es bei Geradschaftprothesen der Fall ist (114, 115). Das kalkargeführte Design der Kurzschaffendoprothese birgt, neben der schonenderen und komplikationsärmeren Implantationstechnik durch das Einbringen in der Round-the-corner-Technik über einen minimalinvasiven Zugang (3, 102, 116), den Vorteil der optimalen Rekonstruktion der individuellen Hüftanatomie (117). Dies führt nachweislich zu exzellenter klinischer Funktion (3, 97, 118) und sorgt für eine physiologischere Krafteinleitung in das Femur. In einer Studie aus dem Jahr 2012 konnten hierbei der optimys Schaft der Firma Mathys, der Fitmore-Schaft der Firma Zimmer und die Mini-Hip Prothese der Firma Corin die besten Ergebnisse erzielen (119).

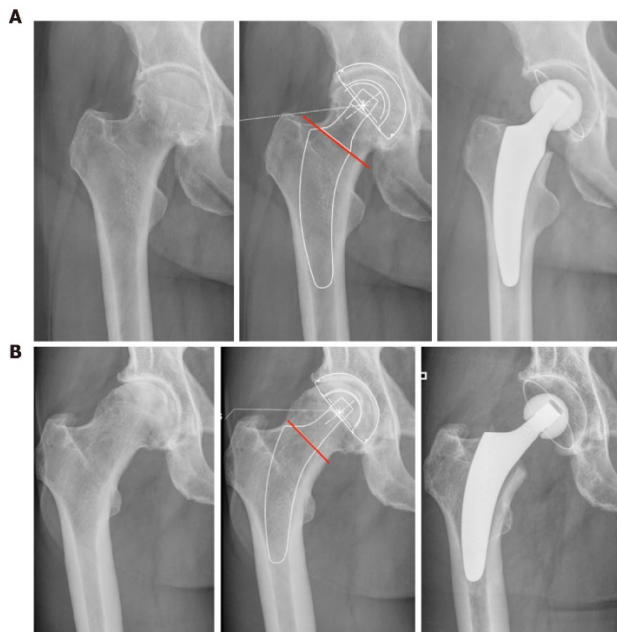


Abbildung 6: Arten der Kurzschaffimplantation des optimys Kurzschaffs, von links nach rechts jeweils mit präoperativer Aufnahme, präoperativer Planung und postoperativer Kontrollaufnahme (A: Valgusanatomie mit Fit and Fill im Femurschaft, Prothesenschaft mit „standard“ Offset; B: Varusanatomie mit klassischer Dreipunktabstützung hier mit lateralisierter Prothesenschaft zur Offsetrekonstruktion). Die roten Linien entsprechen der individuellen Resektionshöhe, die weißen Schablonen dienen der Planung der Prothesenschaftposition (107).

2.4.2 Das Stress Shielding

Einer der Faktoren, die die Langlebigkeit eines zementfreien Hüftimplantates begrenzen kann, ist der Verlust der den Prothesenschaft umgebenden, proximalen Knochenmasse (periprothetische Osteopenie) durch Druckentlastung bzw. Druckabschirmung.

Bei einem Hüftgelenk wird die von proximal einwirkende Kraft durch das Femur allein getragen und nach distal weitergeleitet. Im Falle eines Gelenkersatzes, teilt sich der Knochen die Last mit der Prothese, wodurch eine verminderte Krafteinwirkung auf das knöcherne Femur entsteht. Trotz zunächst vermutetem Vorteil, führte die Minderbelastung unweigerlich zum Verlust von Knochensubstanz. Der Volumen- und Dichteverlust wurde bereits im Jahr 1892 von Wolff im Wolff'schen Transformationsgesetz beschrieben (120) und geht über lange Sicht mit einer Reduzierung der Stabilität einher (121).

Nach der Versorgung mit einer konventionellen, insbesondere sich diaphysär verankernden Prothese, kann es im Bereich der Metaphyse und dem Schenkelhals zum sogenannten „stress shielding“ kommen (121, 122). So verfolgte beispielweise auch der Zweymüllerschaft, ursprünglich entwickelt 1979 von Prof. Zweymüller mit der Firma Sulzer Orthopedics, schon früh ein Konzept zur Verminderung des Stress Shieldings. Durch die Titanlegierung, das dadurch langstreckige Einwachsen und die kombinierte proximale und distale Fixierung im Femur sollten die einwirkenden Kräfte breit verteilt und somit Belastungsspitzen reduziert werden (123). Ursächlich diskutiert wird in der Literatur die Verminderung der Knochendichte als Folge des natürlichen Alterungsprozesses. Durch eine geringere Belastung und Elastizitätsverlust des Knochens kommt es zu einer Atrophie der Kortikalis, was in einer Vergrößerung des Markraumes resultiert, wodurch das Stress Shielding begünstigt werden könnte (124).

Bei Kurzschaffendoprothesen ist das Phänomen des Stress Shieldings insbesondere in valgischen Hüften und zusätzlicher diaphysärer Verankerung im Bereich des Kalkars zu beobachten, wo es spongiöse und kortikale Strukturen gleichermaßen betrifft (125). *Abbildungen 7 und 8* zeigen jeweils eine rein metaphysäre Verankerung ohne merkliches Stress Shielding und eine zusätzlich diaphysäre Verankerung mit Zeichen eines Stress shieldings proximal. Ist das initiale Remodelling abgeschlossen, so bleibt eine weitere Knochenresorption nach ein bis zwei Jahren in der Regel jedoch aus (126).

Durch die Veränderung der Kräfteinleitung in den Knochen von diaphysär nach vorwiegend metaphysär und epiphysär, wird eine physiologischere Situation abgebildet, die der lokalen Knochenatrophie im Bereich des proximalen Femurs entgegenwirkt (121, 122, 127-130) und damit das Risiko für periprothetische Frakturen, Implantatinstabilität und möglicherweise erschwerte Revisionsoperationen senkt (131). Eine Modifikation an Oberfläche, Legierung und Prothesendesign kann zusätzlich Einfluss auf diesen Effekt nehmen (124).

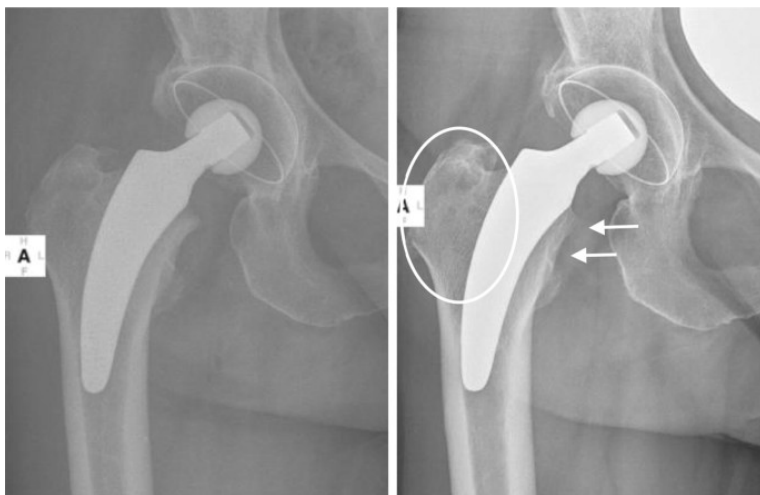


Abbildung 7: Varische Ausrichtung des Kurzschaftimplantats mit metaphysärer Verankerung ohne erkennbares Stress Shielding (links: Postoperative Röntgenkontrolle; rechts: Follow-Up Kontrolle nach fünf Jahren; weiße Pfeile: Kalkar, weißer Kreis: Kritisches Areal, in dem Stress Shielding häufig zu beobachten ist) (99).

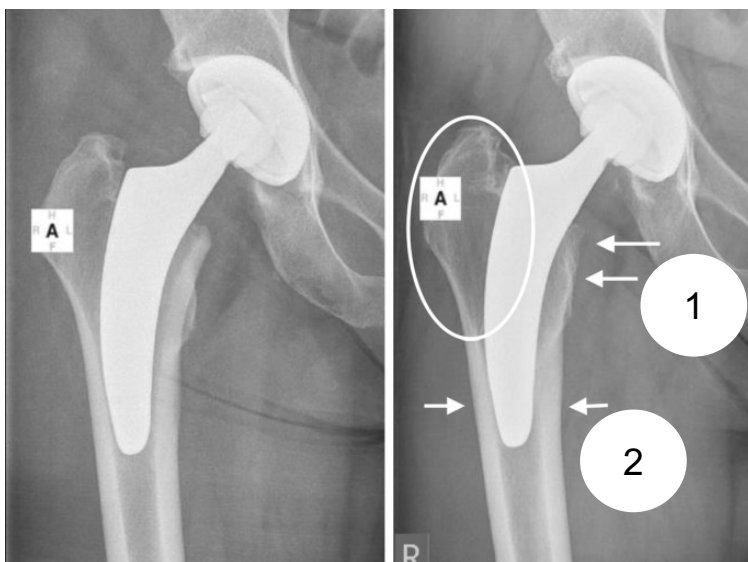


Abbildung 8: Ausrichtung des Implantats in neutraler Position mit zusätzlicher diaphysärer Verankerung (links: postoperative Röntgenkontrolle, rechts: Follow-Up Kontrolle nach fünf Jahren, 1. Stress-Shielding proximal; 2. kortikale Hypertrophie distal) modifiziert nach (99).

2.4.3 Die osteologische Kompetenz von Kurzschaftprothesen

Ein wesentliches Ziel der Weiterentwicklung, insbesondere in der zementfreien Endoprothetik, ist das Schaffen einer bestmöglichen osteologischen Kompetenz hinsichtlich des Integrationsverhaltens der eingesetzten Prothese. Das vermutlich häufig für aseptische Lockerungen verantwortliche Stress Shielding im proximalen Prothesenbereich sowie mögliche Hypertrophien um die Schaftspitze fordern ein Implantat, das die Voraussetzungen sowohl einer guten Primärstabilität als auch einer adäquaten Sekundärstabilität vereint, um derartige Komplikationen mittel- und langfristig weiter zu reduzieren. Durch das Schaffen einer proximalen, kurzstreckigen Verankerung, die Reduzierung der Prothesensteifigkeit durch Teilbeschichtungen mit kraftdämpfender Wirkung sowie die Abstützung des Implantats an mehreren Punkten im Femur konnte Morrey mit seinem Mayo-Schaft die Weichen für sämtliche Weiterentwicklungen stellen (132).

Die anfänglich noch mit drei Fibermesh-Flächen bestückte, zweifach konische Prothese, wurde laufend weiterentwickelt und die Oberfläche zunächst von vorgeformten Titannetzen über das Abrasive Grit Blasting (Sandstrahlen) und schließlich zusätzlich mittels Hydroxylapatit modifiziert, da in Studien gezeigt werden konnte, dass eine flächige Osseointegration lediglich von 17 % der Mesh-Oberfläche ausging. Durch diese Entwicklung waren drei grundlegende Anforderungen auf dem Weg zur Verlängerung des Prothesenüberlebens gegeben: Es konnte durch die proximale Krafeinleitung mit physiologischeren Verhältnissen ein suffizienter Knochenumbau erreicht werden. Aus der Mehrpunktstützung und Oberflächenmodifikation resultierte eine reduzierte Implantatsteifigkeit in Bezug auf den Knochen auf der Verankerungsstrecke. Weiterhin konnte durch den Wechsel einer diaphysären auf eine metaphysäre Verankerung die axial auf das Hüftgelenk wirkende Last besser über das Trabekelwerk verteilt werden (133). Ein Blick auf die Langzeitergebnisse trübte allerdings den Blick, da es zu Kalkarhypertrophie und Knochenverdichtungen im Schaftbereich kam (134).

2.4.4 Die Einteilung der Kurzschaftendoprothesen

Im Jahr 2011 wurde von Babisch eine mögliche Klassifikation der verschiedenen Prothesenmodelle über die dafür notwendige Resektionshöhe des Schenkelhalses vorgeschlagen (135) und von Jerosch (136) modifiziert. Sie wird häufig in der Literatur erwähnt und soll im Folgenden näher beschrieben werden (*Abbildung 9*).

Die Klassifikation berücksichtigt nicht nur die Länge der Verankerungstrecke in epiphysär, metaphysär, metadiaphysär und diaphysär, sondern auch die biomechanischen Besonderheiten der schenkelhalsresizierenden, schenkelhalsteilerhaltenden und schenkelhalsershaltenden Prothesensysteme (136).

Schenkelhalsershaltend



Schenkelhalsteilerhaltend



Schenkelhalsresezierend



Abbildung 9: Einteilung verschiedener Kurzschaftendoprothesen nach Resektionshöhe in schenkelhalsershaltende, schenkelhalsteilerhaltende und schenkelhalsresezierende Modelle nach Jerosch (13).

2.4.4.1 Schenkelhalsershaltende Kurzschaftendoprothesen

Bei dieser Art der Endoprothesen kommt es bei der Implantation zu dem geringsten Knochenmaterialverlust. Voraussetzungen für einen sicheren Halt sind eine sehr gute Knochenqualität und ein verhältnismäßig großer CCD-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel) größer 130° . Gründe dafür sind, dass lediglich der Hüftkopf entfernt und der Schenkelhals für die Verankerung benötigt wird, sowie bei einem CCD-Winkel kleiner 120° eine erhöhte biomechanische Belastung vorliegt. Bei zu großem CCD-Winkel wiederum kann die Stabilität der Prothese möglicherweise durch eine Schenkelhalsantetorsion gefährdet sein (137).

Bekannte Beispiele für diese Art der Endoprothesen sind die, über ein selbstschneidendes Gewinde in den Schenkelhals eingebrachte Spiron-Prothese (K-Implants), die Silent-Prothese der Firma DePuy sowie die CUT-Prothese (ESKA Implants) (3). Keine der drei genannten Prothesen befindet sich aktuell noch auf dem Markt.

2.4.4.2 Schenkelhalsresizierende Kurzschaftendoprothesen

Durch die gewohnte Resektion des Schenkelhalses ohne vorherige Rücksicht auf die individuelle Anatomie des jeweiligen Patienten, wie dem Offset oder der Beinlänge, ist eine Prothese, wie beispielsweise die Fitmore-Prothese der Firma Zimmer-Biomet, notwendig, die mit einer großen Anzahl an Schaftgrößen oder aber wie der Metha-Schaft der Firma Braun Aesculap, mit einem modularen System arbeitet (138). Ein bekannter Vertreter und die erste Kurzschaftprothese überhaupt auf dem Markt ist die Mayo-Prothese (Zimmer-Biomet), die in Studienergebnissen zwar gute klinische Langzeitergebnisse aufwies, jedoch durch den hohen CCD-Winkel keinen ausreichend positiven Einfluss auf die Rekonstruktion der individuellen Anatomie zeigen konnte. Durch den Versuch, die Nachteile der Mayo-Prothese auszumerzen, traten bei der Metha-Prothese, die ein ähnliches Konzept verfolgte, durch Modularität Materialversagen und damit einhergehend Konusbrüche auf (139, 140). Die im Anschluss entwickelten Monoblockprothesen konnten die Reduzierung des CCD-Winkels ebenfalls nicht vollständig berücksichtigen.

2.4.4.3 Schenkelhalsteilerhaltende Kurzschaftendoprothesen

Diese Systeme erlauben aufgrund der Orientierung an der Resektionshöhe das größtmögliche Potenzial zur Rekonstruktion der Parameter Offset und Beinlänge (106, 119, 141, 142).

Die entsprechende Resektionshöhe wird präoperativ anhand einer Planungsaufnahme festgelegt. In einer Top-Down-Planung wird das Rotationszentrum der Gelenkpfanne festgelegt und im Anschluss eine Prothesenschaftschablone gewählt, die je nach Anatomie des Patienten der klassischen 3-Punkt-Verankerung oder dem Prinzip des Fit and Fills entspricht und sich damit entsprechend der Planung passgenau in den Knochen einfügen kann. Dies geschieht unter Berücksichtigung der präoperativen Planung im Sinne einer Varus – oder Valgusposition. Des Weiteren besteht die Option, die Ausrichtung auch intraoperativ über die Osteotomiehöhe zu modifizieren. Wird eine verstärkte Valgusposition gewünscht, muss die Resektion tiefer gewählt werden. Bei varischer Ausrichtung genügt eine sparsame Osteotomie (97, 138, 142). Die ersten Kurzschäfte, bei denen dieses Konzept Anwendung fand, waren der durch Pipino eingeführte CFP-Schaft (collum femoris preserving) der Firma Link. In den nachfolgenden Generationen machten sich zwischen 2004 und 2007 Prothesen wie der Nanos-Schaft der Firma Smith & Nephew oder die MiniHip Prothese der Firma Corin einen Namen. Auch die optimys Kurzschaftendoprothese der Firma Mathys wurde unter Berücksichtigung dieser Philosophie entwickelt und wird seit dem Jahr 2010 implantiert. Im Jahr 1971 wurde von Professor Charles O. Bechtol M.D. die Joint Implant Surgery & Research Foundation gegründet. Diese empfiehlt die, ursprünglich von McTighe und Mitarbeitern (2012 und 2013) nach einer Marktanalyse der verschiedenen Prothesentypen, entwickelte Systematik (143, 144) (Tabelle 2).

Gruppe 1	kopfstabilisierte Prothesen (1a Oberflächenersatz, 1b: Mid-head-Prothese)
Gruppe 2	schenkelhalsstabilisierte Prothesen (2a: kurv kurvierte Schäfte, 2b: kurze anatomische, trochanterfüllende Schäfte, 2c: Schenkelhals-Plug-Prothesen)
Gruppe 3	metaphysär stabilisierte Prothesen (3a: konusförmige Schäfte, 3b: anatomische Fit-and-fill-Prothesen)
Gruppe 4	konventionelle metaphysäre bis diaphysär stabilisierte Schäfte

Tabelle 2: Einteilung der Prothesensysteme nach Schaft- und Verankerungstreckenlänge (143, 144).

Nach der Definition von Feyen und Shimmin werden nur Prothesen, bei denen der Schaft mindestens doppelt so lang ist wie der Abstand zwischen Trochanter-major-Spitze und Trochanter-minor-Basis, als Kurzschaftprothesen bezeichnet (13).

Die Gruppe der Kurzschaftendoprothesen verfolgt das primäre Ziel des Knochenerhalts. Die einzelnen Modelle unterscheiden sich jedoch oftmals im detaillierten Design und auch der Prothesenlänge. Aus diesem Grund ist eine Ähnlichkeit zu konventionellen Standardschäften durchaus zu verzeichnen. Als Beispiele seien hier als älteres Modell die ESKA Prothese von ESKA Implantas AG (1983) und als neueres Modell die Fitmore Prothese der Firma Zimmer zu nennen (2008). Zum Erfüllen der Kurzschaftphilosophie reicht jedoch ein reines Kürzen der Prothesen nicht aus. Durch die veränderte Krafteinleitung in den Knochen und den Einfluss auf die Biomechanik sind Modulationen an weiteren Stellschrauben notwendig (6).

Da eine Einteilung der implantierten Schäfte zum Vergleich der unterschiedlichen Designtypen essentiell ist, entschieden sich Khanuja et al. für eine Differenzierung entsprechend der geometrischen Form. Die Art der Materialzusammensetzung sowie die Oberflächenstruktur der Implantate nehmen laut zweier Metastudien hingegen einen geringeren Einfluss als die Schaftgeometrie. Die zuvor vier Hauptgruppen, die von Berry (145) eingeteilt wurden, zeigten trotz ihrer Formunterschiede vergleichbare Überlebensraten (146). Im Verlauf erweiterten Khanuja et al. die Klassifikation auf sechs Hauptgruppen. Abschließend ergänzten Kheir et al. sie noch um eine siebte Gruppe (147) (*Abbildung 10*).

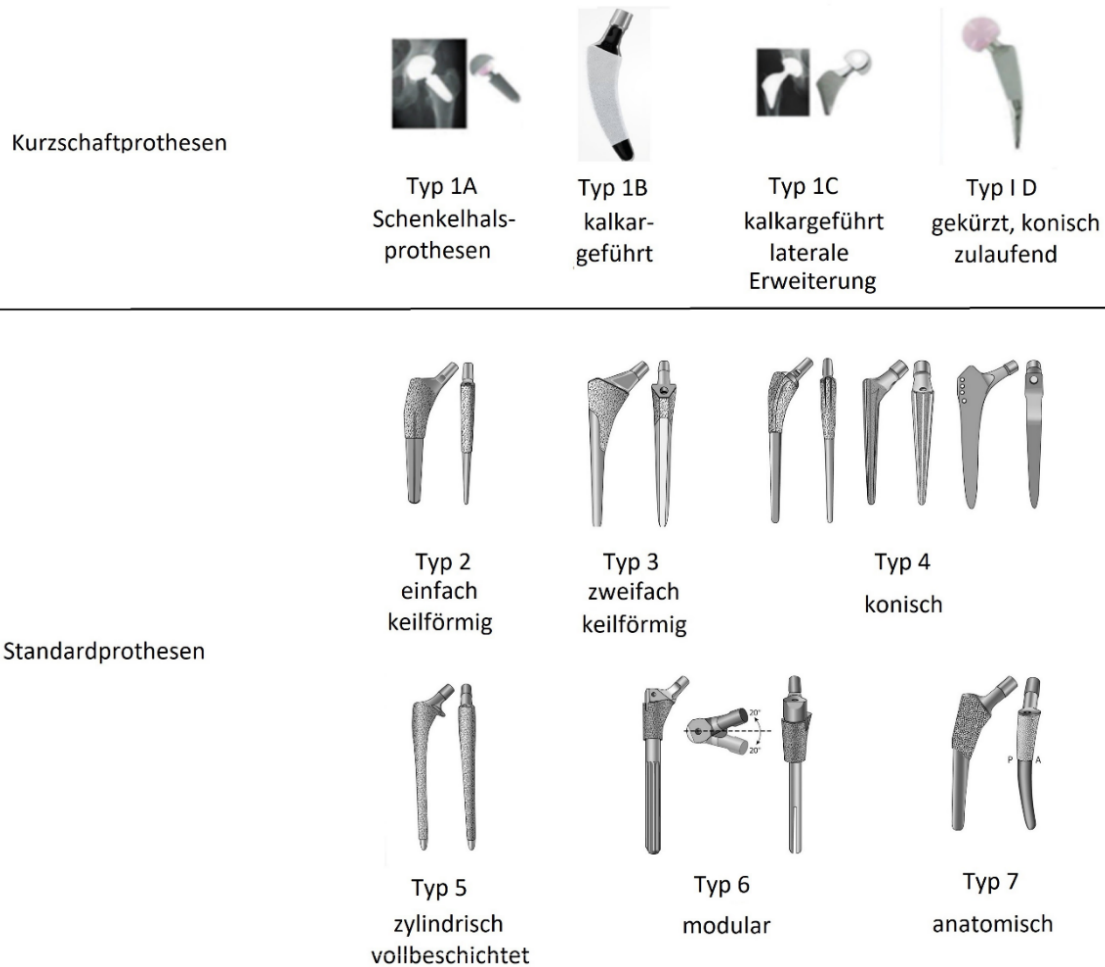


Abbildung 10: Die Schaftdesigns eingeteilt nach der aktuellen Klassifikation, modifizierte Abbildung nach Kheir et al. 2020 und Jerosch (13, 147).

2.4.5 Die optimys Kurzschafthprothese und ihre Komponenten

Die Kurzschafthprothese optimys® (Firma Mathys, Bettlach, Schweiz) lässt sich aufgrund ihres Designs und der Möglichkeit der Kombination der Komponenten gut auf die anatomischen Gegebenheiten des jeweiligen Patienten anpassen. Die Prothese besteht aus einer Titan-Schmiedelegierung (TiAl6V4) und besitzt einen 12/14-Konus, der sowohl mit Metall- als auch mit Keramik-Hüftköpfen kombiniert werden kann. Einer guten Primärstabilität dient das konische Design, wodurch sich das Implantat optimal im Femur verblockt (*Abbildung 11*). Zur Optimierung der Osseointegration wird für den sicheren Halt eine raue Titan-Plasmaspray Beschichtung in Kombination mit einer Kalziumphosphat-Beschichtung genutzt, die der Verbesserung der Sekundärstabilität dient und innerhalb von sechs Wochen resorbiert wird. Durch den trapezoidal gestalteten Prothesenhals erlaubt das Implantat einen größeren Bewegungsumfang, da die Gefahr eines Impingements zwischen Schaft und Pfanne reduziert wird (116).

Der zu implantierende Schaft wird in den Größen XS, sowie 1-12 angeboten, wobei die Schaftlänge je Größe um 3 mm und die Halslänge um 1,4 mm zunehmen.



Abbildung 11: *optimys* Schaft der Firma Mathys im charakteristischen Triple Taper Design. Die roten Markierungen zeigen das konische Design in 3 Ebenen, modifizierte Abbildung (116).

Zur Rekonstruktion des physiologischen Offsets stehen mit einer Standard- und einer lateralen Variante zwei Optionen zur Verfügung. Des Weiteren besteht hinsichtlich der Beinlänge und der Wiederherstellung der Muskelspannung die Möglichkeit, über die Länge des verwendeten Keramikkopfes in den Maßen S, M, L und XL noch nach erfolgter Schaftimplantation zu korrigieren (148). Über die verschiedenen Größen lässt sich somit eine Länge im Bereich von (maximal) -4 mm bis +12 mm einstellen, wobei die Größe M mit 0 mm als Standardkopf bezeichnet wird. Die Maße des Konus betragen 12/14 mm. Die beiden Werte beschreiben jeweils den Durchmesser des Konus an der Spitze bzw. dem Ende.

2.4.6 Die Vorteile und Besonderheiten von Kurzschaftendoprothesen

Im Laufe der Jahre wurden die Kurzschaftendoprothesen auch unter Berücksichtigung der aktuellen Studienlage weiter verändert. Nachteilige Modelle verschwanden vom Markt, Vorteile wurden häufig auf Nachfolgenerationen übertragen.

So zeigt ein kurzer Rückblick hinsichtlich der Materialzusammensetzung, dass die früher üblichen, korrosionsanfälligen Materialien wie rostfreier Stahl oder Chrom-Cobalt-Verbindungen heutzutage meist durch Titan ersetzt wurden, der sich seit 1979 bewährt hat. Er weist mit 30-50 % eine deutlich geringere Elastizität auf und ähnelt damit stärker der Struktur des Knochens (149). Weiterhin kann durch die langjährige Erfahrung im Bereich der Vakuumplasmaspraytechnik großer Einfluss auf die Oberflächen der Lastträger genommen werden, was zur Folge hat, dass die Implantate haftfest, mikroporös und biokompatibel individuell gestaltet werden können (150).

Die optimys Kurzschaftprothese stellt eine erneute Weiterentwicklung der vorherigen Kurzschaftgenerationen dar, die unter anderem diese Entwicklungsschritte aufgreift und insbesondere das Ziel der optimierten Rekonstruktion der Anatomie der Patienten verfolgt (97, 103, 108). Durch das Triple Taper Design (dreifach konisch) sowie die Kalziumphosphat-Beschichtung des Schaftes kann zum einen die Primärstabilität verbessert, zum anderen eine gesteigerte Osseointegration und damit eine Optimierung der Sekundärstabilität mit minimierter Sinterungsgefahr erreicht werden (7, 151-153).

Die Implantation der Kurzschaftprothese erfolgt in einer minimalinvasiven Technik (minimalinvasive Hüftchirurgie). Für die Patienten bedeutet dies in der Regel einen kleineren Hautschnitt und eine damit verbundene geringere Gefahr der Wundheilungsstörung durch Verkleinerung der Wundfläche, sowie eine minimierte Blutungsneigung (102, 154). Bei Anwendung des anterolateralen Zugangs kann durch das Ausnutzen der anatomischen Muskellücke Weichteilgewebe geschont werden. Weiterhin muss vor dem Einbringen des Schaftes weniger Knochenmaterial entfernt werden (*Abbildung 12*), als es bei der Implantation einer Geradschaftprothese notwendig wird (102). Das kürzere Design des Schaftes sowie die Implantationstechnik reduzieren auf der einen Seite intraoperative Frakturen (155) und kommen auf der anderen Seite insbesondere jungen Patienten zugute, bei denen im Laufe des Lebens möglicherweise ein Implantat(-komponenten)-Wechsel ansteht. Weiterhin lassen sich mit den Kurzschaftendoprothesen und der entsprechenden Implantationsmethode die wichtigen Parameter „Offset“ und „Beinlänge“ komfortabel einstellen bzw. korrigieren (156). Durch die kalkargeführte Implantation lassen sich auch stabile Verankerungen bei stark ausgeprägten Varus- oder Valgusstellungen ohne Offsetverlust realisieren (108). Am Beispiel des optimys Schaftes kann auf eine Vielzahl an Prothesengrößen oder ein möglicherweise komplikationsförderndes,

modulares System verzichtet werden. Die Rekonstruktion der möglichst physiologischen Gelenkbiomechanik gelingt mithilfe einer geeigneten, individuellen Resektionshöhe. Beinlängenveränderungen und ein fehlkorrigiertes Offset, können zu Funktionseinbußen und Instabilität führen (97, 157, 158).

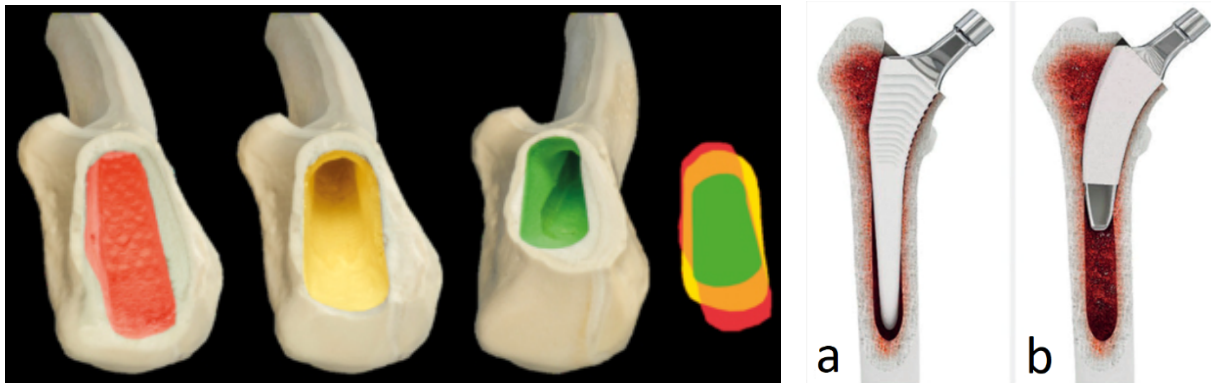


Abbildung 12: Links: Aushöhlung des Trochantermassivs durch verschiedene zementfreie Implantate; rot: Geradschaftprothese CLS Spotorno, gelb: Kurvierter zementfreier Geradschaft Corail, grün: Kalkargeführte Kurzschaftprothese; rechts: Vergleich des Knochenverlustes, a) klassische Geradschaftprothese, b) Kurzschaftprothese optimys (13, 159).

Ein wesentlicher Vorzug des kalkargeführten Kurzschaftees ist die Möglichkeit des schonenden Einbringens in der Round-the-Corner-Technik, bei der der Eintrittspunkt der Eröffnungssahle medialer in Richtung Trochanter minor liegt (3). Mit der Ahle wird die Markhöhle im Verlauf des Adam-Bogens eröffnet und nach Einbringen der Raspeln in aufsteigender Größe die Originalprothese verankert (Abbildung 13). Aufgrund des Abstands zum Trochanter major wird dieser geschont (116). Beim Einsetzen von Geradschaftprothesen hingegen besteht aufgrund des steileren Eintrittspunkts gegebenenfalls eine erhöhte Gefahr der Frakturierung.



Abbildung 13: Präparation des Schaftes und Position der Prothese; von links nach rechts: Beginn der Schaftpreparation mit Eintrittspunkt der Ahle medial am Kalkar. Sukzessives Vorbereiten des Schaftlagers mit Raspeln aufsteigender Größe „around-the-corner“ entlang des Adam-Bogens bis zur Rotationsstabilität und gewünschter Positionierung nach Planung. Abschließendes Einbringen des Originalimplantats (6).

Durch die metaphysäre Verankerung und der damit einhergehenden physiologischeren Krafteinleitung wird außerdem dem Stress Shielding vorgebeugt (160, 161). Ein Einbringen des optimys Schaftes ist jedoch nicht ausschließlich metaphysär möglich. Sowohl prä- als auch intraoperativ kann einer variierenden Hüftgeometrie im Sinne eines Varus oder Valgus ohne Weiteres, unter Berücksichtigung des individuellen Offsets, angemessen begegnet werden (103, 141, 151). Dies kann die Indikationsspanne, auch bei möglicherweise komplexerer Anatomie, im Gegensatz zum älteren Mayo- oder Nanos-Schaft erweitern (107, 141, 162). Die Möglichkeiten der Schaftposition sind in *Abbildung 14* dargestellt.

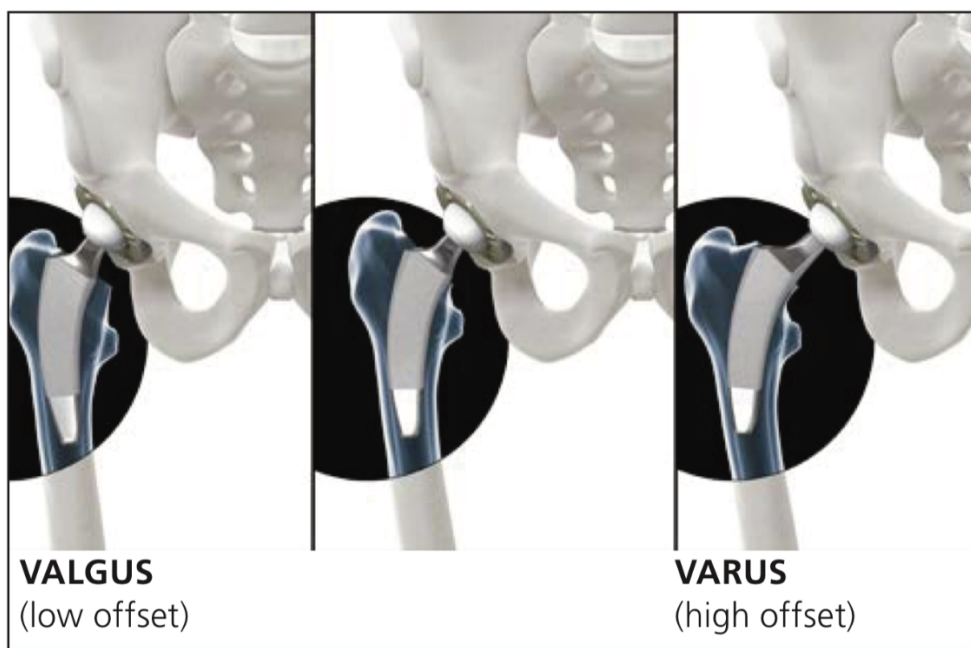


Abbildung 14: Positionierung der Kurzschaftendoprothese bei unterschiedlichen Beinachsen; links valgus (low offset „standard“), Mitte neutral, rechts varus (high offset, lateralisiert) (13)

2.4.7 Möglichkeiten und Grenzen der Kurzschaftendoprothesen

Das Hauptanwendungsgebiet der Kurzschaftendoprothese ist nach wie vor die Arthrose des Hüftgelenkes. Hierzu existieren daher seit der Einführung der Kurzschaftendoprothesen eine Reihe von kurz- und mittelfristigen Studien mit vielversprechenden Ergebnissen, wobei Langzeitergebnisse moderner Kurzschaftprothesen abzuwarten sind.

Ein Krankheitsbild, das von der variablen Implantatposition der kalkargeführten Schäfte wie dem optimys Schaft profitiert, ist die aseptische Hüftkopfnekrose (163).

Anfangs noch umstritten, können aktuelle Studien hinsichtlich des Migrationsverhaltens vergleichbare Ergebnisse wie bei der Versorgung der primären Koxarthrose zeigen (162). Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass ein Kurzschaft bei einer weit nach distal in das Femur reichenden Nekrosezone auch aufgrund der generell verkürzten Standzeit bei Hüftkopfnekrosen nicht die erste Wahl sein sollte (164).

Bei der Versorgung stellt eine geringgradige Osteoporose zunächst keine Kontraindikation dar (169), wobei bei Kurzschaften ein erhöhtes Risiko für periprothetische Frakturen diskutiert wird, da die Länge der Verankerungsstrecke deutlich kürzer als bei den konventionellen Geradschaftprothesen ist (170). Aus diesem Grund sind bei der Abwägung der Implantatwahl der Gesamtzustand und das Aktivitätsprofil des Patienten jederzeit zu berücksichtigen.

Bei massiv vorerkrankten Patienten mit guter Knochenqualität kann die Entscheidung eher zu Gunsten des Kurzschaftes ausfallen und so möglicherweise die Zeit der Narkose verringert werden. Besteht hingegen eine ausgeprägte Osteoporose oder liegt generell eine mangelhafte Knochenqualität vor, sollte auch im Hinblick auf die Register aus Schweden und Australien, im Sinne der längeren Standzeiten von zementierten Implantaten bei den über 75-jährigen, auf ein solches zurückgegriffen werden (171).

Bei einer diagnostizierten rheumatoiden Arthritis ist eine Implantation denkbar (6), wobei Faktoren, die die Osseointegration einschränken können, einer Abklärung bedürfen. Des Weiteren sollten allgemeine Kontraindikationen einer solchen Operation, im Sinne einer Infektion oder Vorschädigung von umliegenden Strukturen wie Muskulatur oder Nerven, vor dem Eingriff ausgeschlossen werden.

Ist die Anatomie des proximalen Femurs im Sinne einer Dysplasie oder nach einem Trauma möglicherweise mit vorangegangener operativer Versorgung verändert, kommt der Versorgung mittels Kurzschaftendoprothese die individuelle Positionierung und auch die reduzierte Länge des Implantats entgegen, da bei bereits einliegenden Osteosynthesen wie Marknagelungen oder Platten eventuell keine andere Versorgungsart in Frage kommt, ohne eine Metallentfernung vorzunehmen. Auch eine ausgeprägte Antetorsion kann durch die klassische Geradschaftprothese nicht ausreichend adressiert werden (165).

Zum aktuellen Zeitpunkt finden Kurzschaftendoprothesen weder in der Konversionsendoprothetik nach Osteosynthesen noch in der Revisionsendoprothetik regelhafte Anwendung. Dennoch kann die Versorgung in Einzelfällen eine gute Option darstellen (166, 167). Ob auch Patienten mit Frakturen von Femurkopf und Femurhals profitieren können, wurde bislang nur in wenigen Studien untersucht und ist Fragestellung der vorliegenden Studie.

2.4.8 Kurzschaftendoprothesen bei Oberschenkelhalsfrakturen

Der Einsatz von Kurzschaftendoprothesen in der Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen ist ein Novum. Den sehr guten kurz- und mittelfristigen Studienergebnissen aus dem Bereich der Primärendoprothetik und dem daraus resultierenden vermehrten Einsatz der Kurzschaftendoprothesen folgte die Idee, die Implantate auch in der Frakturversorgung einzusetzen und sich die bereits beschriebenen Vorteile aus der Versorgung, vor allem bei Patienten mit einer Coxarthrose, zu Nutze zu machen. Insbesondere der kalkargeführte Kurzschaft zeigt sich in den nationalen Registerdaten als äußerst erfolgreich, weshalb das Indikationsspektrum erweitert wurde (107, 159). Da sich die Kurzschaftendoprothesen anhand ihrer Unterschiede in die drei Gruppen schenkelhalserhaltend, schenkelhalsteilerhaltend und schenkelhalsresizierend einteilen lassen, stellt sich die Frage, ob und inwieweit sich die einzelnen Gruppen hierzu eignen.

In der Primärversorgung ist eine der Grundvoraussetzungen zur Entscheidung für den Einsatz einer Kurzschaftprothese die Integrität des zirkumferenziellen knöchernen Ringes (kortikaler Ring) unterhalb der Resektionslinie, wodurch unter anderem über die Abstützung die Primärstabilität des Implantats gesichert werden kann.

Der optimys Kurzschaft der Firma Mathys gehört zu den schenkelhalsteilerhaltenen Systemen und wurde entwickelt, um der Problematik der oft unzureichenden Wiederherstellung der exakten Hüftgelenksbiomechanik und Anatomie im Sinne des Offsets sowie der Beinlänge zu begegnen (119, 168). Die neuste Generation der Kurzschaftendoprothese ermöglicht dies nun, setzt jedoch die individuelle Resektionshöhe voraus. Im Falle einer Fraktur ist der kortikale Ring häufig nicht intakt, weshalb fraglich ist, ob trotzdem eine suffiziente Stabilität gewährleistet sein kann.

Insbesondere im Hinblick auf die reduzierte Verankerungsfläche besteht bereits in der Primärendoprothetik bei der Verwendung von Kurzschaftimplantaten der Verdacht, dass Mikrobewegungen im Bereich der Grenzfläche zwischen Prothese und umgebenden Knochen auf Dauer zu aseptischen Lockerungen führen können. Eine Arbeitsgruppe der Universität Ulm führte hierzu bereits biomechanische Untersuchungen durch und konnte bei einigen Implantaten wie CLS (primär Alloprojetzt Zimmer), CBC (Mathys), Mayo (Zimmer), Fitmore (Zimmer) und auch dem Optimys-Schaft (Mathys) zeigen, dass sie verglichen mit den konventionellen Geradschäften keinen Nachteil hinsichtlich der Parameter „Mikrobewegungen“, „Schaft-Tilt“ und Rotationsstabilität aufweisen, sondern teilweise sogar überlegen sind (169).

In einer der ersten Studien, die die Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen mittels zementfreier Kurzschaftendoprothese untersucht hat, wurden zwei Patientengruppen mit jeweils 70 Patienten verglichen. Eine Gruppe erhielt eine konventionelle Hüftprothese, die Vergleichsgruppe eine anatomische Kurzschaftprothese. Hier konnte gezeigt werden, dass trotz schlechterer Knochenqualität bei älteren Patienten kein Unterschied in der Osseointegration zu verzeichnen war. Im Gegenteil traten die Beschwerden und Komplikationen im Sinne von Oberschenkelschmerz, periprothetischen Frakturen und embolischen Ereignissen bei der konventionellen Prothese signifikant vermehrt auf (170). In einer weiteren vergleichenden Studie im Jahr 2018 wurden 67 Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur mit einer zementierten und 74 Patienten mit einer zementfreien Variante versorgt. Ergebnis der Studie war, dass die etwas schlechtere initiale Funktion der zementfreien Versorgung bereits nach 48 Monaten keine Unterschiede mehr im Vergleich zum zementierten Prothesenschaft zeigte (171). Ein Jahr später konnten Lee und Yoon unter 38 Totalendoprothesen neben 31 bipolaren Hemiprothesen auch sieben mit Kurzschaftendoprothese versorgte Patienten nach osteoporotischer Oberschenkelhalsfraktur nachuntersuchen. Es konnte festgehalten werden, dass insbesondere im Hinblick auf Osseointegration und Stabilität Kurzschaftprothesen eine adäquate Therapieoption bei osteoporotischer Oberschenkelhalsfraktur sein könnten (172). Die 2021 veröffentlichte Studie mit einem Kollektiv von n = 284 untersuchte über einen Zeitraum von fast 10 Jahren Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur, die mit einem ultrakurzen, nicht-anatomischen zementfreien Schaft versorgt wurden.

Bei sehr guter Osseointegration, einer Überlebensrate von 97 % nach 8,3 Jahren und einer akzeptablen Zufriedenheit im Harris Hip Score, kann eine Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen mittels Kurzschaftendoprothese bei Patienten mit guter Knochenqualität (insbesondere Dorr A) eine sichere Therapie darstellen. Von Versorgungen bei schlechter Knochenqualität, vor allem bei Patienten mit einer Dorr Typ C Konfiguration, sollte Abstand genommen werden (173). Die jüngste Arbeit von Melisik et al. aus dem Jahr 2021 präsentiert mittelfristige Ergebnisse nach Implantation des Proxima-Schafts der Firma Depuy. Eine kleine Gruppe von 17 Patienten unter 60 Jahren unterzog sich zwischen 2005 und 2016 nach Oberschenkelhalsfraktur der Implantation einer Kurzschaftendoprothese. Die Autoren können die Therapie mittels Kurzschaftendoprothese bei strenger Indikationsstellung für jüngere Patienten empfehlen. Es sollte jedoch beachtet werden, dass dies nur für Patienten gilt, die aufgrund von möglicherweise drohenden Komplikationen keiner Osteosynthese zugeführt werden können (174).

3 Material und Methoden

3.1 Das Vorgehen bei Implantation der optimys-Kurzschafthprothese

3.1.1 Präoperative Planung und Implantation der Prothese

Sobald die klinische und röntgenologische Indikation zur Implantation eines Kurzschafthes nach Oberschenkelhalsfraktur gestellt wird, schließt sich die essentielle präoperative Planung an. Unter Zuhilfenahme der Planungssoftware (MediCAD, Hetec GmbH, Altdorf/Landshut) werden anhand einer Beckenübersichtsaufnahme die Positionen der Pfanne und des Schaftes unter Berücksichtigung von Offset und Beinlänge festgelegt (Abbildung 15).

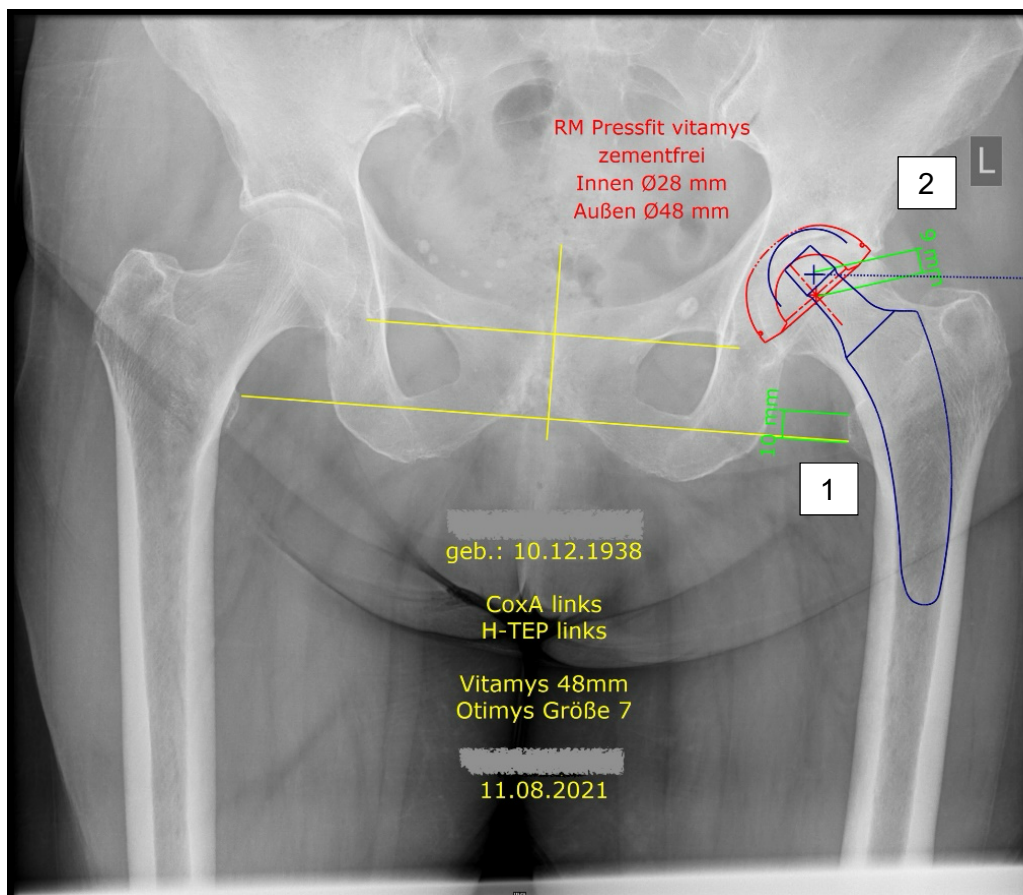


Abbildung 15: Die präoperative Prothesenplanung mittels digitaler Planungssoftware (MediCAD, Hetec GmbH, Altdorf / Landshut); rot: Pfannenplanung mit Details wie Modell, geplanter Verankerung und Durchmesser; blau: Schaftplanung mit Details wie Modell und Größe sowie Patientendaten und Vermessung der Beinlänge mit Hilfe von Linien durch Symphyse, Verbindung der Trochanteres minores und Unterrand der Tränenfigur; grün: 1) gemessene Beinlängendifferenz (10 mm), 2) Abstand des Konusmittelpunktes vom Rotationszentrum der Prothesenpfanne (9 mm). In diesem Fall wäre die Beinlänge bei Umsetzung der Planung ausgeglichen.

Es stehen eine Standard- und eine Lateralversion zur Verfügung, über die das Offset und somit die physiologische Muskelspannung rekonstruiert werden können (175, 176). Der Prothesenschaft sollte bei der Planung im anterior-posterior Röntgenbild am Kalkar flächig und im distalen Bereich direkt an der lateralen Kortikalis anliegen sowie im axialen Bild proximal und ventral Kontakt haben. Die Schaftspitze kommt bei korrekter Lage an der dorsalen Kortikalis zu liegen. Für die Implantation des optimys Kurzschaftes können verschiedene chirurgische Zugänge genutzt werden, die sowohl unter Berücksichtigung der Anatomie des Patienten als auch hinsichtlich der Erfahrung des Operateurs mit der jeweiligen Technik Anwendung finden sollen (169).

Der Vorteil der minimalinvasiven Interventionen ist die Schonung von Knochen und Weichteilgewebe (177). Aus diesem Grund wurde für die Daten der vorliegenden Studie in allen Fällen der „Wiesbadener Zugang“ gewählt. Er stellt einen modifizierten anterolateralen Zugang in Rückenlage dar (*Abbildung 16*), bei dem eine physiologische Muskellücke zwischen einem Anteil des Musculus gluteus medius und dem Musculus tensor fasciae latae) ausgenutzt wird. Durch dieses Vorgehen können die Muskelansätze der gelenknahen Muskulatur geschont werden.

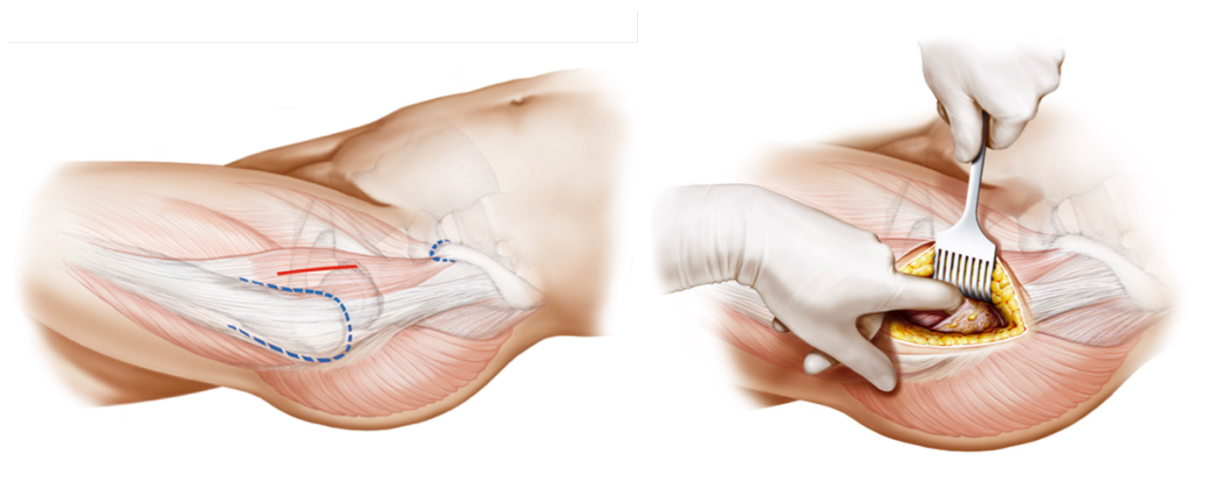


Abbildung 16: Darstellung des anterolateralen Zugangswegs; so genannter "Wiesbadener Zugang" (103). Mit Muskellücke befindet sich zwischen dem M. tensor fasciae latae und dem M. gluteus medius.

Nach Präparation der Kapsel erfolgt die Inzision und Teilentfernung. Im Anschluss an die Osteotomie des Femurhalses, bei der als Referenz die präoperative Planung dient, wird der Femurkanal mit der Eröffnungssahle für die Schaftraspeln vorbereitet.

Die Resektionshöhe wird vorab anhand der Planung nach individueller Anatomie der Patienten bestimmt. Die weiteren Operationsschritte sind standardisiert. Über aufsteigende Größen der Raspeln, die jeweils entlang des Kalkarbogens eingebracht werden, wird die optimale Prothesengröße ermittelt, wobei eine leichte Differenz von der Planung aufgrund von Skalierungsfehlern berücksichtigt werden muss. Indiz für eine gute Positionierung des Kurzschafes sind die Rotationsstabilität sowie das Anliegen der letzten Raspel an der lateralen Kortikalis des Femurs. Nach Aufsetzen des geplanten Konus und Testkopfes, wird eine Probereposition durchgeführt, die der Beweglichkeitstestung und der Beurteilung der Spannungsverhältnisse im Gelenk dient. Bei optimalen Verhältnissen der verwendeten Komponenten zueinander und zufriedenstellendem Ergebnis hinsichtlich der klinischen Beinlänge sowie der Beweglichkeit, werden diese wieder entfernt und die Originalprothese bis zur finalen Position eingebracht.

Eine Besonderheit der Implantationstechnik besteht in der Rekonstruktion der individuellen Anatomie des jeweiligen Patienten, sofern diese bei einer Oberschenkelhalsfraktur zu rekonstruieren ist. Während bei Patienten mit valgischen Verhältnissen der Eintritt der Eröffnungsahe mittig in der Resektionsebene liegt und entlang der Schaftachse des Femurs fortgeführt wird, um neben der metaphysären Verankerung ein „fit and fill“ in der proximalen Diaphyse zu erreichen, sollte die Ahle bei gewünschtem Varus entlang der medialen Kortikalis vorgeschoben werden. Dieses Vorgehen soll zu einer metaphysären Dreipunktstützung der Prothese mit Kontakt zur lateralen Kortikalis führen (*Abbildung 17*). Durch diese Unterschiede im Implantationsvorgang ist eine Rekonstruktion des physiologischen CCD-Winkels sowie des femoralen Offsets möglich (178).



Abbildung 17: Valgische (oben) und varische (unten) Hüftanatomie jeweils mit Planungsschablone und Verankerungen des optimys Kurzschafts (107).

Zum Abschluss der Operation erfolgt ein steriler Wundverband mittels transparentem Spezialpflaster. Das Pflaster erlaubt durch seine Transparenz und die darunterliegende Wabenstruktur die Beurteilung der Wundheilung und das Erkennen einer möglicherweise vermehrten Sekretion ohne häufiges, frühzeitiges Wechseln des Verbandes.

3.1.2 Die Betreuung der Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur bis zur Entlassung

Patienten, die eine Oberschenkelhalsfraktur erleiden, erreichen die Klinik in der Regel über die Notfallaufnahme in Begleitung des Rettungsdienstes. Nach klinischer Untersuchung sowie radiologischer Diagnostik erfolgt bei bestätigter Fraktur die mündliche und schriftliche Aufklärung über die anstehende Operation sowie mögliche Komplikationen und Risiken. Neben Hygieneabstrichen erfolgt standardmäßig eine laborchemische Untersuchung. Nach einer Operationszeit von meist unter einer Stunde, gelangen die Patienten wieder zurück auf die Station. Hier schließt sich in der Regel ein mehrtägiger Aufenthalt an.

Postoperativ erfolgt die Lagerung des operierten Beines in einer Lagerungsschiene in 20 ° Innenrotation im Hüftgelenk sowie die Mobilisation in den Stand bis hin zu ersten Schritten. In den darauffolgenden vier Tagen wird die Wundheilung beobachtet und das operierte Gelenk weiterhin unter physiotherapeutischer Anleitung und in Eigenübungen mobilisiert.

Vor der Entlassung wird eine postoperative Röntgenkontrolle durchgeführt. Neben einer reizlosen Wunde, einem ausreichenden Bewegungsausmaß von 90° Hüftbeugung und entsprechender Mobilität ist eine regelrechte Implantatposition eines der Entlasskriterien. Bei unauffälligem Verlauf verlassen die Patienten danach die Klinik in die ambulante oder stationäre Weiterbehandlung. Sofern kein resorbierbares Nahtmaterial verwendet wurde, kann die Entfernung unter regelmäßiger Wundkontrolle ab dem 12. postoperativen Tag erfolgen. Ein reduzierter Allgemeinzustand kann den stationären Aufenthalt nach individueller Notwendigkeit verlängern.

Der poststationäre Verlauf variiert entsprechend der Heilung und dem subjektiven Empfinden der Patienten. Stellt sich der Heilungsverlauf als regelrecht dar, erfolgt in den ersten vier Wochen die Mobilisation an Unterarmgehstützen oder an der gewohnten Gehhilfe wie beispielsweise einem Rollator oder Gehbock in der Anschlussheilbehandlung zur Wahrung der Primärstabilität. In dieser Zeit sollten vor allem Stoßbelastungen vermieden werden, um Mikrobewegungen vorzubeugen. Im Anschluss an die erste Phase kann eine Belastungssteigerung erfolgen. Ab der 12. postoperativen Woche kann von einer guten Sekundärstabilität ausgegangen werden. Für jüngere Patienten besteht die Möglichkeit, sportlichen Aktivitäten wieder nachzugehen.

Dennoch sollten Kontakt- und High-Impact-Sportarten wie Joggen, Ballsportarten oder Tanzen hinsichtlich des Verschleißrisikos vermieden bzw. nicht exzessiv ausgeübt werden.

3.2 Studiendesign

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine monozentrische, prospektiv angelegte, klinische Beobachtungsstudie (Kohortenstudie). Es erfolgte eine Untersuchung der Kurzschaftprothesen vom Typ optimys, die im Zeitraum von Oktober 2014 bis Oktober 2018 im St. Josefs- Hospital in Wiesbaden implantiert wurden. Anhand der digitalen Patientenakten wurden die Klassifikation nach Garden, Implantatdetails zu Pfanne und Schaft, die operierte Seite, der Body-Mass-Index (BMI) der Patienten, die Dauer der Operation und des Klinikaufenthaltes, der prä- und postoperative Hämoglobin-Wert, die Erfahrung der Operateure und eventuelle Komplikationen und Revisionen erfasst. Ferner wurde eine klinische und radiologische Untersuchung der Patienten im St. Josefs Hospital Wiesbaden durchgeführt, wobei ein 2-Jahres Follow-Up erhoben wurde.

3.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien für die Teilnehmer der Studie waren das Vorliegen einer medialen Schenkelhalsfraktur mit resultierender Versorgung mittels Kurzschaftprothese vom Typ optimys der Firma Mathys im St. Josefs-Hospital in Wiesbaden ab einem Alter von 18 Jahren. Eine weitere Selektion aufgrund etwaiger Vorerkrankungen erfolgte nicht, um eine möglichst heterogene Studiengruppe abzubilden. Ausschlusskriterium war die fehlende Einwilligung in die Studie.

3.2.2 Ethikantrag

Für die Studie liegt eine Genehmigung des Ethikantrages bei der Ethikkommission der Landesärztekammer Hessen (FF11/2016) vor. Hierbei wurden sowohl die retrospektive Datenerhebung, als auch die prospektiv durchgeführten Nachuntersuchungen genehmigt.

3.2.3 Patientenkollektiv

In den Jahren 2014 bis einschließlich 2018 wurden insgesamt 529 Oberschenkelhalsfrakturen im St. Josefs- Hospital Wiesbaden operiert.

16,3 % dieser Frakturen wurden mittels Kurzschaftprothese versorgt. Im Zeitraum von Oktober 2014 bis einschließlich Oktober 2018 wurden insgesamt 72 Patienten bei medialer Oberschenkelhalsfraktur in einem mittleren Alter von 72,8 Jahren (SD 10,0; Minimum 32, Maximum 92) mit zementfreien Kurzschaftprothesen vom Typ optimys versorgt, wobei eine Patientin nach einer Fraktur der Gegenseite eine beidseitige Versorgung erhielt.

Nach Ausschluss von vier Patienten (5,6 %), die eine Teilnahme an der Studie ablehnten, konnten 68 Fälle in die vorliegende Studie eingeschlossen werden. Für alle Patienten wurden anhand der digitalen Patientenakten die Klassifikation nach Garden, Implantatdetails zu Pfanne und Schaft, die operierte Seite, der Body-Mass-Index (BMI) der Patienten, die Dauer der Operation und des Klinikaufenthaltes, der prä- und postoperative Hämoglobin-Wert und die Erfahrung der Operateure erfasst. Eventuelle Komplikationen und Revisionen wurden dokumentiert. Fünf Patienten verstarben während des Studienzeitraumes (6,9 %). In keinem der Todesfälle bestand ein direkter Zusammenhang mit dem Index-Eingriff. Sechs Patienten konnten nicht mehr erreicht werden (8,3 %) und fünf Patienten mussten während des Studienzeitraums revidiert werden (7,4 %). Die Auswertung des klinischen Follow-Ups konnte entsprechend in insgesamt 52 Fällen erfolgen. Radiologisch konnte beim Vorliegen von mindestens drei postoperativen Röntgenkontrollen in 44 Fällen ein verwertbares Follow-Up erreicht werden (*Abbildung 18*).

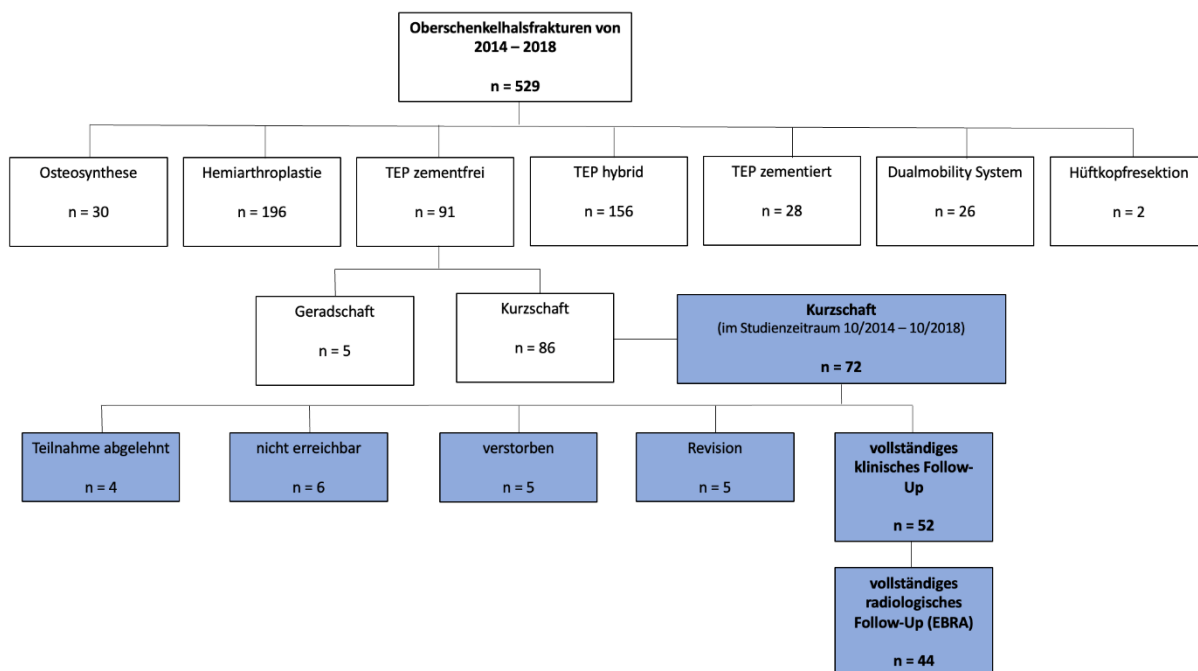


Abbildung 18: Flussdiagramm der Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen im St. Josefs-Hospital in Wiesbaden im Zeitraum von 2014 bis 2018. Darstellung der unterschiedlichen Versorgungsarten. Unter den zementfreien Hüfttotalendoprothesen wurden neben fünf Geradschaften auch 86 Kurzschaftprothesen implantiert. 72 Implantationen von Kurzschaftprothesen wurden im Untersuchungszeitraum von Oktober 2014 bis Oktober 2018 durchgeführt.

3.3 Klinische Untersuchung

Es wurde prospektiv ein 2-Jahres Follow-Up erhoben, wobei die Zufriedenheit der Patienten nach der Implantation mittels Harris Hip Score, Oxford 12 Score sowie der Angabe einer Schulnote 1 bis 6 (1= sehr gut; 6= ungenügend) erfasst wurde. Ferner wurde das subjektive Schmerzempfinden mittels Bewertung nach der visuellen Analogskala erfasst.

3.3.1 Schmerzen auf der visuellen Analogskala

Die Bewertung des Schmerzempfindens erfolgte anhand der visuellen Analogskala (VAS). Hierbei geben die Patienten ihr subjektives Schmerz-/Beschwerdeempfinden auf einer numerischen, kontinuierlichen Skala von 0 (kein Schmerz) bis 10 (stärkster vorstellbarer Schmerz) an (Abbildung 19).

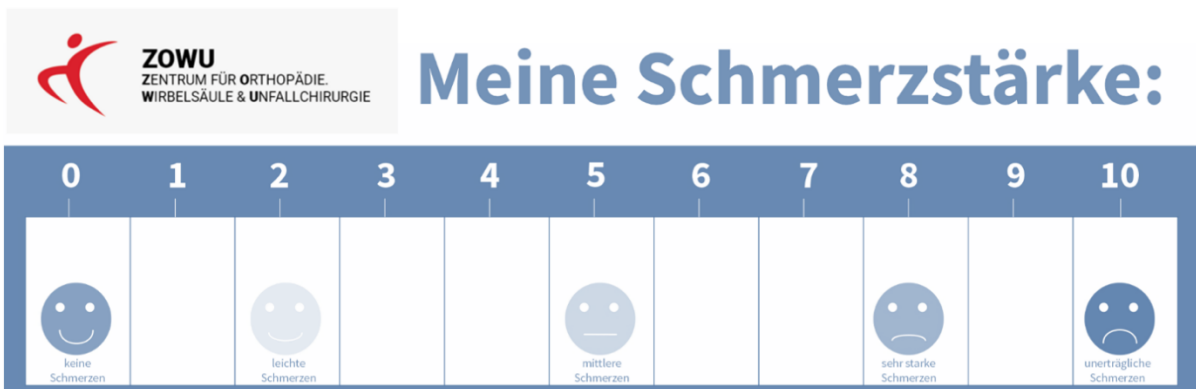


Abbildung 19: Die visuelle Analogskala zur Darstellung des subjektiven Schmerz-/Beschwerdeempfindens.

3.3.2 Oxford Hip Score

Der Oxford Hip Score (OHS) ist ein kurzer standardisierter Fragebogen, welcher speziell für die Bewertung von Funktion und Schmerzen im klinischen Alltag bei Patienten nach Implantation einer Hüftendoprothese entwickelt wurde (179). Der Fragebogen ist von Patienten eigenständig auszufüllen und erfordert keine anschließende ärztliche Nachuntersuchung mehr. Die Auswertung des OHS beinhaltet das Ergebnis von 12 Fragen mit jeweils 5 Antwortmöglichkeiten. Jedes der 12 Items wird auf einer Punkteskala mit 0–4 Punkten bewertet (0= maximale Einschränkung, 4= keine Einschränkung). Das Gesamtscore-Ergebnis beträgt dementsprechend 48 Punkte (bestmöglicher Zustand) und ist in *Tabelle 3* dargestellt (180).

Punkte	Ergebnis
0 bis 19	sehr unzufrieden
20 bis 29	unzufrieden
30 bis 39	eingeschränkt zufrieden
40 bis 48	sehr zufrieden

Tabelle 3: Untersuchung der Zufriedenheit im Oxford Hip Score (180).

Zusätzlich kann ein separater Score zu den Bereichen „Schmerz“ und „Funktion“ errechnet werden. Die Bewertung des eigenen Zustandes erfolgt bezogen auf die letzten 4 Wochen vor der Befragung (181).

3.3.3 Harris Hip Score

Der Harris Hip Score (HHS) ist mit seinen vier Parametern Schmerz, Funktion, Bewegungsumfang und Abwesenheit von Deformitäten einer der am häufigsten genutzten Scores in der Wissenschaft im Bereich der Endoprothetik (182). Er besteht aus 10 Items mit 91 % subjektiver, sowie 9 % objektiver Bewertung (183). Die zu erreichende Gesamtpunktzahl von 100 setzt sich aus unterschiedlich gewichteten Teilbereichen zusammen: Der Wert 0 beschreibt maximalen Schmerz (max. 44 Punkte) und die schlechteste Funktion (max. 47 Punkte), der Wert 100 hingegen den geringsten Schmerz sowie die bestmögliche Funktion. Weitere Punkte entfallen auf den Bewegungsumfang (max. 5 Punkte) sowie die Abwesenheit von Deformität (max. 4 Punkte) (*Abbildung 20*).

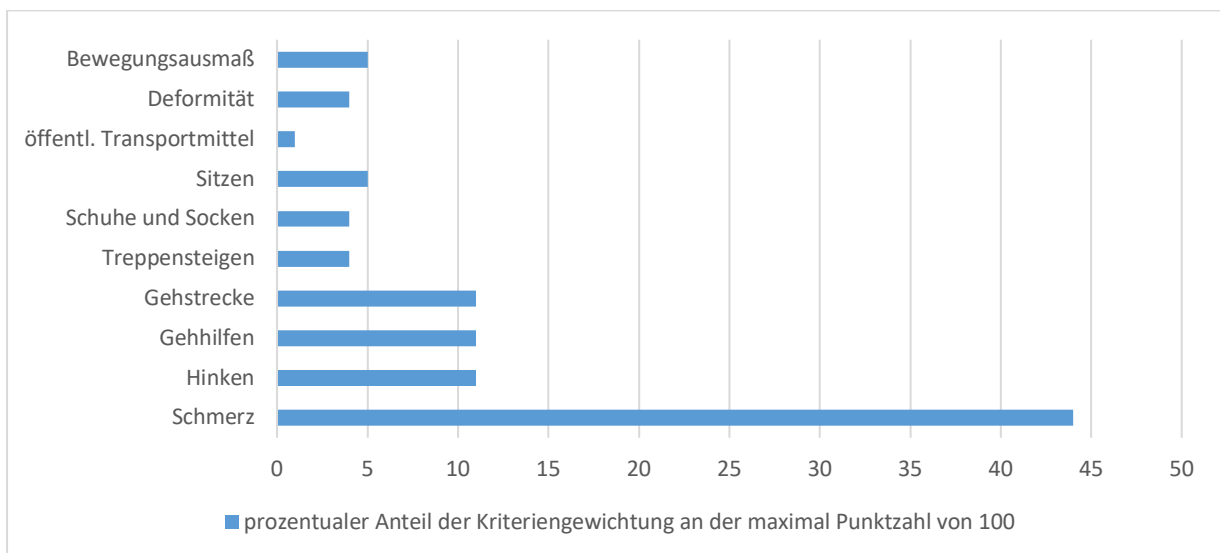


Abbildung 20: *Kriteriengewichtung der maximal zu vergebenen Punkte (100 Punkte) im Harris Hip Score in Prozent nach Harris (183).*

Im Jahr 1969 wurde die ursprüngliche Version des Fragebogens veröffentlicht. Die zuvor sehr komplexe Berechnung des Bewegungsausmaßes wurde im Jahre 1990 von Haddad et al. modifiziert und erlaubt eine deutlich vereinfachte Ablesbarkeit. So ergibt sich der Gesamtbewegungsumfang aus der Addition der einzelnen Bewegungsrichtungen:

Flexion + Abduktion + Adduktion + Außenrotation + Innenrotation des betroffenen Hüftgelenkes (184)

Die Abstufung der Punktzahlen, die für einen entsprechenden Bewegungsumfang vergeben werden, ist in *Tabelle 4* dargestellt.

Bewegungsumfang	Punkte
210° - 300°	5
160° - 209°	4
100° - 159°	3
60° - 99°	2
30° - 59°	1
0° - 29°	0

Tabelle 4: Punkteverteilung der Bewegungsumfänge im Harris Hip Score nach Modifikation durch Haddad et al. (184).

Die Gesamtpunktzahl entspricht letztlich einem Ergebnis mit Abstufung von „schlecht“ sehr gut“. Die Punktbereiche sind in *Tabelle 5* dargestellt.

Punkte	Ergebnis
90-100	sehr gutes Ergebnis
80-89	gutes Ergebnis
79-70	befriedigendes Ergebnis
unter 70	schlechtes Ergebnis

Tabelle 5: Bewertung der Punktzahl im Harris Hip Score (183).

3.4 Radiologische Untersuchung

Im Rahmen der Studie wurden neben der klinischen Untersuchung zur Verlaufskontrolle mindestens drei postoperative, digitale, anteroposteriore Röntgenaufnahmen des Beckens in einer standardisierten Technik angefertigt (6 Wochen, 6 Monate und 1- 2 Jahre postoperativ). Es wurde mithilfe der Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) eine Analyse der Schafftsinterung durchgeführt. Die angefertigten Röntgenbilder wurden zur Auswertung aus dem Programm „IMPAX“ (Firma Agfa HealthCare) in die EBRA-Software exportiert.

3.4.1 Die Dorr-Klassifikation

Um einen möglichen Unterschied hinsichtlich der perioperativen Komplikationen zu detektieren, wurden die Femora der entsprechenden Röntgenbilder nach der Dorr-Klassifikation eingeteilt (*Abbildung 21*).

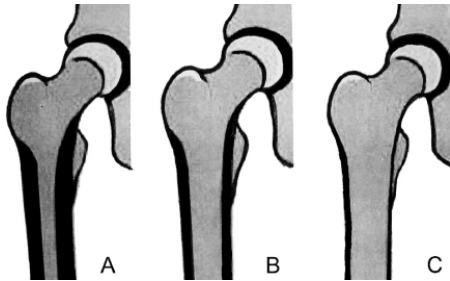


Abbildung 21: Klassifikation nach des Oberschenkelknochens nach Dorr Typ A-C: A: Enger Kanal mit dicken Kortikaliswänden („Sektelch“). B: Mäßig starke Kortikaliswände. Typ C: Breiter Kanal mit dünnen Kortikaliswänden („Ofenrohr“) (185).

Bevor es die Dorr-Klassifikation gab (186), maßen Noble et al. (187) die Breite des Knochenkanals zwischen den Kortizes des Femurs, um die proximalen Femora in Sektelch-, Normal- und Ofenrohrform einzuteilen. Die Weite des Kanals wurde als Verhältnis der intrakortikalen Breite des proximalen Femurs 20 mm proximal des Trochanter minor zur intrakortikalen Breite des Isthmus des Kanals festgelegt. Die Einteilung der Femora erfolgte anhand eines Index. Bei einem Verhältnis von weniger als 3 erfolgte die Zuteilung in die Gruppe der Sektelchform, ein Index von 3 bis 4,7 beschrieb eine Normalform. Bei einem Index von 4,7 bis 6 wurde von einem „Ofenrohr“ gesprochen. Die bestehende Einteilung konnte im Verlauf durch Dorr et al. erweitert werden. Es flossen zusätzlich Untersuchungen hinsichtlich biochemischer und histologischer Eigenschaften mit ein, welche die Morphologie des proximalen Femur beeinflussen (186).

3.4.2 Das Verfahren der EBRA-FCA Messung

Das an der Universität Innsbruck entwickelte Verfahren EBRA (188) wurde ebenfalls im St. Josefs-Hospital in Wiesbaden etabliert. Ebendort wurden die beschriebenen Messungen durchgeführt.

Bewertet werden, bezogen auf den Schaft, ein Absinken (Migration in Längsrichtung) sowie der Winkel zwischen Prothesenschaft und Femur im zeitlichen Verlauf (*Abbildung 22*).

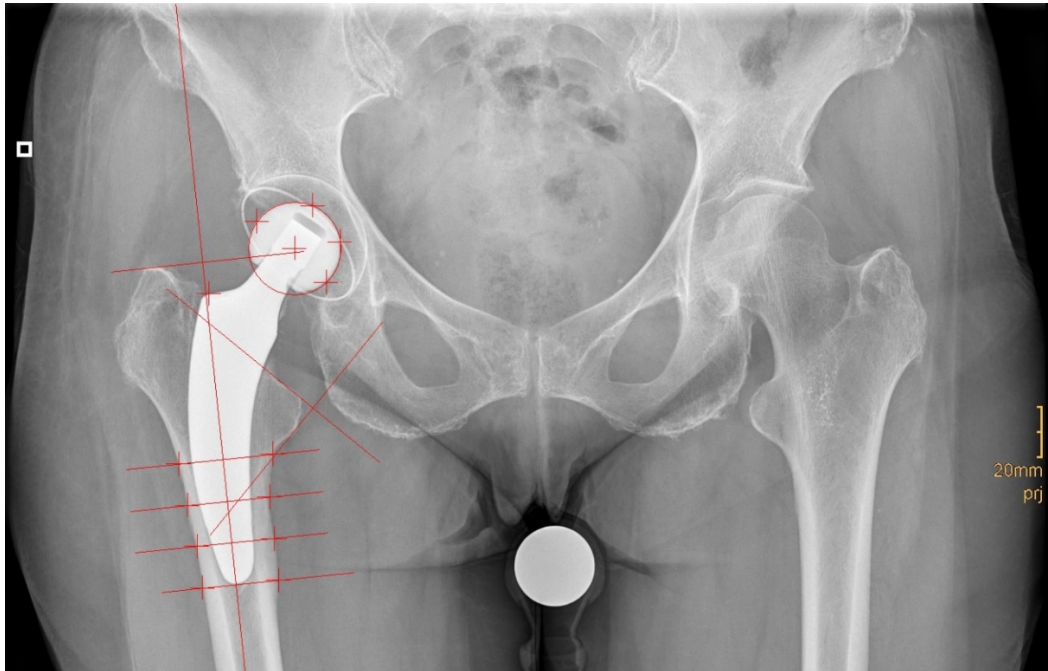


Abbildung 22: Bild einer EBRA-Messung mit den entsprechenden Referenzpunkten und Linien.

Als Grundvoraussetzung zur Nutzung der Software wird Windows 95 benötigt. Das Prinzip des Programmes besteht darin, anhand eines geometrischen Vergleiches über ein Passpunktsystem geometrische Figuren anhand eines virtuellen Bezugssystems zu errechnen (189, 190). Hierdurch können Veränderungen im zeitlichen Verlauf erfasst und dargestellt werden. Für die Messung dient der Trochanter major als sicherste Referenz für die Kaudalmigration (auch als Sinterung oder subsidence bezeichnet) (189, 191). Sie beschreibt das Einsinken der Prothese im Femurschaft in longitudinaler Richtung. Der Vergrößerungsfaktor wird dabei durch die Größe des Prothesenkopfes bestimmt. Das genaue Vorgehen bei der Messung sowie das Festlegen von Referenzpunkten gibt die entsprechende Software vor. Hierzu wird eine standardisierte Abfolge von Messlinien genutzt, die unter anderem über die Bestimmung der Schaftlängsachse sowie die Abstände der Prothesenschulter zum Trochanter major und minor eine mögliche Prothesensinterung detektiert.

Im Vergleich zu bereits gemessenen Röntgenbildern des gleichen Patienten kann so die Sinterung als Differenz zur Voraufnahme durch das Programm errechnet werden. Vorteile der Messung sind die Genauigkeit von ca. 1 mm bei einem geringen Arbeitszeitaufwand von 5-10 Minuten je digitalisiertem Bild sowie der hohe prädiktive Wert bezogen auf die Prognose späterer Revisionen (192).

Grundvoraussetzung für die Auswertung eines Datensatzes ist das Vorhandensein von mindestens drei Röntgenbildern eines Patienten im Verlauf. Um einen vergleichbaren Verlauf zu gewährleisten wurde darauf geachtet, die Patienten nach der postoperativen Röntgenkontrolle, welche noch im stationären Aufenthalt vor der Entlassung durchgeführt wurde, auch 6 Wochen und mindestens 24 Monate nach der Implantation zur Röntgenkontrolle einzubestellen. Jedes weitere Röntgenbild, welches gegebenenfalls aufgrund von Beschwerden zusätzlich angefertigt wurde, floss ebenso mit in die Auswertung ein und verbessert insgesamt die Genauigkeit der Auswertung in den jeweiligen Datensätzen.

Das Programm EBRA-FCA verlangt die Eingabe von Patientennamen, Zeitpunkt des Röntgenbildes mit Datum sowie den Prothesenkopfdurchmesser. Für die folgende Messung werden mindestens drei Referenzpunkte auf dem Prothesenkopf markiert. Die Bestimmung der Schaftachse erfolgt durch das Anlegen von zwei Referenzlinien ausgehend vom proximalen lateralsten und medialsten Punkt der polierten Schaftspitze bis zur Prothesenschulter. Anschließend errechnet das Programm die Schaftachse. Der Punkt der Prothesenschulter, durch den die zwei Referenzlinien sowie die Schaftachse verläuft, sorgt für die entsprechende Reproduzierbarkeit der Messungen. Im nächsten Schritt wird durch das Programm der Punkt an der Spitze des Trochanter majors zur Berechnung der Sinterungsdistanz referenziert. Anschließend erfolgt das Anlegen zweier Tangenten an den Trochanter minor sowie die Markierung der Prothesenspitze. Nach der Markierung der Prothesenspitze werden proximal drei Parallelen zu dieser Linie vom Programm vorgeschlagen. Die Schnittpunkte (acht Referenzpunkte) der Linien mit dem kortikalen Rand des Femurs werden manuell festgelegt. Am Ende der Referenzierung der einzelnen Röntgenbilder wurden die Datensätze gespeichert und für jeden Patienten in einer Serie zusammengefasst. Die Änderungen der Prothesenposition im Verlauf werden durch das Programm detektiert und ausgewertet (*Abbildung 23*).

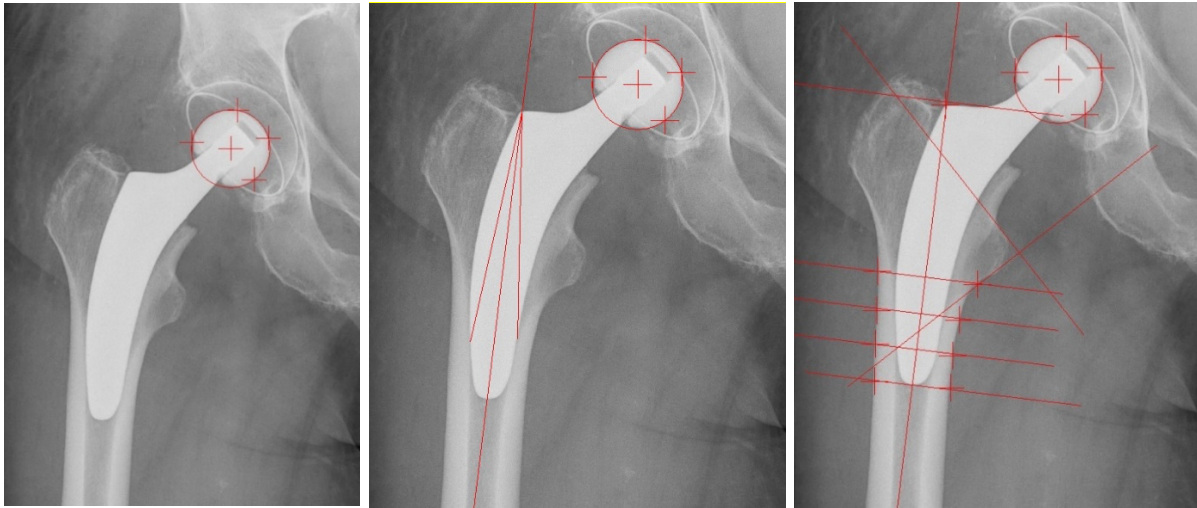


Abbildung 23: Links: Referenzierung des Prothesenkopfdurchmesser; Mitte: Referenzierung der Schaftachse; rechts: Referenzierung zur Bestimmung der Sinterung.

Das korrespondierende Programm zur Referenzierung der Röntgenbilder „EBRA-GRAF“ stellt die berechneten Veränderungen tabellarisch in Millimetern sowie graphisch dar (Abbildung 24 und 25). Die Sinterungsverläufe der einzelnen Fälle wurden nachfolgend statistisch ausgewertet.

EBRA / FCA - GRAPHICS 2002		TABLE									
PATIENT:		/ SIDE OF REPLACEMENT: right									
TOTAL NUMBER OF X-RAYS: 6		PERIOD OF OBSERVATION: 35 months									
TIME LIMIT: 60 months		Subsidence related to MajorTroch. / 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
4	0	-00,2	00,2	00,1	00,0	00,1	00,2	00,1	00,0	-00,2	-00,6
6	0	-00,3	00,3	00,2	00,0	00,2	00,2	00,1	00,0	-00,3	-00,7
14	0	-00,5	00,4	00,7	00,4	00,2	00,2	00,0	-00,2	-00,9	-01,4
25	0	-02,0	00,4	01,3	01,2	00,5	00,2	-00,1	-00,5	-02,9	-01,2
35	1	-02,2	00,4	01,2	01,1	00,3	00,0	-00,3	-00,8	-02,9	-01,7

Abbildung 24: Tabellarische Darstellung der berechneten Veränderungen der Prothesenposition. Die rote Markierung stellt das Sinterungsverhalten dar.

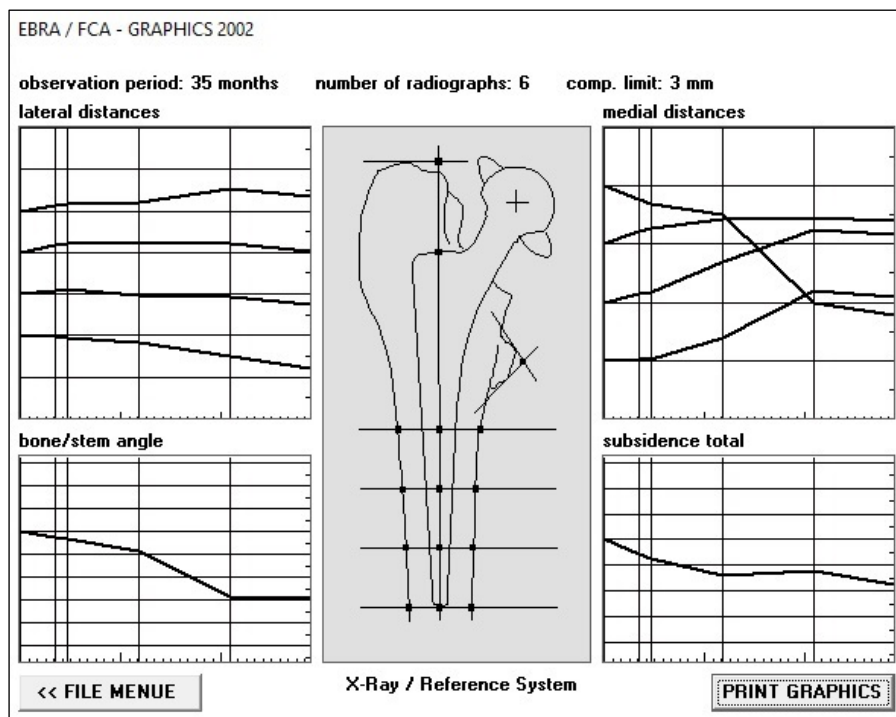


Abbildung 25: Graphische Darstellung der zuvor berechneten Veränderungen der Prothesenschaftposition.

3.5 Statistik

Sämtliche statistischen Analysen wurden mit SAS Version 9.4 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) durchgeführt und Abbildungen mit Microsoft Excel (Microsoft Office LTSC Professional Plus 2021) erstellt.

Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Mittelwert, Median, Standardabweichung, 25%- und 75%-Perzentile und 95%-Konfidenzintervalle erfasst. Um Unterschiede zwischen den Variablen zu eruieren, wurden nichtparametrische Tests durchgeführt. Hier fand bei zwei Stichproben der Wilcoxon-Test Anwendung, bei mehr als zwei Stichproben hingegen der Kruskal-Wallis-Test. Assoziationstests zwischen diskreten Variablen wurden mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests durchgeführt. Tests auf Unterschiede zum Ausgangswert wurden mit gepaarten t-Tests ausgewertet. Korrelationen zwischen kontinuierlichen Variablen wurden mit Spearman-Rangtests untersucht.

Zur Analyse des Implantatüberlebens wurde mit Kaplan-Meier-Kurven gearbeitet. Bezogen auf den Zeitpunkt des letzten Nachuntersuchungsdatums wurden die Patienten zensiert und die Konfidenzintervalle mittels LOGLOG-Transformation berechnet. Für alle Tests wurde das Signifikanzniveau auf $p = 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum Oktober 2014 bis Oktober 2018 stimmten insgesamt 68 Patienten, darunter 47 Frauen und 21 Männer, denen eine Kurzschaftprothese (Typ optimys) nach Oberschenkelhalsfraktur implantiert wurde, der Teilnahme an der vorliegenden Studie zu.

In 52 Fällen (76,5 %) konnte eine klinische Nachuntersuchung durchgeführt werden (klinisches Follow-Up), in 44 Fällen (64,7 %) war zusätzlich eine Bewertung des Sinterungsverhaltens mittels EBRA möglich (radiologisches Follow-Up). In fünf Fällen (9,6 %) mussten während des Studienzeitraums Revisionen durchgeführt werden.

Die Einbeziehung dieser Patienten bildet die Sicherheitspopulation (SAF) von 57 Patienten, anhand derer die Auswertung des Implantatüberlebens erfolgte.

Die Patienten waren zum Operationszeitpunkt im Mittel 72,8 Jahre alt (Minimum 32, Maximum 94 Jahre, SD 9,98). Die männlichen Teilnehmer (30,9 %) waren im Mittel 73,4 Jahre (Minimum 32, Maximum 88 Jahre, SD 12,5), die Weiblichen (69,1 %) 72,6 Jahre alt (Minimum 54, Maximum 94 Jahre, SD 8,8).

Der BMI betrug bei Frauen im Mittel 24,6 (SD 4,98), bei Männern 25,4 (SD 3,10). 7,0 % der Patienten waren untergewichtig (BMI < 20), 84,2 % normalgewichtig (BMI = 20-30) und 8,8 % übergewichtig (BMI > 30) (*Tabelle 6*).

Die Körpergröße der Frauen betrug im Mittel 164 cm (Minimum 148 cm, Maximum 182 cm, SD 7,0), die der Männer 177 cm (Minimum 160 cm, Maximum 190 cm, SD 7,2).

	Statistik	Alter	BMI
weiblich	n	47	47
	Mittelwert (SD)	72,6 (8,77)	24,6 (4,98)
	95 % KI	70,0 , 75,2	23,2 , 26,1
	Median	74,0	23,9
männlich	n	21	21
	Mittelwert (SD)	73,4 (12,50)	25,4 (3,10)
	95 % KI	67,7 , 79,1	24,0 , 26,8
	Median	75,0	24,8
gesamt	n	68	68
	Mittelwert (SD)	72,8 (9,98)	24,9 (4,48)
	95 % KI	70,4 , 75,3	23,8 , 25,9
	Median	74,0	24,1

Tabelle 6: *Alter und BMI in der Geschlechterverteilung.*

4.2 Frakturklassifikation

In über der Hälfte der Fälle wurde eine Garden III- (55,9 %, n= 38), in 16 Fällen (23,5 %) eine Garden II-, in acht Fällen (11,8 %) Garden IV- und in sechs Fällen (8,8 %) eine Garden I-Fraktur klassifiziert (*Tabelle 7*).

Fraktur-Klassifikation	Anzahl	Anteil in %
Garden I	6	8,8
Garden II	16	23,5
Garden III	38	55,9
Garden IV	8	11,8
Total	68	100

Tabelle 7: *Frakturklassifikation nach Garden im Gesamtkollektiv.*

4.3 Implantat

54,4 % (n=37) der Implantationen erfolgten linksseitig, 45,6 % (n= 31) rechtsseitig (Abbildung 26).

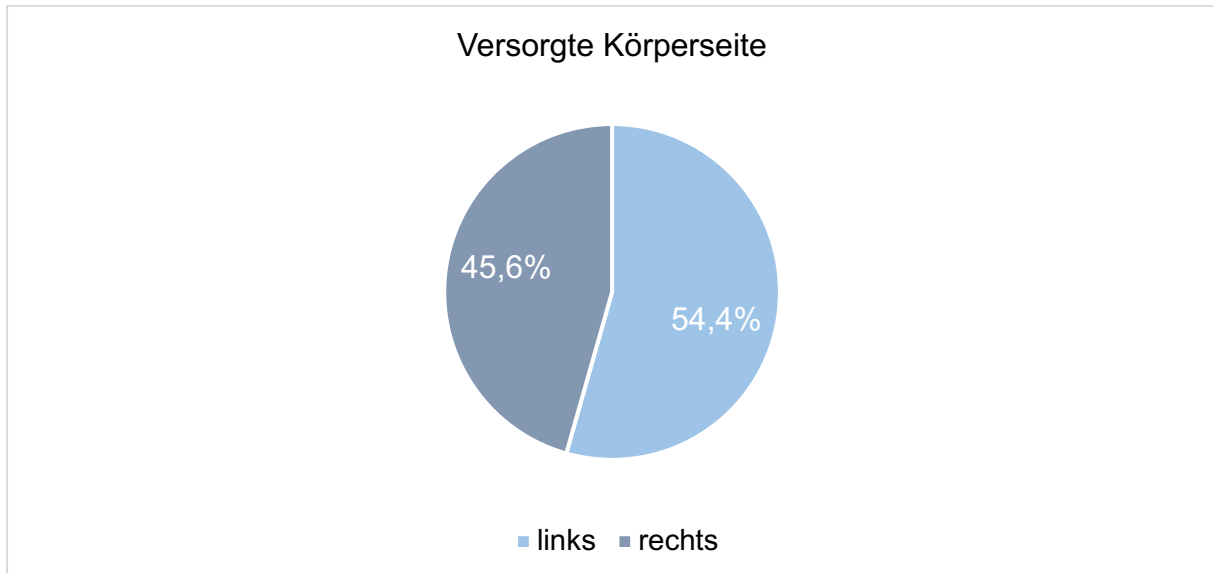


Abbildung 26: Seite der Implantatversorgung.

4.3.1 Implantatkombinationen

Bei der Implantation wurden zwei verschiedene Implantatkombinationen gewählt. In 86,8 % der Fälle (n= 59) wurde eine zementfreie Monoblock-Pfanne (vitamys, Fa. Mathys, Schweiz) mit dem optimys Schaft implantiert. Die übrigen Fälle wurden mittels zementfreier Metal-back-Pfanne (Fitmore, Fa. Zimmer, USA) und optimys Schaft (13,2 %, n= 9) versorgt (Abbildung 27).

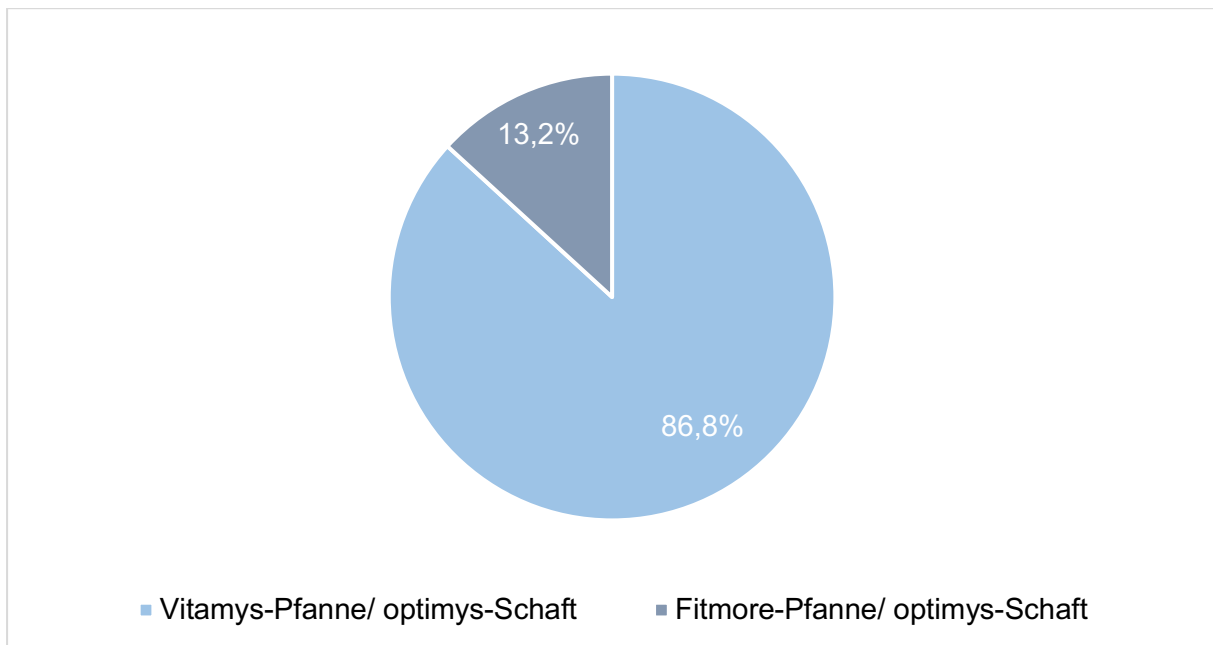


Abbildung 27: Implantatkombinationen im Gesamtkollektiv.

4.3.2 Pfannendurchmesser

Die am häufigsten implantierten Durchmesser der Gelenkpfannen betragen 48 mm (22,1 %), 50 mm (26,5 %) und 54 mm (20,6 %) (Tabelle 8).

Pfannendurchmesser	Anzahl	Anteil in %
44 mm	1	1,5
46 mm	4	5,9
48 mm	15	22,1
50 mm	18	26,5
52 mm	7	10,3
54 mm	14	20,6
56 mm	5	7,4
58 mm	4	5,9
Total	68	100

Tabelle 8: Pfannendurchmesser im Gesamtkollektiv.

4.3.3 Prothesenschaft

Der Schaft wurde mit einem Anteil von 25,0 % (n= 17) vor allem in Größe 6 eingesetzt. Als gängiger Größenbereich können die Schaftgrößen 5 bis 8 festgehalten werden, die bei über Zweidrittel der Patienten Anwendung fanden (*Tabelle 9*).

Schaftgröße	Anzahl	Anteil in %
3	1	1,5
4	4	5,9
5	10	14,7
6	17	25,0
7	11	16,2
8	9	13,2
9	8	11,8
10	4	5,9
11	3	4,4
12	1	1,5
Total	68	100

Tabelle 9: Verteilung der Schaftgrößen im Gesamtkollektiv.

4.3.4 Femorales Offset

Bezogen auf das femorale Offset bestand in 35,3 % (n= 24) der Versorgungen die Notwendigkeit einer lateralen Variante. Bei 64,7 % (n= 44) war die Standard-Version ausreichend (*Abbildung 28*).

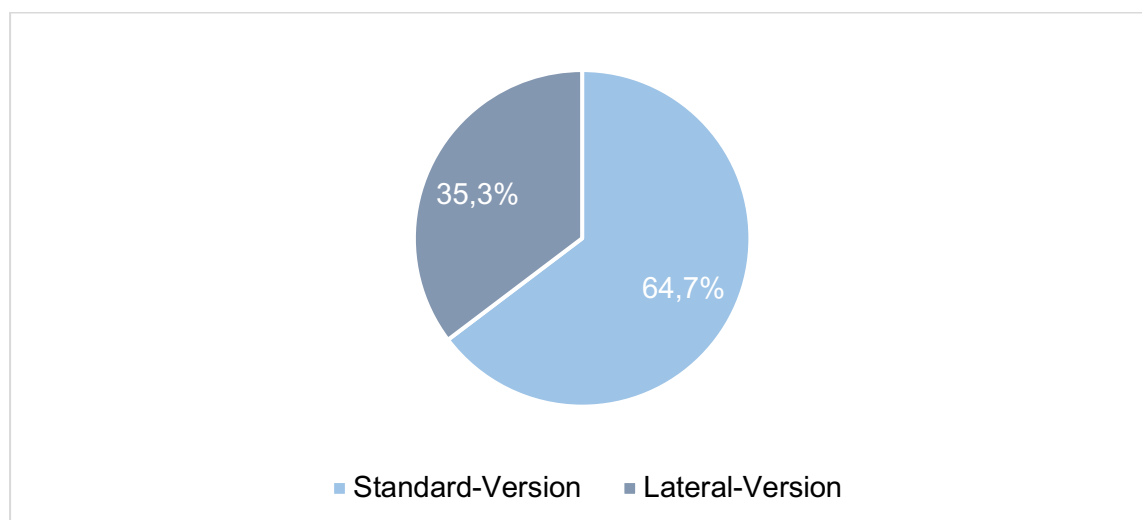


Abbildung 28: Häufigkeit der Versionen des femoralen Offset im Gesamtkollektiv.

4.3.5 Prothesenkopf

Bei 67,6 % (n= 46) der Patienten wurde ein Prothesenkopf mit einem Durchmesser von 32 mm gewählt, der ab einer Pfannengröße von 50 mm aufgesetzt wird. In den übrigen Fällen (32,4 %, n= 22) wurde ein 28 mm durchmessender Prothesenkopf verwendet. 58,8 % (n= 40) der Patienten wurden mit der Kopfgröße S, 30,9 % (n= 21) mit einem M-Kopf und 10,3 % (n= 7) mit einem Kopf der Größe L versorgt (Abbildung 29).

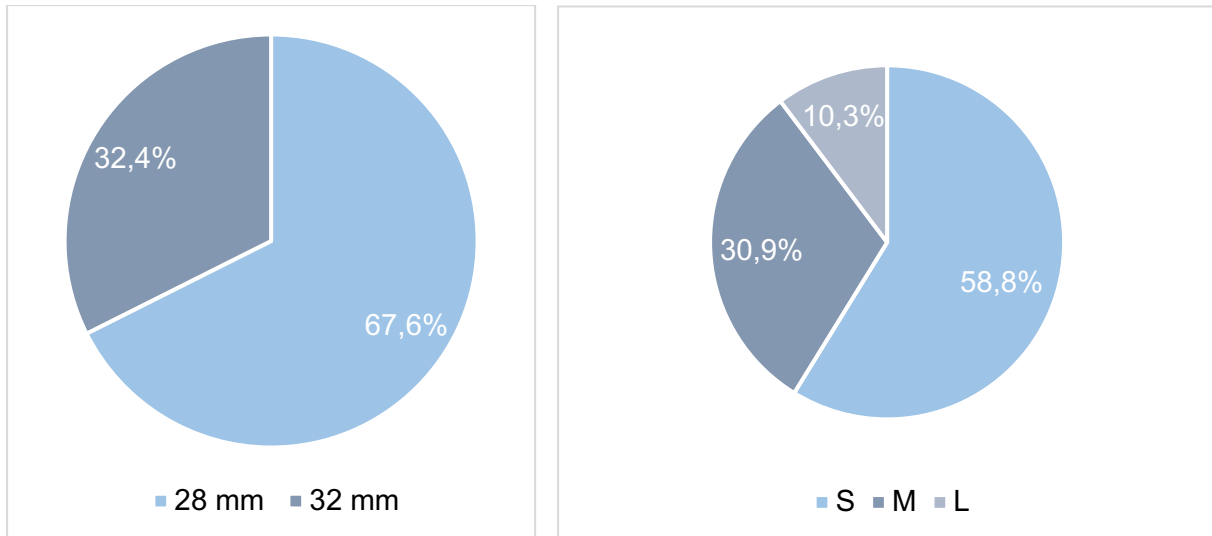


Abbildung 29: Häufigkeit der verwendeten Prothesenkopfdurchmesser (links) und Kopfgrößen (rechts) im Gesamtkollektiv.

4.4 Operationsdaten, Blutverlust und Dauer des Klinikaufenthaltes

Die Operationszeit betrug im Mittel 52,6 Minuten (Minimum 25 Minuten, Maximum 87 Minuten). Bei Männern dauerte die Operation im Mittel 6,6 Minuten länger als bei Frauen (Frauen 50,6 Minuten, Männer 57,2 Minuten), wobei der Unterschied nicht signifikant war ($p= 0,067$).

Zur Evaluierung des Blutverlustes während der Operation wurden jeweils der Ausgangs- sowie der postoperative Hämoglobinwert betrachtet. Die Differenz ergab im Mittel einen Abfall des Hämoglobinwertes von 2,7 g/dl (Minimum 0,7 g/dl, Maximum 5,4 g/dl). In fünf Fällen (7,4 %) wurden Blutkonserven verabreicht.

Die durchschnittliche Aufenthaltsdauer in der Klinik nach erfolgter Operation betrug neun Tage (Minimum 4 Tage, Maximum 22 Tage). Die Aufenthaltsdauer unterschied sich bei Frauen (9,6 Tage) und Männern (9,1 Tage) nicht relevant.

Die operative Versorgung mittels Kurzschaftprothese wurde von insgesamt 23 verschiedenen Operateuren aus der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie des St. Josefs Hospitals in Wiesbaden mit unterschiedlichster fachlicher Erfahrung durchgeführt. Der Status der Operateure wurde nach dem Zertifizierungssystem „EndoCert“ ausgewertet. Die EndoCert-Initiative der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC) führt in Kliniken, die eine Zertifizierung zum Endoprothesenzentrum wünschen, ein Audit durch, bei dem Anforderungen an den jeweiligen Standort gestellt werden, die eine qualitativ hochwertige Durchführung der Implantation einer Prothese gewährleisten sollen. Als Hauptoperateur im Sinne von EndoCert (Stand 2022) gilt ein Facharzt für Orthopädie und/oder Chirurgie/Unfallchirurgie mit mindestens 50 endoprothetischen Eingriffen am Hüft-/Kniegelenk, von denen mehr als 50 % am entsprechenden Endoprothesenzentrum durchgeführt wurden. Für Senior-Hauptoperateure gilt die Mindestanzahl von 85 Endoprothesenimplantationen.

In der vorliegenden Studie wurden die Operationen überwiegend von Hauptoperateuren der Endoprothetik (67,6 %, n= 46) durchgeführt, mit einer Revisionsrate von 6,5 % (n= 3). Die detaillierte Aufstellung über den Erfahrungsstand der Erstoperateure sowie die Revisionsverteilung können *Tabelle 10* entnommen werden.

Status Erstoperateur	Anzahl	Anteil in %	Revisionen
Assistenzarzt	3	4,4	0 (0,0 %)
Facharzt	2	2,9	0 (0,0 %)
Hauptoperateur	46	67,6	3 (6,5 %)
Oberarzt	9	13,2	1 (11,1 %)
Senior Hauptoperateur	8	11,8	1 (12,5 %)
Total	68	100	5 (7,4 %)

Tabelle 10: Status der Erstoperateure und zugehörige Revisionsraten.

4.5 Klinische Ergebnisse

Die Patientenzufriedenheit und das Schmerzempfinden wurden mittels Harris Hip Score (HHS), Oxford Hip Score (OHS), dem Schulnotensystem und der visuellen Analogskala (VAS) evaluiert. Der mittlere Nachbeobachtungszeitraum betrug $33,8 \pm 14,8$ Monate (Minimum 12 Monate, Maximum 72,4 Monate).

4.5.1 Visuelle Analogskala

Werte auf der visuellen Analogskala wurden im Mittel mit 0,4 Punkten angegeben (Minimum 0, Maximum 4, SD 0,9). 81,1 % der weiblichen und 86,7 % der männlichen Teilnehmer vergaben 0 Punkte, entsprechend einer Schmerzfreiheit (*Abbildung 30*). Die Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen Frauen und Männern hinsichtlich des Schmerzempfindens ($p= 0,167$).

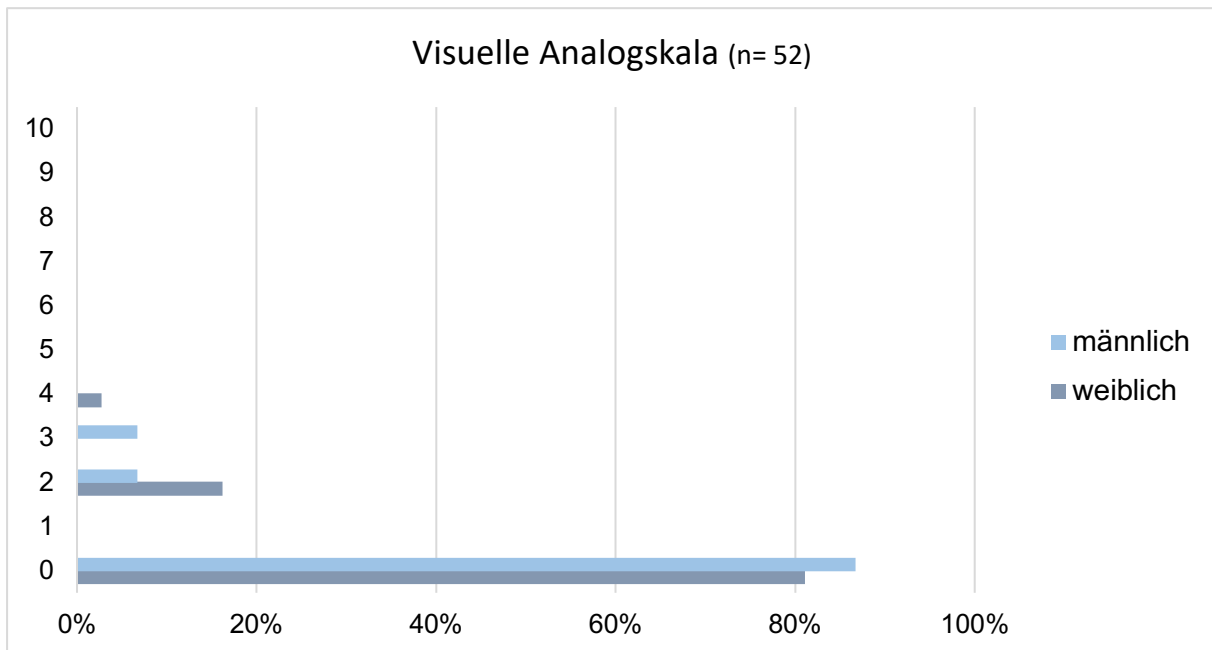


Abbildung 30: Visuelle Analogskala, Punkteverteilung nach Geschlecht.

4.5.2 Oxford Hip Score

Im Oxford Hip Score (OHS) wurden im Mittel 45,1 Punkte von möglichen 48 Punkten (Minimum 29, Maximum 48, SD 4,5) erreicht. 86,5 % der weiblichen und 93,3 % der männlichen Teilnehmer erzielten im OHS ein sehr zufriedenstellendes Ergebnis (40-48 Punkte). (*Abbildung 31*). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen Frauen und Männern hinsichtlich der Zufriedenheit festgestellt ($p= 0,167$).

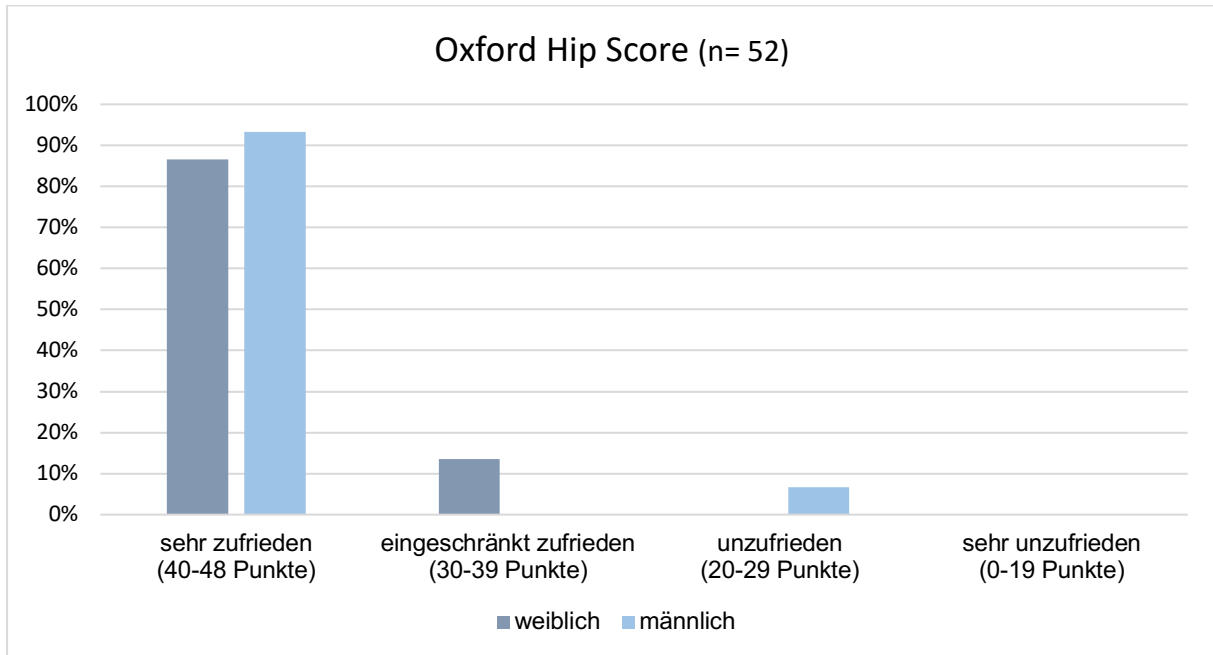


Abbildung 31: Punkteverteilung im OHS aufgeteilt nach Geschlecht.

4.5.3 Harris Hip Score

Im Harris Hip Score (HHS) wurden durchschnittlich 93,0 Punkte von möglichen 100 Punkten (Minimum 66, Maximum 100, SD 8,9) erreicht. 75,7 % der Frauen und 80,0 % der Männer erzielten im HHS ein sehr gutes Ergebnis (90-100 Punkte) (Abbildung 32). Signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen wurden nicht festgestellt ($p= 0,114$).

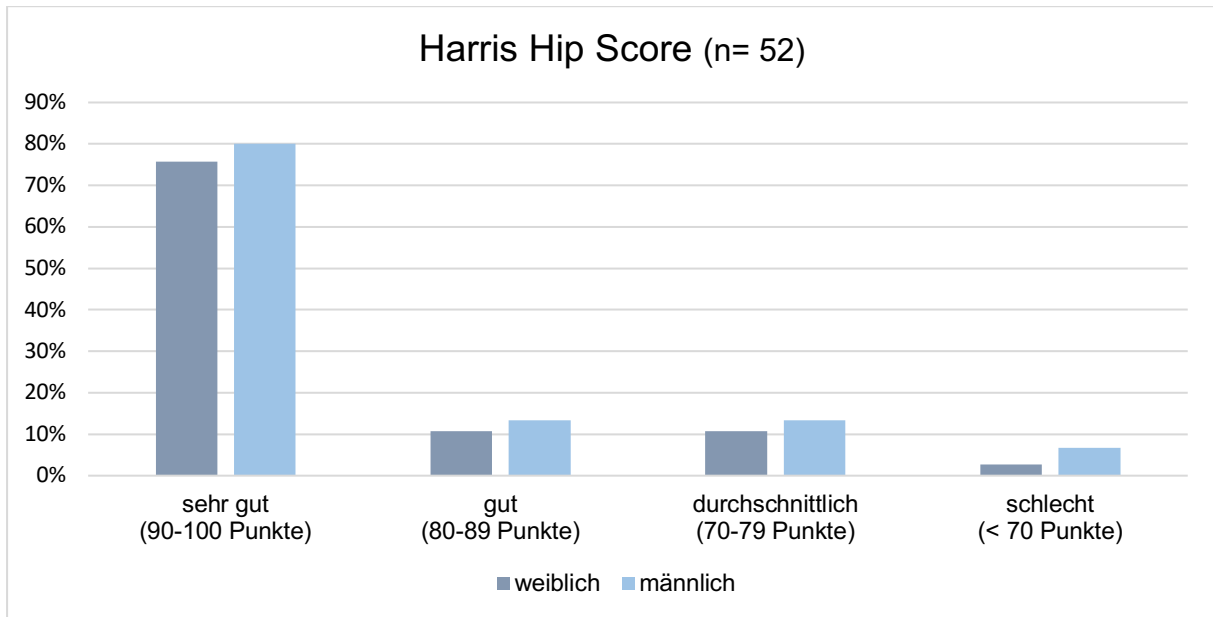


Abbildung 32: Punkteverteilung im HHS aufgeteilt nach Geschlecht.

4.5.4 Schulnote

Die Zufriedenheit mittels Schulnotensystem wurde im Mittel mit 1,2 Punkten bewertet (Minimum 1, Maximum 3, SD 0,5). 78,4 % der weiblichen und 87,0 % der männlichen Teilnehmer bewerteten die Zufriedenheit mit der Note „1“ (Abbildung 33). Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bezogen auf das Geschlecht der Patienten ($p= 0,565$).

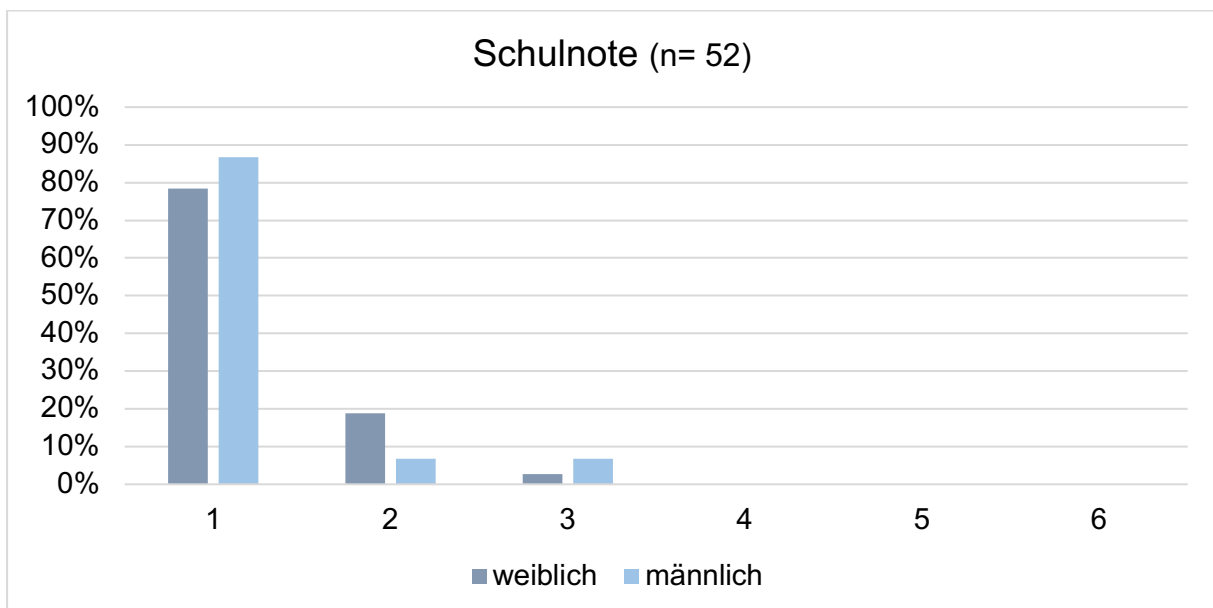


Abbildung 33: Bewertung der Zufriedenheit nach Schulnote.

4.5.5 Korrelation zwischen klinischem Outcome und Alter

Die Auswertung ergab einen signifikanten inversen Zusammenhang zwischen Alter und HSS ($p= 0,0061$) sowie OHS ($p= 0,0019$). Folglich erreichten Patienten mit einem Alter von 70 Jahren oder jünger in den ausgewerteten Scores mehr Punkte (HSS: Mittelwert 97,5, OHS: 47,2) im Sinne einer höheren Zufriedenheit als Patienten über 70 Jahre (HSS: Mittelwert 91,2, OHS: 44,3). Hinsichtlich der Bewertung nach Schulnote und VAS wurden keine signifikanten Zusammenhänge festgestellt (Schulnote: $p= 0,0919$; VAS= 0,1559) (Tabelle 11).

	HHS	OHS	Schulnote	VAS
Alter	-0.37550	-0.41977	0.23617	0.19965
	0.0061	0.0019	0.0919	0.1559

Tabelle 11: Spearman Korrelationskoeffizient, $n = 52$. Korrelation zwischen klinischem Outcome und Alter.

4.5.6 Korrelation zwischen klinischem Outcome und BMI

Wie Tabelle 12 zu entnehmen ist, wurde zwischen der Bewertung nach Schulnote und dem BMI ein signifikanter inverser Zusammenhang ($p= 0,0354$) festgestellt. Folglich gaben Patienten mit geringerem BMI eine höhere Punktzahl nach dem Schulnotensystem im Sinne einer geringeren Zufriedenheit an. Bezogen auf die übrigen klinischen Scores wurden keine signifikanten Zusammenhänge festgestellt (HHS: $p= 0,5572$; OHS: $p= 0,4398$; VAS: $p= 0,1172$).

	HHS	OHS	Schulnote	VAS
BMI	-0.08329	-0.10946	-0.29249	-0.21992
	0.5572	0.4398	0.0354	0.1172

Tabelle 12: Spearman Korrelationskoeffizient, $n = 52$. Korrelation zwischen klinischem Outcome und BMI.

4.6 Radiologische Ergebnisse

4.6.1 Dorr-Klassifikation

73,1 % ($n= 38$) der Patienten wurden als Dorr Typ B und 26,9 % ($n= 14$) als Dorr Typ A klassifiziert (Abbildung 34).

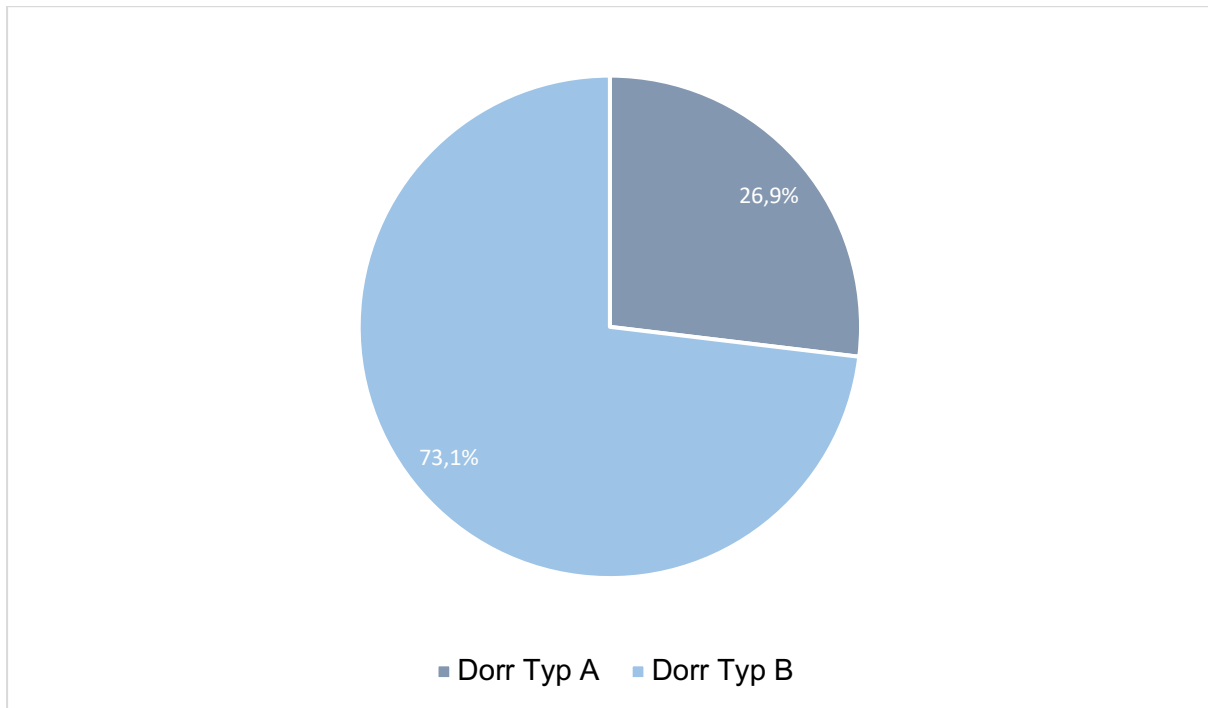


Abbildung 34: Verteilung nach Dorr-Klassifikation.

Zur Ermittlung der Korrelation zwischen der Dorr-Klassifikation und dem klinischen Outcome wurden Wilcoxon-Tests durchgeführt. Hierbei ergab sich ein statistisch signifikanter Zusammenhang hinsichtlich des HHS ($p = 0,049$). Patienten mit Dorr Typ A erzielten durchschnittlich 96 Punkte im Sinne einer höheren Zufriedenheit im Vergleich zu Dorr Typ B mit im Mittel 91,9 Punkten (*Tabelle 13*). Für die übrigen Bewertungsscores wurden keine signifikanten Zusammenhänge festgestellt (OHS: $p = 0,228$; Schulnote: $p = 0,333$; VAS: $p = 0,239$).

DORR Klassifikation	n	Mittelw.	SD	Median	25% P	75% P	Min.	Max.
A	14	96,0	7,6	100,0	94,0	100,0	75,0	100,0
B	38	91,9	9,2	94,0	89,0	100,0	66,0	100,0
Total	52	93,0	8,9	95,5	90,0	100,0	66,0	100,0

Wilcoxon Test: $p = 0,049$

Tabelle 13: Korrelation zwischen Dorr-Klassifikation und klinischem Outcome nach HHS.

4.6.2 Radiologische Analyse mittels EBRA-FCA-Software

Für die Auswertung der EBRA-Messung standen 44 vollständige Datensätze zur Verfügung. Als vollständiger Datensatz gilt ein Fall mit mindestens drei durchgeführten Röntgenkontrollen. Das letzte Follow-Up der Teilnehmer erfolgte im Mittel nach 30,8 Monaten (Minimum 12,0; Maximum 72,0; SD 14).

Das Sinterungsverhalten zeigt *Abbildung 35*. Bei der letzten Follow-Up-Untersuchung wurde eine durchschnittliche Sinterungsdistanz von 1,90 mm (Minimum 0,91 mm, Maximum 6,75 mm, SD 1,81 mm) festgestellt. Es wurde kein signifikanter Einfluss von Alter (0,8625), Geschlecht ($p= 0,823$), BMI ($p= 0,8773$), Dorr-Klassifikation ($p= 1,000$) und Status der Operateure ($p= 0,553$) auf das Sinterungsverhalten festgestellt. Werte über null sind am ehesten Folgen von Messungenauigkeiten.

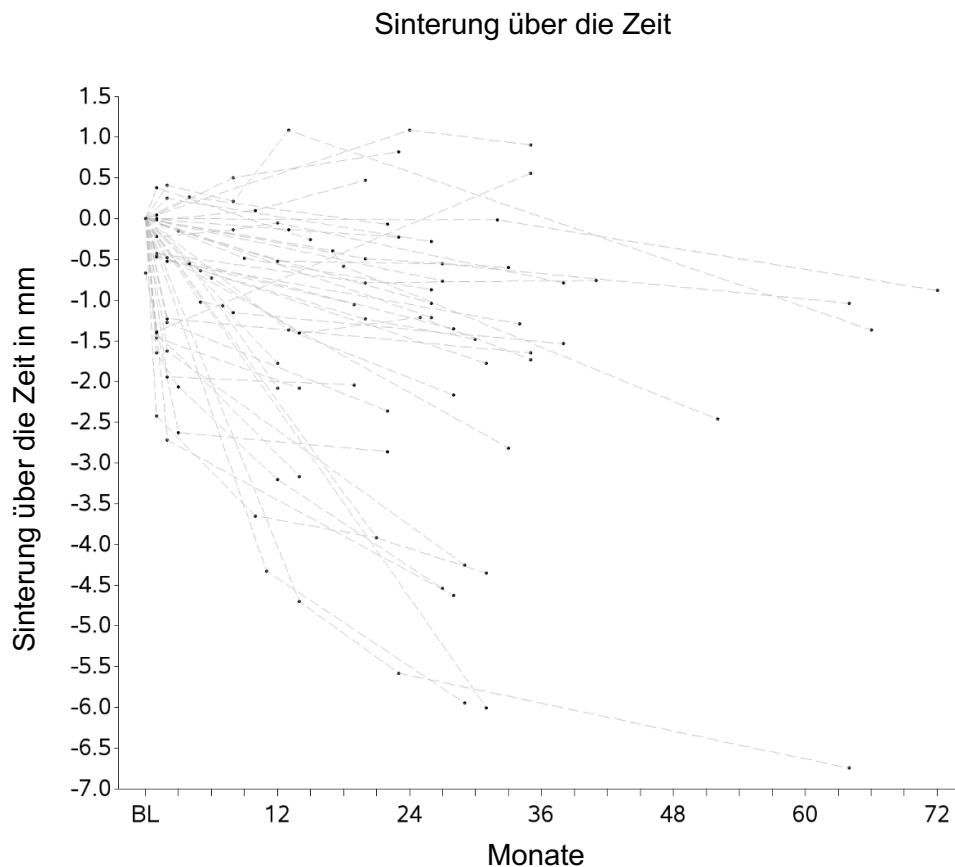


Abbildung 35: Sinterung im Verlauf der Nachuntersuchungen.

4.7 Komplikationen und Revisionen

Im Gesamtkollektiv ($n= 68$) traten Komplikationen im Sinne von Luxationen, Frühinfekten und intraoperativer *via falsa* bei sieben Patienten (10,3 %) auf. Ferner

wurden fünf Revisionen ausschließlich bei Frauen durchgeführt, was einer Revisionsrate von 7,4 % entspricht. Die Betroffenen (Mittelwert 76 Jahre) waren im Mittel 3,2 Jahre älter als Patienten ohne Revision (Mittelwert 72,8 Jahre). Der BMI der Betroffenen (Mittelwert 25,5) war 3,6 Punkte geringer als in der Gruppe der „Nicht-Revidierten“ (Mittelwert 21,9). Nach Dorr verteilt sich die Anzahl der Revisionen auf zwei von 16 (12,5 %) bei Typ A und drei von 41 (7,3 %) bei Typ B. Es wurde kein signifikanter Einfluss von Alter ($p= 0,713$), BMI ($p= 0,146$) und Dorr-Klassifikation ($p= 0,534$) auf die Revisionsrate festgestellt.

In *Tabelle 14* sind die Revisionsgründe dargestellt. Bei vier von fünf Revisionen erfolgte die erneute Operation innerhalb von zwei Monaten nach der Primärversorgung. In einem Fall wurde eine Patientin aufgrund einer aseptischen Schaftlockerung nach knapp 16 Monaten einer Revisionsoperation unterzogen und mittels Schaftwechsel (MEM) sowie Anlage einer Drahtcerclage versorgt.

Geschlecht	Alter	DORR	Revisionsgrund	Monate nach primärer Versorgung
w	73.0	A	Luxation	0.43
w	67.0	B	periprothetische Fraktur Vancouver Typ B2	0.66
w	70.0	B	aseptische Schaftlockerung	15.74
w	85.0	A	Pfannendislokation	1.61
w	85.0	B	Frühinfekt	0.66

Tabelle 14: Revisionsgründe und Zeit nach primärer Versorgung.

Die folgende Kaplan-Meier-Kurve veranschaulicht das Prothesenüberleben im Gesamtkollektiv (*Abbildung 36*). Aufgrund der vier frühzeitigen Revisionen ergab sich nach zwei Monaten ein Prothesenüberleben von 94,5 %, das nach knapp 16 Monaten auf 91,1 % absank und bis zum Ende der Studie stabil blieb.

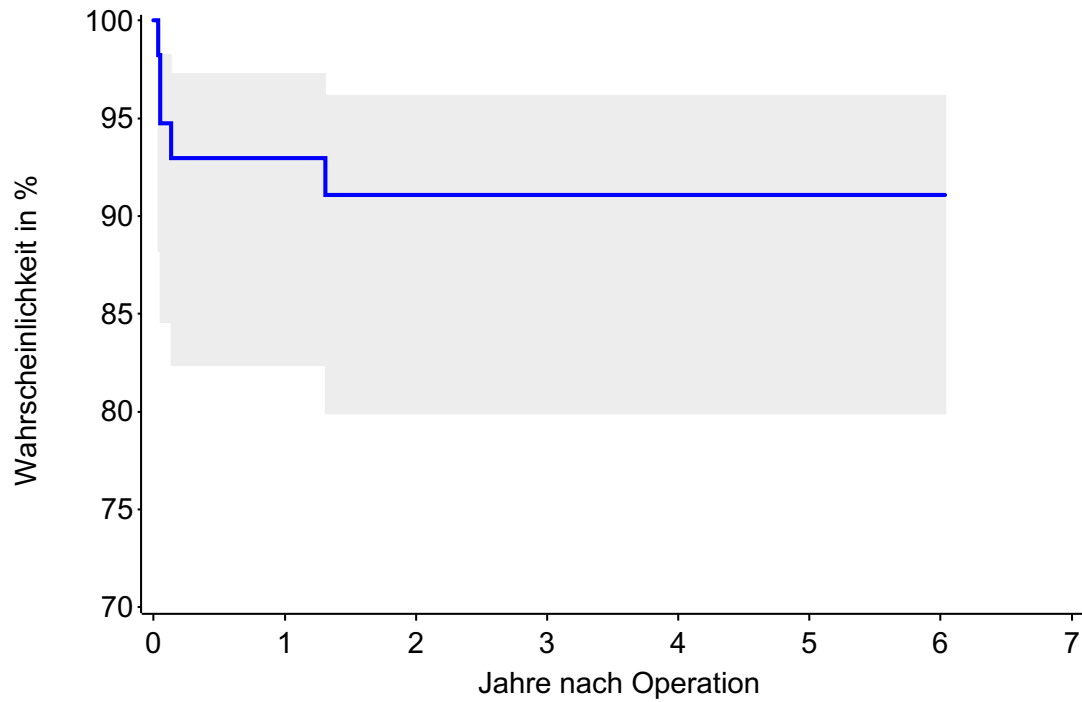


Abbildung 36: Prothesenüberleben in Prozent im Verlauf des Beobachtungszeitraums in Jahren.

5 Diskussion

5.1 Diskussionsgrundlage

Der Studie liegt die Fragestellung zugrunde, ob die Versorgung einer Oberschenkelhalsfraktur mittels zementfreier Kurzschaftendoprothese eine Alternative zur konventionellen Versorgung darstellen kann. Hierzu wurden prospektiv klinische Daten sowie anhand von radiologischen Messdaten Erkenntnisse zum Migrationsverhalten der implantierten Prothesen gesammelt.

Die Verwendung von zementfreien Kurzschaftendoprothesen im Kontext der Oberschenkelhalsfrakturen ist in der Fachliteratur zum aktuellen Zeitpunkt ein eher neues Kapitel und gewinnt mit Blick auf die Studienlage seit Beginn des 21. Jahrhunderts stetig an Popularität. Die Entwicklung der PubMed-Einträge „short stem cementless“ sowie „short stem femur neck fracture“ unterstreicht diese Annahme (Abbildung 37).

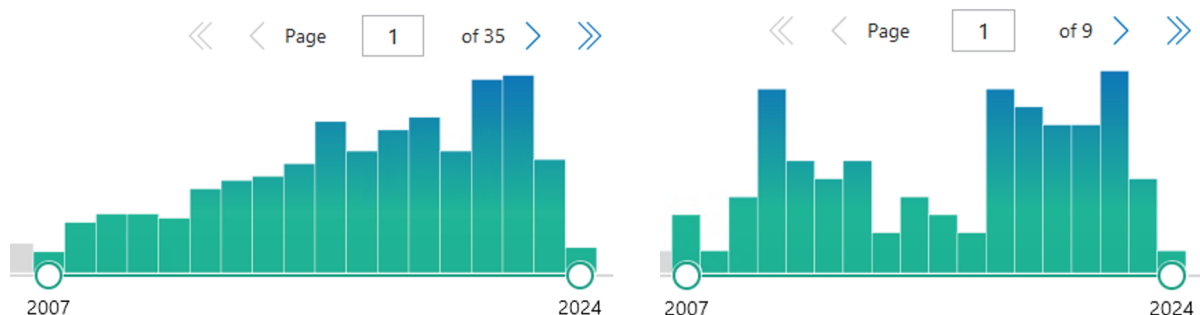


Abbildung 37: Eingabe des Suchbegriffs „short stem cementless“ (links) sowie „short stem femur neck fracture“ (rechts) in PubMed (193, 194).

Bislang vergleichen nur wenige Studien die klassischen Geradschaftprothesen mit den neuerlichen Kurzschaftprothesen vor dem Hintergrund der Oberschenkelhalsfraktur. In einer vergleichenden Studie von Kim und Oh aus dem Jahr 2012 konnte gezeigt werden, dass sowohl der untersuchte zementfreie konventionelle Schaft als auch der untersuchte Kurzschaft vollständige Osseointegration erreichen konnten. Die Inzidenz von Oberschenkelschmerzen, pulmonalen Mikroembolien und periprothetischen Frakturen war bei der Implantation des konventionellen Schaftes jedoch deutlich höher (170).

Hinsichtlich des in der vorliegenden Arbeit untersuchten optimys Kurzschaftees ergaben sich in einem Literaturreview von van Oldenrijk et al. aus dem Jahr 2014 gute kurz- und mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse sowie eine Überlebensrate von 98 % nach einem allerdings kurzen Beobachtungszeitraum von 6 Monaten bei elektiven Implantationen (195). Ferner liegen Ergebnisse einer 2-Jahres Beobachtung von Patienten mit Hüftkopfnekrose vor: Eine Studie von Afghanyar et al. aus dem Jahr 2020 untersuchte die Qualität der Versorgung von 45 Patienten mit kalkargeführten Kurzschafftimplantaten. Hier zeigten sich mit einer Überlebensrate von 100 % und einem vergleichbaren Migrationsmuster wie bei der Indikation einer primären Arthrose durchaus Ergebnisse, die für eine Verwendung des Kurzschaftees im Rahmen einer Versorgung bei Hüftkopfnekrose sprechen (162).

Im Jahr 2021 ergab eine Studie von Melisik et al. mit 17 Teilnehmern unter 60 Jahren im Falle des Vorliegens von Risikofaktoren für eine osteosynthetische Versorgung, wie beispielsweise das Überschreiten des zeitlichen Versorgungsfensters, die Einnahme von Kortikosteroiden, eine bekannte Coxarthrose, entzündliche Gelenkerkrankungen oder verstärkter Alkoholkonsum, mittelfristig gute Ergebnisse nach Implantation einer Kurzschafftendoprothese bei Oberschenkelhalsfraktur (174). In einer aktuellen Studie von Kutzner et al. aus dem Jahr 2023 wurde die Versorgung mittels Kurzschafftprothese von 879 Hüftgelenken im Rahmen einer primären oder sekundären Arthrose untersucht, die bei einer Überlebensrate von 98,4 % sehr gute klinische 6-Jahres-Ergebnisse lieferte (196). Langzeitergebnisse stehen aufgrund der noch jüngeren Geschichte (Erstimplantation 2010) des Prothesenschaftees aus, könnten jedoch zeitnah publiziert werden (aktuelles Orthopaedic Data Evaluation Panel (ODEP) Rating = 7A, Erneuerung für 2024 geplant).

5.2 Patientenkollektiv

In der vorliegenden Studie wurden deutlich mehr Frauen (69,1 %) als Männer (30,9 %) mittels Kurzschafftprothese vom Typ optimys versorgt. Auch andere Studien betreffend Oberschenkelhalsfrakturen wurden mit einer deutlich höheren Anzahl an weiblichen Patienten durchgeführt (18, 197-200). Als ursächlich kann die höhere Rate an Oberschenkelhalsfrakturen bei Frauen angenommen werden, die auf die höhere Lebenserwartung und das erhöhte Osteoporoserisiko von Frauen zurückzuführen ist (201, 202).

In einer Metaanalyse von Rupp et al. wurde die Inzidenz von Oberschenkelhalsfrakturen mit 120/100.000 Einwohnern angegeben, wobei mehrheitlich Frauen (68 %) betroffen waren (200).

Die Inzidenz von Oberschenkelhalsfrakturen steigt mit zunehmendem Alter (26, 30, 200). Das mittlere Alter von 72,8 Jahren im vorliegenden Kollektiv entspricht den Werten der gängigen Literatur. Beschrieben ist beispielweise durch das Institut für Qualitätssicherung und Transparenz im Gesundheitswesen (IQTIG) sowohl ein Alter von mindestens 70 Jahren in 80 % der Fälle von proximalen Oberschenkelhalsfrakturen – mit vermutetem weiteren Anstieg aufgrund der demographischen Entwicklung (203) –, als auch ein Überwiegen der betroffenen Frauen mit ca. 66 % (204-206). Die Frakturhäufung im Alter ist am ehesten auf eine Multimorbidität mit oftmals erhöhter Sturzneigung sowie insbesondere hormonell bedingter Osteoporose bei Frauen zurückzuführen (205, 206).

In der vorliegenden Arbeit betrug der BMI bei Frauen im Mittel 24,6 kg/m² und bei Männern 25,4 kg/m². 7,0 % der Patienten waren untergewichtig (BMI < 20 kg/m²), 84,2% normalgewichtig (BMI = 20-30 kg/m²) und 8,8 % übergewichtig (BMI > 30 kg/m²). Die Ergebnisse decken sich mit einer Studie von Akinleye et al., in der unter den 15.108 Hüft-TEP-Implantationen aus den Jahren 2008-2012 ebenfalls der Großteil der Studienteilnehmer normalgewichtig war (BMI < 20 kg/m²= 18 %, BMI 20-30 kg/m²= 67 %, BMI > 30 kg/m²= 15 %) (207). Prinzipiell ist ein geringes Körpergewicht bzw. ein niedriger BMI, am ehesten aufgrund des fehlenden Weichteilpolsters, mit einer erhöhten Frakturwahrscheinlichkeit vergesellschaftet (208-210). Ein Überwiegen untergewichtiger Patienten konnte in der vorliegenden Studie allerdings nicht beobachtet werden.

5.3 Frakturklassifikation

Die Hauptentscheidungshilfe zur Einschätzung der besten Frakturversorgung ist die Frakturklassifikation nach Garden. In der vorliegenden Studie wurden über die Hälfte der Frakturen als Garden Typ III und ein Viertel als Garden Typ II klassifiziert. Eine vergleichbare Häufigkeit, vor allem hinsichtlich des Typ III, sowie eine ähnliche Verteilung zeigten auch Gumustas et al. in einer Arbeit (211).

Tabelle 15 zeigt Parameter, die helfen können, eine Entscheidung hinsichtlich der Frakturversorgung zu treffen.

Die als Garden Typ I oder II klassifizierten Frakturen sind nicht verschobene oder eingestauchte Frakturen, sodass hier noch mittels dynamischer Hüftschraube versorgt werden kann. Bei älteren Patienten ohne große Mobilitätsansprüche, fällt die Entscheidung meist auf eine Duokopfprothese.

Das mittlere Studienalter von 72,8 Jahren in der vorliegenden Arbeit sowie hauptsächlich Garden III – Frakturen legen anhand *Tabelle 15* die Versorgung mittels Hüfttotalendoprothese nah.

	Dynamische Hüftschraube	Duokopfprothese	Totalendoprothese
Alter	Alle	>80 Jahre	<80 Jahre
Frakturtyp	Garden I-II	Garden III-IV	Garden III-IV
Vorbestehende symptomatische Koxarthrose	Nein	Nein	Ja
ASA*-Klassifikation	Alle	ASA 3-5	ASA 1-2
Gehstrecke	Alle	Eingeschränkt	Uneingeschränkt
Kognitiver Status	Alle	Dement	Nicht dement

* ASA American Society of Anesthesiologists

Tabelle 15: Möglichkeiten der operativen Versorgung bei Oberschenkelhalsfraktur in Abhängigkeit verschiedener Parameter (212). Die ASA-Klassifikation dient der Abschätzung des perioperativen Risikos und besteht aus Schweregrad 1-6, wobei ASA 1 einen gesunden Patienten, ASA 3 einen Patienten mit deutlichen Beeinträchtigungen und ASA 6 einen hirntoten Patienten/möglichen Organspender beschreibt (213).

5.4 Implantat

In der vorliegenden Studie wurden alle Studienteilnehmer mit der optimys Kurzschaftendoprothese versorgt. Die Prothese wird seit 2010 erfolgreich, insbesondere bei Patienten mit fortgeschrittener Arthrose, implantiert. Ein großer Vorteil des Implantates im Vergleich zu älteren Prothesenmodellen ist die Möglichkeit der guten Wiederherstellung der biomechanischen Verhältnisse des Hüftgelenks. In vorangegangenen Arbeiten mit anderen Prothesentypen hat sich gezeigt, dass sich eine unphysiologische Rekonstruktion im Verlauf möglicherweise negativ auf die Funktion und die postoperative Zufriedenheit auswirken kann. Daher ist hinsichtlich der Biomechanik der Implantate, beziehungsweise der Rekonstruktion der Gelenkanatomie, eine korrekte Offset- und Beinlängeneinstellung wichtig, da Studien zufolge eine Vergrößerung des femoralen Offsets um 15 Prozent bereits zu Veränderungen des Gangbildes führen kann (214).

Wählt man das Offset um weitere 20 Prozent zu groß, erhöht sich die Vorspannung der Glutealmuskulatur (215), was zu Schmerzen und Funktionseinbußen führen kann. Bislang wurde noch keine definitive Grenze definiert, ab der von einer Beinlängendifferenz gesprochen wird (216). Es hat sich jedoch gezeigt, dass eine solche von Patienten bereits ab 10-20 mm wahrgenommen wird und es daraus resultierend letztlich auch zu Komplikationen mit dem Implantat kommen kann (217). Für die Patienten ist es postoperativ oftmals nicht unmittelbar spürbar, ob die Biomechanik korrekt wiederhergestellt wurde, es sei denn es besteht eine deutliche Beinlängendifferenz. Mögliche Beschwerden treten häufig erst im Verlauf der Rehabilitation oder des Alltags auf. Um den Erfolg dahingehend messbar zu machen und den Vorteil der kalkargeführten Kurzschaftendoprothesen zu unterstreichen, helfen die erhobenen klinischen Scores (HHS, OHS, VAS).

Mit Blick auf die verschiedenen auf dem Markt befindlichen Schaftdesigns, stellt sich die Frage, ob das Design der Prothese an sich eine entscheidende Rolle bezogen auf die Rekonstruktion der Biomechanik einnimmt oder die Charakteristik der Kurzschaftphilosophie der Grund für den zunehmenden Erfolg dieses Implantattyps ist. Barça et al. führten kürzlich eine Studie durch, die einen möglichen Einfluss der Designtypen auf die Biomechanik und die klinischen Ergebnisse untersuchen sollte. Verglichen wurden zwei Prothesen, die nach der Klassifikation nach Feyen und Shimmin dem Typ IIIA (n = 52; 66,7%) (Mathys, Optimys) und IIIB (n= 26; 33,3%) (Implantcast Aida und Smith & Nephew SMF) zugeordnet wurden. Die Gruppe III nach Feyen und Shimmin beschreibt die Kurzschaftprothesen, der Zusatz A beziehungsweise B die Osteotomiehöhe (A: Subkapital; B: Standard). Bei der optimys Prothese zeigte sich eine signifikant geringere mittlere Schenkelhalsresektion bei nahezu identischen Werten im HHS (84,4; 84,6, p= 0,4). Unterschiede zwischen den prä- und postoperativen Messungen der horizontalen Rotationszentren (p= 0,63), der vertikalen Rotationszentren (p= 0,75), des horizontalen femoralen Offsets (p= 0,78), des vertikalen femoralen Offsets (p = 0,83), der Abduktorenhebelarmabstände (p = 0,63) und der Beinlänge (p= 0,21) fanden sich nicht. Zusammenfassend konnte kein Unterschied hinsichtlich der Wiederherstellung der biomechanischen Parameter zwischen den oben genannten Kurzschaftdesigns festgestellt werden (218).

Vor dem Hintergrund einer überschaubaren Studiengruppe in der vorliegenden Arbeit scheint zwar das eigentliche Design der Kurzschaftendoprothese (Materialien, Beschaffenheit) weniger relevant für eine suffiziente Wiederherstellung der Biomechanik zu sein, Studien mit größeren Teilnehmergruppen und verschiedenen Implantaten sind jedoch abzuwarten.

5.5 Operationsdaten, Blutverlust und Dauer des Klinikaufenthaltes

In der vorliegenden Arbeit betrug die Operationsdauer im Mittel 52,6 Minuten, wobei die Dauer bei Männern mit im Mittel 6,6 Minuten nicht signifikant länger als bei Frauen war ($p= 0,067$). Die erhobene mittlere Operationsdauer der vorliegenden Arbeit ist vergleichbar mit anderen Studien: So werden für nicht zementierte Implantate in der Regel Schnitt-Naht-Zeiten von circa einer Stunde beschrieben (219). Im Vergleich zu konventionellen, nicht zementierten Geradschäften wird die Operationsdauer bei Implantation einer Kurzschaftendoprothese als vergleichbar angegeben (220).

Eine Arbeit von Loweg et al. aus dem Jahr 2017 untersuchte den Einfluss der Erfahrung des Operateurs auf die Positionierung bzw. Größenwahl der Implantate, sowie die Rekonstruktion von adäquatem Offset und Beinlänge. Es konnte gezeigt werden, dass zum einen die Erfahrung, insbesondere aber auch für weniger erfahrene Operateure, die intraoperative Röntgenkontrolle zur korrekten Größenbestimmung der Prothese führt. Intraoperative Korrekturen wurden von erfahrenen Operateuren (32,7 %) im Vergleich zu Assistenzärzten (65,4 %) deutlich seltener vorgenommen (221). Des Weiteren wurde festgestellt, dass sich die Operationszeit mit steigender Erfahrung des Operateurs verkürzt. Assistenzärzte benötigten im Durchschnitt 62,7 Minuten, erfahrene Operateure hingegen lediglich 34,7 Minuten für die Versorgung mittels Kurzschaftprothese (221). Als ein Grund für die kurze Implantationszeit kann auch in der vorliegenden Studie angeführt werden, dass die Mehrheit der Operateure eine langjährige Erfahrung mit der Implantation der optimys Prothese aufweist.

Grundsätzlich wird eine möglichst kurze Operationszeit angestrebt, um das Infektionsrisiko sowie das Risiko perioperativer Komplikationen gering zu halten. Dennoch ist im Einzelfall abzuwägen, ob das primäre Ziel eine zeitlich günstige Versorgung oder eine zementierte Variante ist. Bei zementfreien Implantaten lässt sich grundsätzlich die Aushärtezeit des Knochenzementes von ca. 10 Minuten einsparen. Für eine verlängerte Operationszeit gibt es vielfältige Gründe.

Neben Komplikationen wie intraoperativen Frakturen können insbesondere die anatomischen Verhältnisse der Patienten maßgeblich zu einer erschwerten Versorgung beitragen. So lässt sich beispielweise die bei Männern etwas verlängerte Operationsdauer in der vorliegenden Arbeit durch eine häufig kräftigere Muskulatur oder eine oft größere Schaftgröße erklären, so dass sich der zeitliche Aufwand bei der Schaftpräparation verlängert.

Ähnlich wie eine intraoperativ erhöhte Muskelanspannung, kann auch ein Übergewicht des jeweiligen Patienten die Darstellung der Strukturen und damit eine reibungslose Implantation erschweren. Eine aktuelle Arbeit von DeGenova et al. aus dem Jahr 2023 untersuchte die Auswirkungen von Adipositas auf die Operationszeit sowie die Komplikationsrate bei Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur mit Versorgung mittels Teilprothese sowie totalendoprothetischem Ersatz. Die Auswertung ergab, dass sich die Dauer der Operation durch Übergewicht verlängert, jedoch ohne Zunahme der Komplikationshäufigkeit (222).

Der perioperative Blutverlust kann ein wichtiger Faktor für den Operationsverlauf und die Rehabilitation sein. Bei einer Oberschenkelhalsfraktur kommt es oftmals durch die Zerreißung von Blutgefäßen im Frakturbereich zu Einblutungen in die Gelenkkapsel oder das umliegende Gewebe, häufig einhergehend mit oberflächlichen oder tiefen Hämatomen. Patienten, die mit einer Oberschenkelhalsfraktur in der Notfallaufnahme vorstellig werden, weisen nicht selten schon eine Reihe von Vorerkrankungen, auch mit bestehender Antikoagulation auf. Aus diesem Grund kann es bereits vor einer operativen Versorgung zu massiven Einblutungen kommen. Ein geringer Hämoglobinwert kann intraoperativ hämodynamisch relevant werden und postoperativ eine prolongierte Behandlung mit Transfusionstherapie nach sich ziehen, was wiederum Komplikationen auslösen kann. Daher gilt es, möglichst blutsparend zu therapieren. Im Zusammenhang mit der Implantation einer Kurzschaftprothese wird häufig von einer besseren Knochenerhaltung (13), einem geringeren operativen Trauma und einem geringeren Blutverlust gesprochen. Diese Annahme lässt sich anhand der Literatur bestätigen. Wie zum Beispiel in einer Vergleichsstudie von Hochreiter et al. gezeigt, kann durch eine Kurzschaftprothese ein geringerer intraoperativer Blutverlust sowie eine fast um die Hälfte reduzierte Transfusionsrate im Gegensatz zur Geradschaftimplantation erreicht werden (154).

Auch in einer Studie von Pogliacomini et al. wurde ein geringerer Blutverlust im Vergleich zur Implantation einer Geradschaftprothese festgestellt, wobei der Unterschied nicht signifikant war (223). Andere Autoren stellten fest, dass bei Geradschaftprothesen zwar präoperativ häufiger eine Gabe von Blutprodukten notwendig war, sich die Transfusionen zwischen den Gruppen jedoch insgesamt nicht signifikant unterschieden (224). Des Weiteren konnte bereits gezeigt werden, dass im Rahmen der Elektivversorgung ein geringerer Blutverlust mit einer schnelleren postoperativen Rekonvaleszenz und einem kürzeren Klinikaufenthalt verbunden ist (225).

Als Grund für den geringeren Blutverlust kann bei sonst identischer Operationstechnik am ehesten das verminderte „Aufraspeln“ der Spongiosa des Femurs gesehen werden. Bei suffizienter Blutstillung im Rahmen des Operationszuganges sollte es hinsichtlich des Blutverlustes jedoch keinen wesentlichen Unterschied in den Verfahren bei Implantationen von Kurz- und Geradschaftprothesen geben. Da die Geradschaftprothesen in aller Regel konventionell und nicht in minimalinvasiver Weise eingebracht werden, muss eine größere Wundfläche berücksichtigt werden. Anzumerken ist jedoch, dass es sich in den meisten Studien um Beobachtungen in der elektiven Hüftendoprothetik handelt. Im Falle von Frakturen ist der Blutverlust in der Regel bereits präoperativ erhöht, womit der Ausgangs-Hämoglobinwert bereits häufig auf einem geringeren Level liegt und damit die Wahrscheinlichkeit für eine Bluttransfusion steigt.

In der vorliegenden Studie wurde im Mittel ein Abfall des Hämoglobinwertes um 2,6 g/dl festgestellt und in drei Fällen wurden Blutkonserven verabreicht, was im Literaturvergleich als ein eher geringer Blutverlust anzusehen ist. In einer Studie von Loppini et al. aus dem Jahr 2020 wurden 374 Patienten mit implantierter GTS-Kurzschafftendoprothese (global tissue sparing Schafft der Firma Zimmer Biomet, Warsaw, IN, USA) mit 321 Patienten mit einer CLS-Geradschaftprothese (CLS Spotorno, Firma Zimmer Biomet, Warsaw, IN, USA) verglichen. Die beiden Gruppen, bei denen die zementfreien Prothesen implantiert wurden, analysierte man unter anderem hinsichtlich der prä- und postoperativen Hämoglobinwerte, sowie der postoperativen Bluttransfusionen. Die mittlere Hämoglobin-Differenz zwischen beiden Werten am ersten postoperativen Tag betrug 3,98 g/dL (SD 1,12) in der GTS-Gruppe und 3,67 g/dL (SD 1,19) in der CLS-Gruppe. Es erfolgte bei keinem der Patienten die Gabe einer Bluttransfusion am Operationstag (226).

Eine weitere Studie von Yu et al. untersuchte den Blutverlust bei Patienten über 70 Jahre und verglich dabei den klassischen Geradschaft mit einer Kurzschaftprothese. Auch hier konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Blutverlustes festgestellt werden (220). Da jedoch sowohl das Design der Kurzschaftprothesen als auch der Geradschäfte variiert, ist eine einheitliche Beurteilung nur sehr eingeschränkt möglich.

In den vorbeschriebenen Arbeiten von Loppini et al. und Yu et al. wurde jeweils der posterolaterale Zugang gewählt, der das Intervall zwischen dem ventralen Rand des M. gluteus maximus und dem dorsalen Rand der Fascia lata sowie in der Tiefe dem M. gluteus medius nutzt. Im Gegensatz zu dem in dieser Studie genutzten, anterolateralen Zugang zum Hüftgelenk, muss der M. gluteus maximus im Faserverlauf aufgespalten werden (227), was im Vergleich zum anterolateralen Zugang mutmaßlich zu einem größeren Blutverlust führen kann, da es letztlich zur Schädigungen der entsprechenden Muskulatur kommt und nicht durch eine Muskellücke operiert wird, wie es bei dem anterolateralen Zugangsweg der Fall ist (228). Daher kommt es vermutlich zu einem höheren Blutverlust, vergleichbar mit dem bei Implantationen von Geradschaftprothesen. Eine Studie von Stadler et al. aus dem Jahr 2023 ergab hingegen, dass der perioperative Blutverlust bei einer schenkelhalsschonenden Kurzschaftendoprothese ($451,4 \pm 188,4$ ml) im Vergleich zu einer resezierenden Variante ($546,6 \pm 232,7$ ml; $p = 0,002$) mit dem direkten anterioren Zugang zum Hüftgelenk signifikant geringer ausfällt. Dieser Arbeit nach zu urteilen hängt der Blutverlust daher am ehesten von der Resektionshöhe und weniger vom gewählten anatomischen Zugang ab. Des Weiteren konstatieren die Autoren, dass ein reduziertes Kapselrelease, das zur einwandfreien Darstellung des Femurs notwendig ist, möglicherweise neben einem geringeren Blutverlust eine verkürzte Operationszeit bewirken könnte (229).

Die Länge des Klinikaufenthaltes nach erfolgter Implantation einer Hüftprothese hat sich in den letzten Jahren nahezu halbiert. In einer Studie aus dem Jahr 2015 sind noch Verweildauern von über 12 Tagen beschrieben. Bei dem in der vorliegenden Studie beobachteten Kollektiv lag die Verweildauer in der Klinik bei durchschnittlich neun Tagen, was im Vergleich zur Literatur als gering anzusehen ist. In einer Studie von Leicht et al. wurden die pseudonymisierten Abrechnungsdaten von 106.187 Krankenhausaufenthalten von AOK-Versicherten im Zeitraum 2015-2017 ausgewertet und in drei Untergruppen eingeteilt:

Osteosynthese bei pertrochantärer Fraktur (n= 52.358), Osteosynthese bei Schenkelhalsfraktur (n= 7.970) und Endoprothese bei Schenkelhalsfraktur (n= 45.859). Die Gruppe der mittels Osteosynthese versorgten Patienten verblieb mit durchschnittlich 11-tägigem Klinikaufenthalt knapp unter dem der Endoprothesen mit im Mittel 13 Tagen (230).

Im Falle von Elektiveingriffen ist aufgrund der immer jüngeren Patienten sowie der Veränderungen im Gesundheitssektor („Ambulantisierung“) häufig ein „Ultra-Fast-Track“-Schema möglich und erwünscht. Durch die evidenzbasierten Konzepte kann eine strukturierte Beschleunigung des Genesungsverlaufs erreicht werden, was den stationären Aufenthalt teilweise auf lediglich 12 Stunden reduzieren kann. Im Rahmen der Frakturversorgung kann bislang, nicht zuletzt aufgrund des in der Regel deutlich gehobeneren Alters der Patienten, keine vergleichbare Verweildauer erzielt werden. Auch die schnellere, postoperative Erholung und Verkürzung des Klinikaufenthaltes konnten bisher lediglich in der Elektivendoprothetik erreicht werden (225).

5.6 Klinische Ergebnisse

5.6.1 Klinische Scores

In der durchgeführten Studie wurden durchschnittlich hohe Punktwerte in den klinischen Scores (HHS, OHS) sowie sehr gute Bewertungen auf der VAS und mittels Schulnote festgestellt, was für eine hohe Patientenzufriedenheit spricht. Signifikante Unterschiede bei Männern und Frauen ergaben sich dabei nicht.

Anhand der Bewertungen auf der VAS und mittels Schulnote sollte zunächst ein grober Eindruck hinsichtlich der subjektiven Zufriedenheit nach Implantation der Kurzschaftprothese gewonnen werden. Um die klinischen Ergebnisse auch mit anderen Studien vergleichen zu können, wurde die Bewertung mittels HHS und OHS vorgenommen.

Im HHS wurden in der vorliegenden Studie im Mittel 93 Punkte erzielt. Lidder et al. fanden in einer Metaanalyse von 28 Studien aus dem Jahr 2019 mit insgesamt 4657 Patienten nach elektiver Implantation von Kurzschaftprothesen vergleichbare Ergebnisse mit mittleren Werten von 92 Punkten im HHS (231). Auch in einer Studie von Kutzner et al. aus dem Jahr 2023 wurden im HHS durchschnittlich sehr gute Punktwerte (96,5) erzielt (196).

In einer vergleichenden Studie von Tkacz et al. wurden 21 Patienten mit implantierter Kurzschaftprothese mit 40 Patienten mit konventioneller Geradschaftprothese

verglichen. Im HHS wurden in der Gruppe der Kurzschaftprothesen signifikant höhere Werte (90,6 Punkte nach einem Jahr und 92,7 Punkte nach drei Jahren) als in der Gruppe der Geradschaftprothesen erzielt (232).

In einer weiteren Studie wurden bei 173 Patienten mit implantierter Kurzschaftprothese (zementfreie A2 Kurzschaftprothese von Artiqo) aus fünf verschiedenen Zentren durchschnittlich 96,7 Punkte im HSS erreicht (233). Etwas schlechtere Ergebnisse lassen sich auch im Zusammenhang mit der zementfreien Kurzschaftprothese „CUT“ (im Mittel 90,4 Punkte) recherchieren (234), was wiederum etwa mit den Ergebnissen der (zementfreien) Geradschaftprothesen vergleichbar ist (235, 236). Bezogen auf die postoperativen HHS-Wertungen bei Oberschenkelhalsfrakturen zeigt eine Untersuchung von Elstad et al. in einem Vergleich der Zugangswege, anterior versus anterolateral oder posterior, bei Versorgung mittels konventioneller totaler Hüftendoprothese (n= 52) zwar keinen signifikanten Unterschied, jedoch mit 94 bzw. 81 Punkten ebenfalls hohe Werte (237). Geringere Werte fanden sich in Zusammenhang mit der Implantation von Duokopfprothesen nach Oberschenkelhalsfraktur, zum Beispiel in einer Studie von Tabori-Jensen et al. mit 124 Patienten, in der 2,8 Jahre nach der Versorgung im Mittel 78,7 Punkte im HHS erzielt wurden (238).

Der OHS hat seine Berechtigung spätestens seit dem Jahr 2009. Seitdem werden die Daten durch den National Health Service (NHS) ausgewertet und publiziert, sodass es gute Daten im Vergleich zu anderen Scores gibt. Der mittlere Gesundheitsgewinn für Patienten mit Hüftgelenkersatz ist seit 2009 bis 2019 um 2,3 Punkte im OHS auf 22,0 gestiegen und sei laut Nilsson et al. damit aussagekräftiger als der „Short Form-36 Health Survey“ und der „EuroQol 5-Domain“, sowie die krankheitsspezifischen Messinstrumente „Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index“ und „Arthritis Impact Measurement Scales“ (239).

Im OHS wurden in der vorliegenden Studie im Mittel 45,1 von 48 Punkten erreicht. In der genannten Metaanalyse von Lidder et al. ergaben sich geringere Werte mit durchschnittlich 35 Punkten (231). Tkacz et al. fanden nach einem Jahr sowie nach drei Jahren keine signifikanten Unterschiede in der genannten vergleichenden Auswertung. Bezogen auf die Gruppe der Kurzschaftprothesen wurden im Mittel 45,5 Punkte nach einem Jahr und 43,9 Punkte nach drei Jahren im OHS erzielt (232). Geringere Werte wurden auch hier zum Beispiel in der Studie von Tabori-Jensen et al. nach Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen mittels Duokopfprothese festgestellt.

Hier ergab sich ein mittlerer Wert im OHS von 36,4 Punkten (238). Zusammenfassend werden mehrheitlich auch in anderen Studien hohe bis sehr hohe Punktwerte erreicht, was damit begründet werden kann, dass Patienten mit Oberschenkelhalsfrakturen bereits aufgrund des häufig gehobenen Alters häufig in ihrer Mobilität eingeschränkt sind und bei der heutigen operativen Versorgung und Nachbehandlung verhältnismäßig schnell wieder in den Alltag zurückfinden. Die Indikation zur Implantation einer Duokopfprothese wird bei Patienten mit Oberschenkelhalsfrakturen im Vergleich zur DHS oder einem totalen Hüftgelenkersatz insbesondere bei älteren, vorerkrankten Patienten ohne vorbestehende Koxarthrose gestellt. Die geringeren HHS-Werte nach Implantation einer Duokopfprothese könnten daher mit dem insgesamt oft schlechteren Allgemeinzustand dieser Patienten zusammenhängen.

5.6.2 Korrelation zwischen klinischem Outcome und Alter

In der vorliegenden Studie wurde ein signifikanter inverser Zusammenhang zwischen Alter und HSS sowie OHS festgestellt. Jüngere Patienten, nicht älter als 70 Jahre, erreichten im Mittel höhere Punktwerte in den Scores (HSS 97,5 Punkte, OHS 47,2 Punkte) als Patienten über 70 Jahre (HSS 91,2 Punkte, OHS 44,3 Punkte). Vergleichbare Ergebnisse zeigen auch andere Studien. So wurde der HHS in einem Vergleich der Zufriedenheit in einem Kollektiv von 83 (65-98 Jahre) und 72 (25-64 Jahre) Patienten nach Implantation einer zementfreien Prothese mit 86,91 vs. 93,84 angegeben (240). Es ist davon auszugehen, dass bei jüngeren Patienten oft noch keine Multimorbidität vorliegt, die das postoperative Outcome möglicherweise verschlechtern könnte. Der klinischen Erfahrung zufolge liegt die Erwartungshaltung älterer Patienten zudem deutlich über der postoperativ erreichbaren Wirklichkeit, was die subjektive Bewertung des eigenen Zustandes und damit auch die Bewertung mittels Scores schmälern könnte.

5.6.3 Korrelation zwischen klinischem Outcome und BMI

Im Allgemeinen gilt ein hoher BMI über 25 kg/m², insbesondere höher als 30 kg/m², als ein Risikofaktor für diverse Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems sowie des Bewegungsapparats. Inwiefern ein erhöhter BMI auch einen Einfluss auf das klinische Ergebnis nach Implantation einer Endoprothese hat, wurde bereits in einigen Studien bei elektiven Implantationen von Hüftprothesen diskutiert.

Aufgrund des Fehlens ähnlicher Studien hinsichtlich des Outcomes nach Implantation einer Kurzschaftprothese bei Zustand nach einer Oberschenkelhalsfraktur, dienen als Grundlage für den Vergleich hier insbesondere Ergebnisse elektiv versorgter Patienten.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein signifikanter inverser Zusammenhang ($p=0,0354$) zwischen dem BMI und dem klinischen Outcome gemäß Bewertung nach Schulnote (1= sehr zufrieden, 6= unzufrieden) beobachtet. In den übrigen erhobenen Scores (HHS, OHS und VAS) wurden keine signifikanten Zusammenhänge festgestellt. Demnach war die postoperative Zufriedenheit nach Schulnote unter den übergewichtigen Patienten im Durchschnitt höher als bei Patienten mit Normalgewicht beziehungsweise Untergewicht. Möglicherweise wiesen die übergewichtigen Patienten in der vorliegenden Studie gewichtsbedingt präoperativ einen höheren Leidensdruck im Vergleich zu Normalgewichtigen auf, sodass eine höhere postoperative Zufriedenheit erreicht werden konnte.

In einer Studie von McLaughlin und Lee, welche die Schmerzreduktion bzw. die Zufriedenheit nach einer Hüft-TEP-Versorgung in einer Gruppe adipöser Patienten (BMI größer 30 kg/m^2 , $n=89$) mit einer Gruppe nicht adipöser Patienten (BMI kleiner 30 kg/m^2 , $n=99$) verglich, zeigte sich nach einer mittleren Nachbeobachtungszeit von 14,5 Jahren kein statistisch signifikanter Unterschied in der Schmerzreduktion (241). Auch in einer Multidatenbankrecherche gemäß den PRISMA-Richtlinien (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) aus dem Jahr 2020 wurden anhand von 2.190.824 Patienten nach Hüft-TEP-Implantationen Ergebnisse und Komplikationen der Versorgung bei adipösen und nicht adipösen Patienten analysiert. Die Erhebung gezielter Scores konnte hier aufgrund der Heterogenität der Bewertungskriterien der einzelnen Arbeiten nicht adäquat umgesetzt und ausgewertet werden. Grundsätzlich war Übergewicht jedoch ein deutlicher Risikofaktor in Bezug auf Komplikationen wie Infektionen, Dislokationen und Revisionen. Im Rahmen einer Untergruppenanalyse zeigte sich das erhöhte Risiko bei einem BMI größer als 40 kg/m^2 (242). Des Weiteren konnte bereits im Jahr 2014 durch Kremers et al. gezeigt werden, dass Adipositas vor dem genannten Hintergrund mit längeren Krankenhausaufenthalten und höheren Kosten verbunden ist. Allerdings können die Nachteile durch die potenziellen Vorteile eines Gelenkersatzes bei übergewichtigen Patienten ausgeglichen werden (243). Hierzu zählt vor allem die Steigerung der Mobilität und damit die Reduzierung immobilitätsbedingter Folgeerkrankungen.

Es ist davon auszugehen, dass die Kosten für das Gesundheitssystem dementsprechend aufgrund der zunehmenden Prävalenz weiter steigen.

5.6.4 Korrelation zwischen klinischem Outcome und Dorr-Klassifikation

Die Entwicklung der Dorr-Klassifikation war das Ergebnis der Suche nach einem Klassifizierungssystem, welches die Qualität der Femurkortikalis charakterisieren kann. Hintergrund war die bereits erwähnte hohe Rate aseptischer Lockerungen in der Endoprothetik, die einen Hauptgrund für Revisionsoperationen darstellt (244, 245).

In der vorliegenden Arbeit konnte ein signifikanter Zusammenhang hinsichtlich der Dorr-Klassifikation in Bezug auf das klinische Outcome festgestellt werden ($p= 0,049$). Patienten mit einer Dorr-A-Morphologie erzielten höhere Mittelwerte im HHS (96 Punkte) als solche mit einem breiteren Femurschaft (Dorr B = 91,9 Punkte). Dorr Typ C klassifizierte Femora waren in der vorliegenden Studie nicht vertreten.

In einer Untersuchung von Pogliacomi et al. mit 127 Probanden im Alter von 50-85 Jahren mit Dorr Typ A, wurden 60 zementfrei implantierte konventionelle Geradschäfte mit 67 Kurzschäften hinsichtlich des Stress Shielding, Oberschenkelschmerzen sowie des klinischen Verlaufs (HHS) verglichen. In beiden Gruppen wurden im Mittel hohe postoperative HHS-Werte erzielt (Geradschaft 83,4 Punkte, Kurzschaft 84,1 Punkte). Patienten mit implantierten Kurzschaftprothesen gaben einen deutlich geringeren Oberschenkelschmerz verglichen zu Patienten mit Geradschaftversorgung an (3,3 % vs. 14,9 %) ($p= 0,033$). Auch hinsichtlich des Stress Shieldings und der Kortikalisatrophie wurden bei Kurzschaftprothesen bessere Ergebnisse erzielt (223).

Eine aktuellere Studie aus dem Jahr 2021 kommt bei der Beobachtung eines Kollektivs von 284 Patienten mit Oberschenkelhalsfrakturen, die mittels ultrakurzen, nicht-anatomischen zementfreien Schäften versorgt wurden, zu dem Ergebnis, dass eine sichere Implantation mit gutem Outcome ausschließlich bei einer Femuranatomie der Klassifikation Dorr A und Dorr B möglich ist. Von einer Versorgung bei Patienten mit einem sehr breiten Markraum (Dorr C) sollte hingegen abgesehen werden (173). Aus vorangegangenen Studien im Rahmen der Elektivimplantationen von Kurzschäften ist bekannt, dass sich das Risiko einer postoperativen Fraktur in diesem Fall signifikant erhöht (246). Auch Nash et al. fanden ein höheres Risiko für eine intraoperative Fraktur bei Femora der Klassifikation Dorr B oder C (247).

Ein Grund für das häufigere Versagen von Endoprothesen bei Dorr C klassifizierten Femora, neben gehäuften periprothetischen Frakturen könnte sein, dass es möglicherweise eher zu Undersizing-Situationen kommt, aus denen wiederum eine vermehrte Sinterung resultieren und es schlussendlich zur aseptischen Lockerung kommen kann.

Unter dem „undersizing“ versteht man die Wahl einer zu kleinen Größe des Implantats im Femur, wodurch es zur genannten Komplikation kommen kann (*Abbildung 38*).

5.7 Radiologische Ergebnisse

Prinzipiell kann die Messung des Sinterungsverhaltens (Migration) auf unterschiedliche Weise erfolgen. Zum einen kann die Analyse am konventionellen und digitalen Röntgenbild als einfache, jedoch ungenaue Methode erfolgen, bei der die Genauigkeit aufgrund der Verwendung einer Schablone deutlich von der Qualität der verwendeten Aufnahmen abhängt (248, 249). Ferner kann die Messung mittels Röntgenstereophotogrammetrie (RSA) nach Selvik durchgeführt werden, wobei es sich um eine kostenintensive und aufwendige Methode handelt, mit der die genauesten Ergebnisse (0,1- 0,2 mm) erzielt werden können (250-252). Die dritte Möglichkeit, eine Migration des Schaftes zu detektieren, stellt die Einzelbild-Röntgen-Analyse (EBRA) dar. Die Genauigkeit liegt zwar mit einer Messfehlerbreite in der Kaudalmigration von 0,9–1,5 mm unterhalb der der RSA, ist jedoch im klinischen Alltag aufgrund der einfachen Handhabbarkeit sowie der nicht zusätzlich benötigten Strahlenbelastung vorteilhaft. Die Röntgenbilder, anhand derer man den Migrationsverlauf dokumentiert, können im Rahmen standardmäßiger Routinekontrollen angefertigt werden (189, 191, 253), weshalb sich in dieser Studie für eben diese Auswertung entschieden wurde. Die Überlegenheit hinsichtlich der Genauigkeit der EBRA und RSA, verglichen mit der Analyse des nativen Röntgenbilds hat sich in einer Hand voll Studien gezeigt (191, 254-257).

Zum Vergleich der Schaftmigration kann zum aktuellen Zeitpunkt noch nicht auf ein großes Repertoire an vergleichbaren Studien zurückgegriffen werden. Da ein direkter Vergleich mit anderen Studien aufgrund der noch deutlich eingeschränkten Datenlage bei der Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen mit Kurzschaftendoprothesen nicht möglich ist, bezieht sich der nachfolgende Vergleich auch auf die Implantation von Kurzschaftendoprothesen bei primärer Koxarthrose, für die sich die Studienlage maßgeblich verdichtet hat.

Eines der Prinzipien des Kurzschaftees ist das Anliegen des eingebrachten Schaftes an der lateralen Kortikalis entsprechend dem 2-dimensionalen Fixationsprinzip. Allerdings ist bei den schenkelhalsteilerhaltenden Systemen die PAP-Fixation für eine sichere Primärstabilität und eine geringere Schaftmigration entscheidend (24, 45).

So kann auch trotz einer zu tiefen Resektion mittels Fit and Fill eine Stabilität gewährleistet werden. Ein fehlendes Anliegen der Prothese an der lateralen Kortikalis durch eine zu klein gewählte Schaftgröße („undersizing“) oder zu valgische Positionierung kann hingegen zu einer vermehrten axialen Migration führen (44, 27).

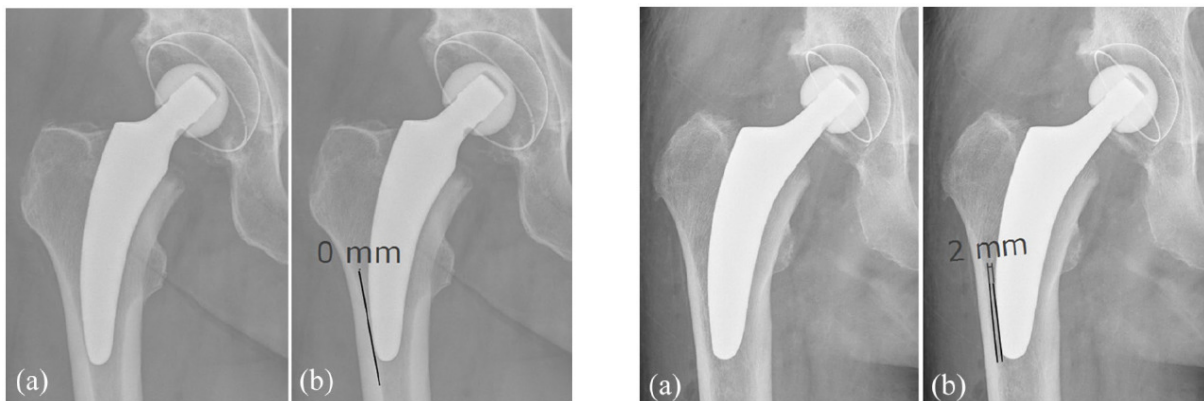


Abbildung 38: Links: Dargestellt ist der Unterschied eines suffizienten Kontaktes der Prothese mit der lateralen Kortikalis; a) postoperatives Röntgenbild, b) Messung des Abstandes der Prothese zur lateralen Kortikalis; in diesem Fall beträgt er 0 mm; rechts: Fehlender Kontakt im Fall eines "undersizing" des Prothesenschafts. Nach der Durchführung des postoperativen Röntgenbildes (a) zeigt sich ein gemessener Abstand von 2 mm (b) zur lateralen Kortikalis (258).

In der vorliegenden Studie wurde der Fokus auf die femorale Sinterung gelegt. Es konnten 44 Datensätze mittels EBRA-Messung ausgewertet werden. In den radiologischen Messungen ergab sich im Mittel eine Sinterungsdistanz von 1,90 mm (Minimum 0,91 mm, Maximum 6,75 mm, SD 1,81 mm), wobei kein signifikanter Einfluss von Alter, Geschlecht, BMI, Dorr-Klassifikation und Status der Operateure auf das Sinterungsverhalten festgestellt werden konnte.

Nachteil der in der vorliegenden Arbeit genutzten Auswertung mittels EBRA ist die nicht optimale Genauigkeit, die nur bei der deutlich aufwendigeren RSA- Methode gegeben gewesen wäre. Des Weiteren lassen sich bei der EBRA-Messung lediglich eine Kaudalmigration sowie Varus- und Valgusbewegungen detektieren. Eine Migration nach ventral und dorsal wird nicht gemessen. Damit fehlt eine Ebene, was die Aussagekraft der Ergebnisse insgesamt schmälert.

Afghanyar et al. konnten in einer aktuelleren Studie mit dem optimys Schaft der Firma Mathys in der durchgeführten EBRA-Messung sowie der radiostereometrischen Analyse bei initialer Sinterung eine zunehmende Stabilisierung innerhalb der ersten 2 Jahre feststellen (21, 22), wobei die axiale Migration in den 5-Jahres Ergebnissen im Mittel 1,5 mm betrug und auch trotz verstärkter Nachsinterung bei Männern mit Übergewicht eine gute sekundäre Stabilität aufwies (11). Vergleichbare Migrationsmuster konnten auch in Studien mit anderen Kurzschafthprothesen beobachtet werden (41, 42). Anders als in der oben beschriebenen Studie von Afghanyar et al. wurden die Patienten der vorliegenden Studie keiner DEXA-Messung (dual energy X-ray absorptiometry) unterzogen. Diese Untersuchung kann lokale Umbauvorgänge im Sinne von Konsolidierung durch Registrierung der periprothetischen Knochendichte detektieren. Bei Implantation des optimys Kurzschafthes bei Coxarthrose wurden die bedeutendsten Umbauprozesse in den ersten drei bis sechs Monaten nach der operativen Versorgung festgestellt, wobei sich nach einem Jahr Konsolidierung einstellte (46, 47, 48). Im Rahmen des Gelenkersatzes bei Coxarthrose erreichten Messungen bei anderen Kurzschafthprothesen in 2- und 5-Jahres Kontrollen vergleichbare Ergebnisse (49, 50, 51).

Über die Ergebnisse einer DEXA-Messung bei Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur lässt sich aufgrund fehlender Durchführung nur mutmaßen. Bei im Durchschnitt älterer Patienten Klientel bei Frakturen ist die Wahrscheinlichkeit für eine osteoporotische Grunderkrankung größer und damit auch die vermutete Knochenqualität schlechter. Bei ordnungsgemäßer Implantation einer Kurzschafthprothese unter Berücksichtigung gewisser Voraussetzungen (z.B. Dorr-Klassifikation) könnten auf Grundlage der in dieser Studie erhobenen Ergebnisse hinsichtlich der Komplikationen und axialen Sinterung vermutlich ähnliche Ergebnisse erreicht werden.

Obwohl den Kurzschafthendoprothesen verglichen mit den Standardschäften modellunabhängig eine physiologischere Krafteinleitung und geringere Umbauprozesse zugesprochen werden (20, 47, 51, 52), kann der Prothesenschaft, bei nicht optimaler Fixation oder zu breit gewähltem Implantationsspektrum bei schlechterer Knochenqualität, eine deutlich vermehrte Migration aufweisen.

Grundsätzlich gilt die Schaftmigration in der Literatur als möglicher Auslöser für eine spätere aseptische Lockerung und somit ein mechanisches Versagen der Prothese (191).

Diese These konnte jedoch bisher für Kurzschaftimplantate nicht bestätigt werden. Eine Studie von Kutzner et al. aus dem Jahr 2017, in der 216 implantierte Hüftendoprothesen in 5 Gruppen eingeteilt und abhängig vom postoperativen CCD-Winkel über einen Zeitraum von 2 Jahren untersucht wurden, zeigte, dass eine Valgusausrichtung zwar zu einer erhöhten Sinterung führt, ohne jedoch Einfluss auf das klinische Ergebnis zu haben, wobei ein Absinken des Schaftes im Femur bei konventionellem, nicht zementiertem Schaft von mehr als 1,5 mm in den ersten 2 Jahren nach der Operation mit einem erhöhten Risiko für mögliche Revisionen assoziiert war. Bezüglich des Stress Shielding und der kortikalen Hypertrophie konnte kein Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt werden. Bei der Verwendung von Kurzschaftendoprothesen konnte die oben genannte erhöhte Revisionsrate auch bei der Betrachtung mittelfristiger Migrationsergebnisse, selbst bei Sinterung über den Schwellenwert hinaus, nicht bestätigt werden (108). Verglichen mit anderen Kurzschaften, wie beispielsweise dem Metha-Kurzschaft (B BRAUN Aesculap AG & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland), konnte gezeigt werden, dass eine anfänglich größere Sinterung nicht mit einem erhöhten Risiko für eine frühe aseptische Lockerung vergesellschaftet ist, was durch diverse Studien bezogen auf kalkargeführte Kurzschaftendoprothesen gestützt wird (100, 259, 260). Daraus lässt sich schließen, dass der Schwellenwert der axialen Migration von 1,5 mm bei Verwendung von Kurzschaftprothesen möglicherweise kein Indikator für aseptische Lockerungen ist und weiterhin auch eine vermehrte Sinterung bei Oberschenkelhalsfrakturen einer weniger großen Aufmerksamkeit beigemessen werden kann. Ferguson et al. konnten darüber hinaus bei einer RSA-Untersuchung der MiniHip-Kurzschaftprothese (Firma Corin) im Vergleich mit der konventionellen Metafix-Prothese eine signifikant geringere Migration innerhalb der ersten 2 Jahre auf Seiten der Kurzschaftprothese verzeichnen (261). Auch in einer kürzlich durchgeführten Untersuchung von Anderl et al. konnten fünf-Jahres Ergebnisse der kalkargeführten optimys Kurzschaftendoprothese präsentiert werden. Die Autoren untersuchten die Migrationsmuster der Prothese und deren Auswirkung auf die klinischen Ergebnisse in einer multizentrischen Studie an 213 Patienten (244 Implantationen).

Es konnten 131 Patienten mit 133 Implantationen für eine abschließende Nachuntersuchung über einen Zeitraum von im Median 60 Monaten ausgewertet werden. Es wurde eine mittlere Senkung von $0,63 \pm 1,22$ mm nach drei Monaten, $1,03 \pm 1,60$ mm nach einem Jahr, $1,21 \pm 1,91$ mm nach zwei Jahren und $1,54 \pm 1,97$ mm nach fünf Jahren detektiert. Patientenbezogene Faktoren, wie Geschlecht, Alter, Gewicht und BMI hatten auch, wie in der vorliegenden Studie, keinen signifikanten Einfluss auf die Sinterung nach fünf Jahren ($p > 0,05$). Außerdem verbesserten sich der Harris-Hip-Score, die Schmerzen und die Zufriedenheit nach fünf Jahren im Vergleich zu den präoperativen Werten signifikant gegenüber den präoperativen Werten ($p < 0,0001$). Abschließend kann festgehalten werden, dass die größte Sinterungsdistanz innerhalb der ersten drei Monate nach der Implantation verzeichnet wurde, es jedoch bereits ein Jahr später bei der Nachuntersuchung zu einer Stabilisierung gekommen ist (262). Eine Studie von de Waard et al. kam bei Patienten mit einem Durchschnittsalter von 60 Jahren und einem durchschnittlichen BMI von 27 nach RSA-Analyse von 34 Fällen zu dem Ergebnis einer signifikanten anfänglichen Sinterung von 0,21 mm und einer Anteversion-Retroversion-Rotation von $0,59^\circ$ nach 6 Wochen, wonach sich der Schaft stabilisierte und keine weitere signifikante Bewegung mehr zeigte. Bei vier Patienten konnte eine anfängliche Senkung von mehr als 2 mm detektiert werden, alle zeigten jedoch eine sekundäre Stabilisierung (101). Stihsen et al. konnten in ihrer Studie anhand von 102 implantierten Vision 2000 Schäften (Firma DePuy Synthes, Warsaw, Indiana), ebenfalls mittels EBRA-FCA, Sinterungseigenschaften und den Einfluss von BMI und Körpergewicht untersuchen. Es zeigte sich eine mittlere Migration von 1,38 mm nach zwei Jahren, 2,06 mm nach fünf Jahren und 2,24 mm nach sieben Jahren, wobei eine Körpergröße von über 1,65 m und ein Körpergewicht von über 75 kg einen negativen Einfluss auf die Primärstabilität hatten. Eine vermehrte Sinterung bei Patienten mit einem BMI über 30 kg/m^2 blieb jedoch aus (263). Eine Meta-Analyse von Haverkamp et al. ergab in einem Vergleich von 15 Studien, dass adipöse Patienten ein erhöhtes Risiko für eine aseptische Lockerung haben und zudem ein negativer Einfluss auf die Langlebigkeit einer Hüfttotalendoprothese besteht. Allerdings konnte keine Signifikanz hinsichtlich einer vermehrten Sinterung bestätigt werden (264).

Die in der vorliegenden Studie gemessenen Sinterungsdistanzen sind nahezu identisch zu denen aus einer Studie mit 191 kalkargeführten Kurzschaften von Kutzner et al., wobei die Implantationen ohne lateralen Kortikaliskontakt signifikant größere Sinterungsdistanzen (2,07 mm, Bereich -7,7 bis 1,7) als jene mit einer Abstützung zeigten (1,23 mm, Bereich -4,5 bis 1,8 mit $p = 0,0018$). Um der Gefahr einer femoralen Sinterung und der damit verbundenen möglichen aseptischen Lockerung entgegenzuwirken, hilft nach Erkenntnissen von Bishop et al. In Einzelfällen das Einhalten einer Teilbelastung für 6 Wochen (265).

5.8 Komplikationen und Revisionen

Trotz der vielen positiven Aspekte bei der Versorgung mittels zementfreier Kurzschaftprothese stellt sich die Frage nach Komplikationen und Revisionen. Aus der, in der vorliegenden Studie verzeichneten Komplikationsrate von 10,3 %, folgten in 7,4 % der Fälle Revisionseingriffe. Von den fünf Komplikationen wurden vier bereits innerhalb der ersten zwei Monate postoperativ erfasst, sie traten ausschließlich bei Frauen auf. Es konnte kein signifikanter Einfluss von Alter, BMI und Dorr-Klassifikation auf die Revisionsrate festgestellt werden. Die Gründe für die Komplikationen waren mit Luxation, periprothetischer Fraktur, Pfannendislokation und Frühinfekt verschieden. In einem Fall wurde eine Patientin aufgrund einer aseptischen Schaftlockerung nach knapp 16 Monaten revidiert und mittels Schaftwechsel (MEM) sowie Anlage einer Drahtcerclage versorgt. Bezogen auf die Dorr-Klassifikation verteilte sich die Anzahl der Revisionen auf zwei von 14 (14,3 %) bei Typ A und drei von 38 (7,9 %) bei Typ B. Bei vier von fünf Revisionen erfolgte die erneute Operation innerhalb von zwei Monaten nach der Primärversorgung.

Hinsichtlich der Komplikationen nach der Versorgung von Oberschenkelhalsfrakturen mittels Kurzschaftprothese sind in der Literatur nur wenige Quellen verfügbar. Im Vergleich mit anderen Studien berichten insbesondere zwei aktuellere Studien von vermehrten Komplikationen bei der Verwendung von Kurzschaftendoprothesen im Rahmen der Frakturversorgung. So fanden Charette et al. anhand eines Kollektivs von 139.635 Patienten (135.013 Fälle mit Arthrose, 4622 Fälle mit Oberschenkelhalsfraktur) eine signifikant erhöhte Sterblichkeit (1,8 % gegenüber 0,3 %; $p < 0,001$) und Morbidität (24,2 % gegenüber 19 %; $p < 0,001$) bei Frakturversorgungen. Auch Revisionen (3,7 %) traten gehäuft auf und die Operationszeiten sowie die Aufenthaltsdauer in der Klinik waren verlängert.

Zusammenfassend konstatierten die Autoren, dass die Hüft-TEP-Versorgung mittels Kurzschaftprothesen bei Frakturen eine adäquate Methode darstellt, allerdings unter anderem aufgrund einer längeren Liegedauer der Patienten mit vermehrten Kosten für die versorgenden Zentren einhergeht (266).

Eine erhöhte Komplikationsrate auf Seiten der frakturversorgten Gruppe zeigte sich auch in einer Studie von Schrairer et al., bei der ein Vergleich von 41.739 Koxarthrosepatienten und 953 Patienten mit Oberschenkelhalsfraktur erfolgte. Neben einer verlängerten Operationszeit (98 versus 92 Minuten, $p = 0,015$), hatte die Gruppe eine längere Liegezeit (6 versus 4 Tage, $p < 0,001$) und es betrug die Gesamthäufigkeit von Komplikationen 16 % gegenüber den Koxarthrosepatienten 6 % ($p < 0,001$) (224). In der Studie von Melisik et al. aus dem Jahr 2021 wird eine Komplikations- (17,9 %) sowie Revisionsrate von 5,9 % berichtet. Lee et al. hingegen hatten 2019 bei 31 Hemi- und 7 Totalarthroplastiken lediglich eine Revisionsrate (2,6 %) zu beklagen. In einem Vergleich von Barenius et al. im Jahr 2018 wurde ein signifikanter Unterschied ($p = 0,4$) zwischen zwei Gruppen (zementfrei vs. zementiert) detektiert. Zwei Patienten (3,0 %) in der zementierten Gruppe und fünf (6,8 %) in der zementfreien Gruppe mussten wegen einer periprothetischen Fraktur revidiert werden. Vergleicht man die Ergebnisse der Komplikationen und Revisionen mit derer der elektiv versorgten Patienten, so fallen deutlich höhere Raten auf. In der Literatur sind geringe Revisionsraten von 0 oder 1,99 % im Rahmen der Versorgung mittels Kurzschaftprothese bei Koxarthrose zu verzeichnen (99, 267, 268).

Die Gründe für die teils nicht erfolgreiche Therapie bei der Versorgung von Patienten mittels Kurzschaftprothese nach Oberschenkelhalsfraktur sind nach dem heutigen Stand der Wissenschaft nicht abschließend durch ausreichende Studien geklärt.

In der vorliegenden Kurzschaftstudie lässt sich bei einer Vancouver-Fraktur Typ B2 bei einem verhältnismäßig kleinen Kollektiv nicht auf ein erhöhtes Frakturrisiko schließen, was sich mit den Ergebnissen der im Jahr 2021 durchgeführten Studie von Luger et al. deckt. Hier zeigte sich, dass die Kurzschaftendoprothese verglichen mit dem konventionellen Schaft eine geringere Inzidenz an Vancouver-Typ-A-Frakturen im Trochanterbereich bei ähnlicher Häufigkeit der Vancouver-Typ-B-Frakturen aufweist (269). Hierbei macht sich einer der Vorteile der kalkargeführten Kurzschaftendoprothesen bemerkbar. Durch die Implantation in der Around-the-corner Technik, lässt sich der Schaft im Vergleich zu den Geradschäften schonender entlang

des Kalkars einbringen. Diese „Einflugschneise“ wirkt wie eine Schienung und kann somit das Frakturrisiko reduzieren.

Eine weitere Studie von Steinbrück et al. untersuchte anhand einer großen Klientel von jeweils 17.526 Implantationen den Unterschied zwischen zementfreien Kurz – und Geradschaftendoprothesen hinsichtlich der kumulativen Revisionswahrscheinlichkeit sowie den periprothetischen Infektionen. Im Beobachtungszeitraum zwischen 2017 und 2019 gab es keinen statistisch signifikanten Überlebensunterschied zwischen den Vergleichsgruppen, jedoch eine geringere Inzidenz für periprothetische Infektionen bei Kurzschaftendoprothesen. Dem zugrunde liegt vermutlich die schonendere Implantationstechnik mit oft geringerer Wundfläche aufgrund eines kleiner dimensionierten Zugangs zum Hüftgelenk sowie der Weichteilschonung (270).

Auch van Beers et al. konnten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2024, in der sie 150 Patienten mit zementfreiem Kurzschaft (CFP, Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland) beziehungsweise zementfreiem Geradschaft (Zweymüller, Zimmer Biomet, Warsaw, IN, USA) hinsichtlich der Funktion im 5-Jahres Follow-Up und das Überleben des Implantats in durchschnittlichem 10-Jahres Follow-Up untersuchten, keine Signifikanz erkennen. Die Gesamtüberlebensrate betrug 92 % für die CFP und 96 % für den Zweymüller-Schaft.

Kürzlich untersuchten Afghanyar et al. die klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation einer Kurzschaftendoprothese im Rahmen einer Revisionsoperation bei Patienten mit osteosynthetisch versorgter Oberschenkelhalsfraktur bzw. intertrochantärer Fraktur. 18 der 27 Patienten wurden mittels Kurzschaftprothese versorgt.

Bei insgesamt zufriedenstellenden Ergebnissen mit lediglich einer Frührevision aufgrund einer dislozierten Fraktur des Trochanter major, ohne sonstige wesentliche Komplikationen, nennen die Autoren die Versorgung mittels Kurzschaft als mögliche Option, schränken allerdings ein, die Eingriffe lediglich von erfahrenen Operateuren durchführen zu lassen (271). Die vorliegenden Studienergebnisse ergaben hingegen keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Revisionsrate in Abhängigkeit von der Erfahrung des Operateurs, wobei die statistische Aussagekraft aufgrund der unterschiedlichen Gruppengrößen der Operateure und des insgesamt kleinen Kollektivs eingeschränkt sein dürfte.

Eine auch in der Literatur als wesentlich beschriebene Komplikation ist die Luxation. Mit Inzidenzen von 0,2-10 % bei primären Hüft-TEP-Implantationen, ist mit bis zu 28 % bei Revisionseingriffen zu rechnen (272, 273). Zum Luxationsschutz wurde in den letzten Jahren an diversen Stellschrauben gedreht. Es erfolgte eine Änderung der Zugangsart zum Gelenk sowie eine Veränderung der Dimension des Prothesenkopfes oder der Prothesen mit in sich beweglichen Teilen (274). Als eine der häufigsten Komplikationen hat die Luxation zudem große Auswirkungen auf die Mortalität. Insbesondere bei älteren Patienten wird eine Mortalitätsrate von 65 % beschrieben. Ohne Luxation liegt die Mortalität lediglich bei 10 % (275).

In der vorliegenden Studie wurde ebenfalls eine Luxation beobachtet, die bei frustriertem Repositionsversuch zur Revision führte. In anderen Studien, wie zum Beispiel der Arbeit von Gausden et al., sind drei Revisionen beschrieben, die allesamt nach Operationen mit posteriorem Zugang auftraten (276). Durch die oben bereits beschriebenen Vorteile des Kurzschaftees könnte die Luxationsrate möglicherweise verringert werden. Hier sei insbesondere die Weichteilschonung zu erwähnen, die einerseits einen guten Zugang zum Gelenkkompartiment erlaubt und andererseits durch Schonung, insbesondere der glutealen Muskulatur, einen wesentlichen Stabilisator darstellt. Dies gilt es in großen Studien jedoch noch näher zu eruieren.

Es gibt zwar Hinweise darauf, dass die Komplikationsrate bei der Versorgung von Patienten mit Oberschenkelhalsfraktur mittels Kurzschafteendoprothese im Vergleich zur Behandlung von Coxarthrose-Patienten signifikant höher ist, wobei allerdings beachtet werden muss, dass auch andere Versorgungsarten wie die Duokopfprothese oder Osteosynthese bei Patienten mit Oberschenkelhalsfraktur im Vergleich zur Behandlung von Arthrose-Patienten eine höhere Komplikationsrate aufweisen können. Es ist daher wichtig, die Risiken und Nutzen sorgfältig abzuwägen und individuell zu entscheiden, welches Vorgehen für den jeweiligen Patienten am besten geeignet ist. In der vorliegenden Studie ist die Revisionsrate mit 7,4 % insgesamt zwar als hoch zu werten im Vergleich zu Studien mit Arthrosepatienten, ähnelt jedoch grundsätzlich den Erfahrungen aus der aktuellen Literatur bei der Versorgung von Frakturen. Das Prothesenüberleben im untersuchten Gesamtkollektiv lag nach zwei Monaten bei 94,5 %, das nach knapp 16 Monaten auf 91,1 % absank und bis zum Ende der Studie nach sechs Jahren stabil blieb.

Im Vergleich mit anderen Studien wird das eigene Ergebnis gut abgebildet. Eine groß angelegte Studie mit 22 Arbeiten umfasste 1403 primäre Hüfttotalendoprothesen-Implantationen nach Oberschenkelhalsfrakturen über eine mittlere Nachbeobachtungszeit von 3,6 Jahren (1,1-7,2) mit einem Durchschnittsalter der Patienten von 76 Jahren (65-87). 72 % der Patienten waren weiblich. Es ergab sich eine mittlere Revisionsrate von 11,8 % nach 10 Jahren, was niedriger war als die 10-Jahres-Revisionsrate von 24,6 % für Hemiarthroplastik (277). Interessant wäre es demnach, langfristige Überlebensdaten für den untersuchten optimys Kurzschafft bei Oberschenkelhalsfraktur zu generieren.

5.9 Grenzen und Einschränkungen der Studie

In der vorliegenden Studie wurde ein kleines Kollektiv lediglich kurz- bis mittelfristig beobachtet. Aus diesem Grund sind weitere prospektiv angelegte randomisierte Studien, insbesondere mit Kontrollgruppen notwendig, da nur so ein direkter Vergleich zwischen der konventionellen zementfreien oder zementierten Prothese und der neuerlichen zementfreien Kurzschafftvariante möglich ist. Da es sich bei der Versorgung von Patienten mit Oberschenkelhalsfrakturen um eine Notfallsituation handelt, könnte die Teilnahmebereitschaft der Patienten in einer solchen Studie eingeschränkt sein. Insbesondere die klinischen Nachuntersuchungen gestalten sich bei oftmals fortgeschrittenem Alter und der damit einhergehenden, eingeschränkten Mobilität als kompliziert, weshalb ein nicht unwesentlicher Teil der Datenerhebung möglicherweise unvollständig bleibt oder eine Studie mit größerem Studienkollektiv gegebenenfalls lange Zeit in Anspruch nehmen könnte.

Anders als bei Arthrosepatienten sind nicht-elektive Eingriffe im Sinne der Frakturversorgung mit einer deutlich erhöhten Mortalität vergesellschaftet. In der vorliegenden Studie ergab sich eine Patientensterblichkeit von Beginn der Studie zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung von 7,4 % (5 von 68 Patienten). Die Ergebnisse einer groß angelegten Studie aus dem Jahr 2013, im Rahmen derer Müller-Mai anhand von fast 8000 Datensätzen Verläufe nach Oberschenkelhalsfrakturen bei älteren Patienten untersuchte, zeigten sogar eine 30-Tage Letalität von 9,9 % sowie eine 1- bzw. 2- Jahres Letalität von 26,9 % bzw. 36,3 % (278), was bereits Jahre zuvor durch Haleem et al. sowie Keene et al. vergleichbar beschrieben wurde (279, 280).

Ebenfalls gestützt werden die oben genannten Zahlen durch Registerdaten aus Dänemark, die fast 20.000 behandelte Oberschenkelhalsfrakturen einschließen und eine 30-Tage Letalität von 11 % und eine 1-Jahres Letalität von 28 % beschreiben (281). Die genannten Studien verdeutlichen, dass es für Langzeitstudien umfangreicherer Startkollektive als jenes in der vorliegenden Studie bedarf, um aussagekräftigere Daten zu generieren. Bei Betrachtung der verhältnismäßig geringen Anzahl an Verstorbenen in dieser Studie, im Vergleich zu den großen vorgenannten Studien, liegt der Grund am ehesten in der geringen Größe der untersuchten Gruppe. Von einer Senkung der Mortalität durch die Verwendung der zementfreien Kurzschaftendoprothese optimys ist zunächst nicht sicher auszugehen.

6 Zusammenfassung

Klinische Studienergebnisse zur Versorgung von Patienten mittels Kurzschaffprothesen nach Oberschenkelhalsfraktur liegen bis heute lediglich in wenigen publizierten Arbeiten vor. So konnte bislang kein Unterschied zwischen dem konventionellen Schaff im Vergleich zum anatomischen Kurzschaff hinsichtlich der Osseointegration sowie der Zufriedenheit festgestellt werden. Zum Vorteil der kurzen Schäfte zeigte sich ein geringerer Oberschenkelschmerzen sowie eine geringere Komplikationsrate im Sinne von periprothetischen Frakturen und pulmonalen Embolien. Des Weiteren konnte herausgefunden werden, dass sich im Falle des Vorliegens von Risikofaktoren für eine osteosynthetische Versorgung (z. B. Überschreitung des zeitlichen Versorgungsfensters, Einnahme von Kortikosteroiden, bekannter Coxarthrose, entzündlicher Gelenkerkrankungen) mittelfristig gute Ergebnisse nach Implantation einer Kurzschaffprothese zeigen.

Anhand der vorliegenden Studienergebnisse kann unter Berücksichtigung der Literatur zusammenfassend abgeleitet werden, dass die zementfreie Kurzschaffprothese eine mögliche Versorgungsoption bei Patienten nach Oberschenkelhalsfraktur ist. Allerdings muss die Indikation zwingend streng gestellt werden. Hierbei ist zu vermuten, dass, wie bei elektiver Hüftendoprothetik im Rahmen einer primären Coxarthrose, auch bei Oberschenkelhalsfrakturen eine Implantation einer Kurzschaffprothese bei eingeschränkter Knochenqualität sowie bei älteren weiblichen Patientinnen mit einem BMI kleiner als $25\text{kg}/\text{m}^2$ vermehrt mit Komplikationen behaftet sein könnte. Trotz der zufriedenstellenden Ergebnisse in den erhobenen klinischen Scores wie auch in der radiologischen Auswertung ist die zementierte Standardversorgung nach wie vor als GOLD-Standard anzusehen, da die negativen Aspekte im Vergleich zur Indikation „Coxarthrose“ möglicherweise überwiegen.

Gemäß der vorliegenden Studie kann derzeit keine definitive Empfehlung zur Nutzung von Kurzschaffprothesen bei Oberschenkelhalsfraktur abgegeben werden. Es ist notwendig, zukünftige Studien abzuwarten, um eine abschließende Beurteilung abgeben zu können. Derzeit gibt es keine ausreichenden Belege, um die Zuverlässigkeit der Implantation bei Oberschenkelhalsfrakturen einzuschätzen.

Es ist wichtig, dass zukünftige Forschungsarbeiten auf diesem Gebiet durchgeführt werden, um das Potenzial der Methode zu evaluieren.

Als interessanter Ausblick bleibt abzuwarten, inwieweit sich die beschriebenen Vorteile eines Kurzschaftes mit zementierter Verankerung kombinieren lassen. Hierzu sind Studien mit zementierten Kurzschaftprothesen notwendig. Bisläng wurden diese lediglich in einer Studie von Azari et al. im Jahr 2021 an Leichenfemora untersucht. Es wurden vielversprechende Ergebnisse insbesondere bei Patienten mit bestehender Osteoporose festgestellt. Somit könnte zukünftig die Kombination aus schonender Implantation, physiologischer Krafteinleitung und optimaler Primärstabilität gewährleistet sein.

7 Literaturverzeichnis

1. Grimberg A, Jansson V, Melsheimer O, Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) – Jahresbericht 2019 [zitiert am 26.12.2022] URL: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Jahresbericht_2019_doppelseite_2.0.pdf; 2019.
2. Bayliss LE, Culliford D, Monk AP, Glyn-Jones S, Prieto-Alhambra D, Judge A, Cooper C, Carr AJ, Arden NK, Beard DJ, Price AJ. The effect of patient age at intervention on risk of implant revision after total replacement of the hip or knee: a population-based cohort study. *Lancet*. 2017;389(10077):1424-1430.
3. Jerosch J, Hrsg. Kurzschaftendoprothesen - Wo liegen die Unterschiede? Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2013.
4. Lenzen-Schulte M. Wenn die Prothese nicht mehr hält. *Deutsches Ärzteblatt*. 2017; 114(48):A-2281/B-1911/C-1865.
5. Briem D, Schneider M, Bogner N, Botha N, Gebauer M, Gehrke T, Schwantes, B. Mid-term results of 155 patients treated with a collum femoris preserving (CFP) short stem prosthesis. *Int Orthop*. 2011;35(5):655-60.
6. Mai S, Pfeil J, Siebert W, Kutzner KP: Kalkar-geführte Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik – eine Übersicht. *OUP*. 2016;6:342–347.
7. Bieger R, Ignatius A, Reichel H, Durselen L. Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. *J Orthop Res*. 2013;31(8):1180-6.
8. Drenckhahn D, Waschke J, Hrsg. Taschenbuch Anatomie. München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2008.
9. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Hrsg. Prometheus LernAtlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart: Thieme; 2014.
10. Schünke M, Schulte E, Schuhmacher U, Hrsg. Prometheus LernAtlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart: Thieme; 2022.
11. Bommas-Ebert U, Teubner P, Voß R, Hrsg. Kurzlehrbuch Anatomie. Stuttgart: Thieme; 2011.
12. Nogler M, Thaler M. Surgical access routes to the hip joint in the elderly. *Orthopäde*. 2017;46(1):18-24.
13. Jerosch J, Hrsg. Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte. Berlin: Springer; 2017.
14. Pschyrembel W, Hrsg. Pschyrembel. Berlin: De Gruyter; 2017.

15. Pfeifer M, Wittenberg R, Würtz R. Schenkelhalsfrakturen in Deutschland. Prävention, Therapie, Inzidenz und sozioökonomische Bedeutung. Deutsches Ärzteblatt. 2001;98(26):A-1751/B-1502/C-1394.
16. Osterkamp R. Bevölkerungsentwicklung in Deutschland bis 2050. Demografische und ökonomische Konsequenzen für die Alterschirurgie. Chirug. 2005;76(1):10-8.
17. Ludwig H, Krebs D. Gynäkologie und Geburtshilfe. Berlin: Springer; 1988.
18. Schweigkofler U, Hofmann T, Hoffmann R. Femoral neck fractures. Z Orthop Unfall. 2008;146(1):117-133.
19. Mutschler W, Haas NP, Hrsg. Praxis der Unfallchirurgie. Stuttgart: Thieme; 2004.
20. Beck A, Rüter A. Schenkelhalsfrakturen – Diagnostik und therapeutisches Vorgehen. Unfallchirurg. 1998;101:634-648.
21. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Hrsg. Prometheus LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Untere Extremität. Stuttgart: Thieme; 2018.
22. RadioSurf. Abteilung für Unterricht und Medien, Institut für Medizinische Lehre, Universität Bern. 2016 [zitiert am 26.12.2022] URL: <https://radiosurf.elearning.aum.iml.unibe.ch/htmls/slide.html?radiosurf%7Ccradskeleton%7Cfindings%7Cclassification%7C31>.
23. Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch: Ein mechanisches Problem. BJS. 1935;23(92):697-877.
24. Garden RS. Stability and Union in Subcapital Fractures of the Femur. J Bone Joint Surg Br. 1964;46:630-47.
25. Zlowodzki M, Bhandari M, Keel M, Hanson B, Schemitsch E. Perception of Garden's classification for femoral neck fractures: an international survey of 298 orthopaedic trauma surgeons Arch Orthop Trauma Surg 2005;125:503-5.
26. Barnes R, Brown JT, Garden RS, Nicoll EA. Subcapital fractures of the femur. A prospective review. J Bone Joint Surg Br. 1976;58(1):2-24.
27. Liao L, Zhao J, Su W, Ding X, Chen L, Luo S. A meta-analysis of total hip arthroplasty and hemiarthroplasty outcomes for displaced femoral neck fractures. Arch Orthop Trauma Surg. 2012;132(7):1021-9.
28. Müller M, Nazarian S, Koch P, Schatzker J, Hrsg. The comprehensive classification of fractures of long bones. Heidelberg, New York: Springer; 1990.
29. Cooper A. Dislocations and Fractures of the Joints. Med Chir Rev J Med Sci Anal Ser. 1822;3(11):612-640.

30. Garden RS. Malreduction and avascular necrosis in subcapital fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Br.* 1971;53(2):183-197.
31. Reimers TC. Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. In: de la Camp HB, Schuchardt K, Axhausen W, Buck-Gramcko D, Hrsg. *Organ der Deutschen Gesellschaft für Plastische und Wiederherstellungs-Chirurgie.* Berlin, Heidelberg: Springer; 1970.
32. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg.* 1958;45(193):488-497.
33. Knight SR, Aujla R, Biswas SP. Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history. *Orthopedic reviews.* 2011;3(2):e16.
34. Ratliff AH. Ernest William Hey Groves and his contributions to orthopaedic surgery. *Bristol medico-chirurgical journal.* 1983;98(367):98-103.
35. Hernigou P. Smith-Petersen and early development of hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2014;38(1):193-198.
36. Hernigou P, Quiennec S, Guissou I. Hip hemiarthroplasty: from Venable and Bohlman to Moore and Thompson. *Int Orthop.* 2014;38(3):655-661.
37. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1966;48(2):245-259.
38. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br.* 1960;42-B:28-30.
39. Charnley J. The Bonding of Prostheses to Bone by Cement. *J Bone Joint Surg Br.* 1964;46:518-529.
40. McKee G. Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop.* 1970;72:85-103.
41. Bobyn J, Pilliar R, Cameron H, Weatherly G, Kent G. The effect of porous surface configuration on the tensile strength of fixation of implants by bone ingrowth. *Clin Orthop* 1980;149:291-298.
42. Huiskes R. Failed innovation in total hip replacement. Diagnosis and proposals for a cure. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 1993;64:699-716.
43. Gill TJ, Sledge JB, Muller ME. The Burch-Schneider anti-protrusio cage in revision total hip arthroplasty: indications, principles and long-term results. *The Journal of bone and joint surgery British volume.* 1998;80(6):946-953.
44. Zenz P, Pospisil C, Fertschak W, Schwägerl W. 10 Jahre zementfreie Implantation von Hüfttotalendoprothesen unter Verwendung des Zweymüller-Schaftes. *Z Orthop Unfall.* 1995;133:558-561.

45. Lord G, Bancel P. The madreporic cementless total hip arthroplasty. New experimental data and a seven-year clinical follow-up study. *Clin Orthop Relat Res.* 1983(176):67-76.
46. Mittelmeier H. Neuentwicklung von verschleissfesten zementfrei zu implantierenden Keramik-Metall-Verbundprothesen mit Tragrippenschaft. *Hefte Unfallheilkd.* 1975(126):333-336.
47. Spotorno L, Romagnoli S, Ivaldo N, Grappiolo G, Bibbiani E, Blaha DJ, Guen TA. The CLS system. Theoretical concept and results. *Acta Orthop Belg.* 1993;59:144-148.
48. Zweymüller K, Zhuber K, Locke H. Eine Metall-Keramik-Verbundprothese für den Hüftgelenkersatz. *Wien Klin Wochenschr.* 1977;89:548-551.
49. Judet R. Total hip endoprosthesis made of porometal without cement anchoring. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1975;113:828-829.
50. Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. A noncemented total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1978(137):76-84.
51. Busch VJ, Pouw MH, Laumen AM, van Susante JL, Vervest AM. Long-term outcome of 73 Zweymuller total hip prostheses with a screw cup in patients under 50 years of age. *Hip Int* 2012;22:292-295.
52. Willert H, Buchhorn G, Hess T. Die Bedeutung von Abrieb und Materialermüdung bei der Prothesenlockerung der Hüfte. *Orthopäde.* 1989;18:350-369.
53. Träger G, Träger K. Der Knochendefekt als Komplikation nach Totalendoprothesenimplantation der Hüfte. *Orthopäde.* 1994;23:421-429.
54. Athanasou NA, Pandey R, de Steiger R, Crook D, Smith PM. Diagnosis of infection by frozen section during revision arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery British volume.* 1995;77(1):28-33.
55. Horowitz SM, Rapuano BP, Lane JM, Burstein AH. The interaction of the macrophage and the osteoblast in the pathophysiology of aseptic loosening of joint replacements. *Calcified tissue international.* 1994;54(4):320-324.
56. Murray D, Rushton N. Macrophages stimulate bone resorption when they phagocytose particles. *J Bone Joint Surg* 1990;72-B:988-992.
57. Rudzki Z, Oftinowski J, Stachura J. The histological appearance of the periprosthetic capsule in failed total hip arthroplasty differs depending on the presence of polyethylene acetabulum destruction, iliac bone damage and presence of infection. *Pol J Pathol* 1996;47:19-25.
58. O'Neill DA, Harris WH. Failed total hip replacement: assessment by plain radiographs, arthrograms, and aspiration of the hip joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(4):540-546.

59. Arcq M. Zur Problematik der periartikulären Verknöcherungen nach Hüftendoprothese. Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik. 2. Kaiserswerther Symposium. In: Maaz B, Gierse H, Hrsg. Stuttgart: Thieme; 1988:71 - 80.
60. Roth A, Winzer T, Sander K, Anders J, Venbrocks R. Press fit fixation of cementless cups: how much stability do we need indeed?. Arch Orthop Trauma Surg 2006;126(2):77–81.
61. OHST Medizintechnik AG. Müller Geradschaft. Operationstechnik. [zitiert am 24.11.2022] URL: https://www.ohst.de/wp-content/uploads/2020/12/V1.7_50000012-003_2018-05_OHST_Mu%CC%88ller-Geradschaft_9_5x18cm_18-Sprachen.pdf
62. Clauss M, Luem M, Ochsner PE, Ilchmann T. Fixation and loosening of the cemented Muller straight stem: a long-term clinical and radiological review. The Journal of bone and joint surgery British volume. 2009;91(9):1158-1163.
63. Nowakowski AM, Lüem M, Ochsner PE. Cement collar and longitudinal groove: the effects on mechanical stability with aseptic loosening in Müller straight-stem implants. Arch Orthop Trauma Surg. 2008;128:745-750.
64. Stucinkas J, Clauss M, Tarasevicius S, Wingstrand H, Ilchmann T. Long-Term femoral bone remodeling after cemented hip arthroplasty with the Müller straight stem in the operated and nonoperated Femora. The Journal of Arthroplasty. 2012;27:927-933.
65. Stucinkas J, Clauss M, Tarasevicius S, Wingstrand H, Ilchmann T. Dynamics of femoral bone remodelling in well fixed total hip arthroplasty. A 20-year follow-up of 20 hips. Hip Int. 2014;24(2):149-154.
66. Clauss M, Bolliger L, Brandenberger D, Ochsner PE, Ilchmann T. Similar effect of stem geometry on radiological changes with 2 types of cemented straight stem: The Muller stem and the Virtec stem compared in 711 hips. Acta Orthop. 2016;87(2):120-125.
67. Breusch SJ, Kühn K-D. Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat. Der Orthopäde. 2003;32:41-50.
68. Kühn K-D, von Lewinski G. PMMA-Knochenzement – Teil 1. Die Orthopädie. 2023;52:941-942.
69. Kwon YM, Morshed S, Malchau H. Cemented or cementless stem fixation in THA: what is the current evidence? Orthopedics. 2006;29(9):793-794.
70. Willert H. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. J Biomed Mater Res. 1977;11:157-164.
71. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. Clin Orthop Relat Res. 1990;258:95-107.

72. Willert HG. Particle disease due to wear of ultrahigh molecular weight polyethylene. In: Morrey BF, Hrsg. Biological, material and mechanical considerations of joint replacement. 1993; New York: Raven Press: 88.
73. Imhoff AB, Hrsg. Fortbildung Orthopädie. Die ASG-Kurse der DGOT. Schulter/Ellenbogen/Stoßwelle/Hüfte. Stuttgart: Springer; 2013.
74. Malahias MA, Mancino F, Agarwal A, Roumeliotis L, Gu A, Gkiatas I, Togninalli D, Nikolaou VS, Alexiades MM. Cement-in-cement technique of the femoral component in aseptic total hip arthroplasty revision: A systematic review of the contemporary literature. *J Orthop.* 2021;26:14-22.
75. Hou Y, Cai K, Li J, Chen X, Lai M, Hu Y, Luo Z, Ding X, Xu D. Effects of titanium nanoparticles on adhesion, migration, proliferation, and differentiation of mesenchymal stem cells. *Int J Nanomedicine.* 2013;8:3619-3630.
76. Gallo J, Goodman SB, Konttinen YT, Raska M. Particle disease: biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty. *Innate Immun.* 2013;19(2):213-224.
77. Hines CB. Understanding Bone Cement Implantation Syndrome. *AANA J.* 2018;86(6):433-441.
78. Tan QC, Jiang XS, Chen L, Huang JF, Zhou QX, Wang J, Zhao Y, Zhang B, Sun YN, Wei M, Zhao X, Yang Z, Lei W, Tang YF, Wu ZX. Bioactive graphene oxide-functionalized self-expandable hydrophilic and osteogenic nanocomposite for orthopaedic applications. *Mater Today Bio.* 2023;18:100500.
79. Sierra RJ, Timperley JA, Gie GA. Contemporary cementing technique and mortality during and after Exeter total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24(3):325-332.
80. Dahl OE, Pripp AH. Does the Risk of Death Within 48 Hours of Hip Hemiarthroplasty Differ Between Patients Treated with Cemented and Cementless Implants? A Meta-analysis of Large, National Registries. *Clin Orthop Relat Res.* 2022;480(2):343-350.
81. Moldovan F, Bataga T. Torque Control during Bone Insertion of Cortical Screws. *Procedia Manuf.* 2020;46:484–490.
82. Donaldson AJ, Thomson HE, Harper NJ, Kenny NW. Bone cement implantation syndrome. *Br J Anaesth.* 2009;102(1):12-22.
83. Karlsson J, Wendling W, Chen D, Zelinsky J, Jeevanandam V, Hellman S, Carlsson C. Methylmethacrylate monomer produces direct relaxation of vascular smooth muscle in vitro. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1995;39(5):685-689.
84. Govil P, Kakar PN, Arora D, Das S, Gupta N, Govil D, Gupta S, Malohtra A. Bone cement implantation syndrome: a report of four cases. *Indian J Anaesth.* 2009;53(2):214-218.
85. Al-Husinat L, Jouryyeh B, Al Sharie S, Al Modanat Z, Jurieh A, Al Hseinat L, Varrassi G. Bone Cement and Its Anesthetic Complications: A Narrative Review. *J Clin Med.* 2023;12(6):2105.

86. Kumbasar U, Bonde P. Delayed presentation of bone cement implantation syndrome requiring extracorporeal membrane oxygenation support. *Turk Gogus Kalp Damar Cerrahisi Derg.* 2021;29(3):412-414.
87. Morscher E. Der zementfreie Femurschaft. In: Morscher EW Hrsg. *Endoprothetik.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 1995: 255–266.
88. Morscher E. Die zementfreie Fixation der Hüftgelenkpfanne bei der primären Hüfttotalprothesenarthroplastik. In: Morscher EW Hrsg. *Endoprothetik.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 1995: 157-196.
89. Pakvis D, Luites J, Hellemond G, Spruit MA. A cementless, elastic press-fit socket with and without screws. *Acta orthopaedica.* 2012;83:481-487.
90. Sonntag R, Kretzer JP. Die Qual der Wahl: Welche Hüft-Gleitpaarung für die orthopädische Praxis? Ein Update. *OUP.* 2017;4:196-200.
91. Kini SG, Anwar R, Bruce W. Modular versus monoblock cementless acetabular cups in primary total hip arthroplasty – a review. *Int Journal of Orthopaedics* 2014;1:93-99.
92. Malma JJ, Vogely HC, Dhert WJ, Van Gaalen SM, de Gast A. Do monoblock cups improve survivorship, decrease wear or reduce osteolysis in uncemented total hip arthroplasty? *Clin Orthop relat res* 2013;471:3572–3580.
93. Mai S. Gegenüberstellung modularer versus Monoblockpfannen. *OUP.* 2016;5(6):354-357.
94. Grimberg A, Jansson V, Liebs T, Melsheimer O, Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland (EPRD). Jahresbericht 2015. Mit Sicherheit mehr Qualität [zitiert am 23.01.2023] URL: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2015_FINAL_Web.pdf.
95. Wyatt M, Hooper G, Frampton C, Rothwell A. Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement. *World J Orthop.* 2014;5(5):591-596.
96. Grimberg A, Lützner J, Melsheimer O, Morlock M, Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland (EPRD). Jahresbericht 2023. Mit Sicherheit mehr Qualität [zitiert am 25.01.2023] URL: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/Jahresbericht2023-Status5_2023-10-24_F.pdf; 2023.
97. Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, Rehbein P, Pfeil J. Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *Int Orthop.* 2015;39(7):1269-1275.
98. Yan SG, Weber P, Steinbrück A, Hua X, Jansson V, Schmidutz F. Periprosthetic bone remodelling of short-stem total hip arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop.* 2018;42(9):2077-2086.

99. Kutzner KP, Donner S, Loweg L, Rehbein P, Dargel J, Drees P, Pfeil J. 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;20(1):31.
100. 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;11:29.
101. de Waard S, Sierevelt IN, Jonker R, Hoornenborg D, van der Vis HM, Kerkhoffs G, Haverkamp D. The migration pattern and initial stability of the Optimys short stem in total hip arthroplasty: a prospective 2-year follow-up study of 33 patients with RSA. *Hip Int.* 2021;31(4):507-515.
102. Pfeil J, Siebert W. *Minimally Invasive Surgery in Total Hip Arthroplasty.* Berlin, Heidelberg: Springer; 2010.
103. 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.* 2017;29(2):180-192.
104. Jerosch J, von Engelhardt LV. A Differentiated View on Short Stemmed Hip Arthroplasty - What are the Differences in Fixation and Biomechanics? *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie.* 2019;157(5):548-557.
105. Jerosch J. Unterschiede zwischen verschiedenen Kurzschaftendoprothesen. *Orthopäde.* 2014;43:783–796.
106. Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC, Litzkow D, Hennecke T. Postoperative Veränderungen von Offset, CCD-Winkel und Beinlänge nach Implantation einer metadiaphysär fixierten Kurzschaftprothese—eine radiologische Untersuchung. *Z Orthop Unfall.* 2012;150:20-26.
107. Kutzner KP. Calcar-guided short-stem total hip arthroplasty: Will it be the future standard? Review and perspectives. *World J Orthop.* 2021;12(8):534-547.
108. 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;137(3):431-439.
109. Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H. Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenks mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung. *Orthopäde.* 2004;33(11):1249-1258.
110. Falez F, Casella F, Papalia M. Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2015;38(3 Suppl):6-13.
111. Gustke K. Short stems for total hip arthroplasty: initial experience with the Fitmore stem. *J Bone Joint Surg Br.* 2012;94(11):47-51.

112. Kohler S, Ratayski H, Zacher J. Implant-related fractures of the femoral neck cone adapter of a modular short-stem hip prosthesis-patient management and operative technique. *Z Orthop Unfall*. 2010;149:185–190.
113. Schnurr C, Schellen B, Dargel J, Beckmann J, Eysel P, Steffen R. Low short-stem revision rates: 1–11 year results from 1888 total hip arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2017;32:487–493.
114. Jerosch J, Glameyer, H. Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). *Orthopädische Praxis*. 2009;45:74-81.
115. Bieger R, Ignatius A, Reichel H, Durselen L. In-vitro Primärstabilitätstestung einer neuen Kurzschaftprothese im Vergleich zum Standardschaft. *Jahreskongress der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen*. Baden-Baden; 2011.
116. Mai S, Bosson D, Hein W, Helmy N, Pfeil J, Siebert W. Erfahrungsbericht über 2 Jahre Anwendung des Kurzschafts Optimys. *OUP – Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis*. 2013;2(4):180–184.
117. Kovacevic M, Kutzner K, Rehbein P. Defining anatomic range of short-stem implantation – Calcar-guided restoration of individual CCD angle. *11th Congress of the European Hip Society (EHS)*. Stockholm; 2014.
118. Ettinger M, Ettinger P, Ezechieli M, Büermann S, Budde S, Calließ T, Petri M, Thorey F. CCD and offset after Nanos short stem in total hip arthroplasty. *Technol Health Care*. 2013;21(2):149-155.
119. Babisch J. Möglichkeiten der patientenindividuellen Hüftgelenkrekonstruktion und Knochenresektion bei Kurzschaftprothesen. In: Jerosch J, Hrsg. *Kurzschaftendoprothesen, Wo liegen die Unterschiede?* Köln: Deutscher Ärzteverlag, 2013: 193–227.
120. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald; 1892.
121. 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;69(1):45-55.
122. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of design parameters on calcar stresses following femoral head arthroplasty. *J Biomed Mater Res*. 1980;14(2):133-144.
123. Zweymüller K, Semlitsch M. Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V Stems. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1982;100(4):229-236.
124. Roth A, Winzer T, Babisch J, Fuhrmann R, Sander K, Venbrocks R. Radiological changes around the stem after cementless hip implantation in case of the anatomic medullary locking hip system -- five years results. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2005;72(1):42-46.

125. Mueller LA, Kress A, Nowak T, Pfander D, Pitto PR, Schmidt R. Periacetabular bone changes after uncemented total hip arthroplasty evaluated by quantitative computed tomography. *Acta Orthop.* 2006;77(3):380-385.
126. Sabo D, Reiter A, Simank HG, Thomsen M, Lukoschek M, Ewerbeck V. Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis: longitudinal study and cross-sectional study on titanium threaded acetabular cup and cementless Spotorno stem with DEXA. *Calcif Tissue Int.* 1998;62(2):177-182.
127. Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. *Dtsch Med Wochenschr* 1893; 19(47):1222-1224.
128. Huggler AH, Jacob HA. A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1980;97(2):141-144.
129. McMinn D, Treacy R, Lin K, Pynsent P. Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;329:89-98.
130. Schmalzried TP, Fowble VA, Ure KJ, Amstutz HC. Metal on metal surface replacement of the hip. Technique, fixation, and early results. *Clin Orthop Relat Res.* 1996; 329:106-14.
131. Savov P, Windhagen H, Ettinger M. Typical problems of diaphyseal fixation in hip arthroplasty with standard stems. *OUP.* 2021;10:52-56.
132. Morrey BF. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1989(249):169-175.
133. Meldrum RD, Willie BM, Bloebaum RD. An assessment of the biological fixation of a retrieved Mayo femoral component. *Iowa Orthop J.* 2003;23:103-107.
134. Chen YQ, Dai KR, Qiu SJ, Zhu ZA. Bone remodelling after internal fixation with different stiffness plates: ultrastructural investigation. *Chin Med J.* 1994;107(10):766-770.
135. Babisch J. Kurzschaftprothesen - ein neuer Trend in der Hüftendoprothetik. *Orthopädie im Profil* 2011;7:6-8.
136. Jerosch J. Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschaftendoprothesen. *Die Orthopädie.* 2011;12:172-1082.
137. Stukenborg-Colsman C. Schenkelhalsendoprothesen. *Der Orthopäde.* 2007;36:347-352.
138. Jerosch J. Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. *OUP.* 2012;1:304–312.
139. Schnurr C, Schellen B, Dargel J, Beckmann J, Eysel P, Steffen R. Low Short-Stem Revision Rates: 1-11 Year Results From 1888 Total Hip Arthroplasties. *J Arthroplasty.* 2017;32(2):487-493.

140. von Lewinski G, Floerkemeier T. 10-year experience with short stem total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2015;38(3):51-56.
141. Kutzner KP, Pfeil J. Individualized Stem-positioning in Calcar-guided Short-stem Total Hip Arthroplasty. *J Vis Exp*. 2018(132):56905.
142. Pfeil J. Comment je pose la prothèse optimys. *Maitrise Orthop*. [zitiert am 29.12.2022]. URL: <https://www.maitrise-orthopedique.com/4d-g5mz-99n5/>; 2014.
143. McTighe T, Stulberg S, Keppler L, Aram T, Kennon R, McPherson E, Brazil D. Classification system for short stem uncemented total hip arthroplasty. *Bone Joint Journal*. 2013;95B:260.
144. McTighe T, Stulberg S, Keppler L, Keggi J, Kennon R, Brazil D, Aram T, McPherson E, & TSI™ Study Group Members. JISRF classification for short stem uncemented THA. [zitiert am 29.12.2022]. URL: http://www.jisrf.org/pdfs/JISRF-short_stem_classification.pdf; 2012.
145. Berry DJ. Evolution of uncemented femoral component design. In: Pellicci PM, Tria AJ, Garvin KL, Hrsg. 2nd ed Rosemont. American Academy of Orthopaedic Surgeons; IL: 2000: 117-127.
146. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(5):500-509.
147. Kheir MM, Drayer NJ, Chen AF. An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2020;102(18):1646-1661.
148. Wirries N, Flörkemeier T. Endoprothetik und Revisionsendoprothetik - Planung und Ergebnisse Hüft-TEP. *Passion Chirurgie*. 2018;09:Artikel 03_02.
149. Zweymuller K, Semlitsch M. Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1982;100(4):229-236.
150. Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials*. 2004;25(18):4087-4103.
151. Kutzner KP, Pfeil D, Kovacevic MP, Rehbein P, Mai S, Siebert W, Pfeil J. Radiographic alterations in short-stem total hip arthroplasty: a 2-year follow-up study of 216 cases. *Hip Int*. 2016;26(3):278-283.
152. Overgaard S. Calcium phosphate coatings for fixation of bone implants: Evaluated mechanically and histologically by stereological methods. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009;71(6):1-74.

153. Szmukler-Moncler S, Ahossi V, Pointaire P. Evaluation of BONIT®, a fully Resorbable CaP Coating Obtained by Electrochemical Deposition, after 6 Weeks of Healing: A Pilot study in the Pig Maxilla. *Key Eng Mater.* 2001;192-195:395-398.
154. Hochreiter J, Hejkrlik W, Emmanuel K, Hitzl W, Ortmaier R. Blood loss and transfusion rate in short stem hip arthroplasty. A comparative study. *Int Orthop.* 2017;41(7):1347-1353.
155. Molli RG, Lombardi AV, Adams JB, Sneller MA. Ein kurzer verjüngter Schaft reduziert intraoperative Komplikation in der primären Hüftendoprothetik. *Clinic Orthop Relat Res.* 2012;470:50-61.
156. Weber M, Woerner M, Springorum R, Sendtner E, Hapfelmeier A, Grifka J, Renkawitz T. Fluoroscopy and imageless navigation enable an equivalent reconstruction of leg length and global and femoral offset in THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472:3150–3158.
157. Jerosch J, Funken S. Change of offset after implantation of hip alloarthroplasties. 2004;107: 475–482.
158. Edeen J, Sharkey PF, Alexander AH. Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. 1995;24:347-351.
159. Afghanyar Y, Kutzner KP, Pfeil J, Drees P, Rehbein P, Dargel J. Cementless Short Stems in Total Hip Arthroplasty: Chances and Limits. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie.* 2022;161(4):396-404.
160. Salemyr M, Muren O, Ahl T, Boden H, Eisler T, Stark A, Sköldenberg O. Lower periprosthetic bone loss and good fixation of an ultra-short stem compared to a conventional stem in uncemented total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2015;86(6):659-666.
161. Yamako G, Chosa E, Totoribe K, Watanabe S, Sakamoto T. Trade-off between stress shielding and initial stability on an anatomical cementless stem shortening: in-vitro biomechanical study. *Med Eng Phys.* 2015;37: 820–825.
162. Afghanyar Y, Danckwardt C, Schwieger M, Felmeden U, Drees P, Dargel J, Rehbein P, Kutzner KP. Primary stability of calcar-guided short-stem total hip arthroplasty in the treatment of osteonecrosis of the femoral head: migration analysis using EBRA-FCA. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2020;140(12):2091-2100.
163. Suksathien Y, Sueajui J. The Short Stem THA Provides Promising Results in Patients with Osteonecrosis of the Femoral Head. *J Med Assoc Thai.* 2015;98:768–774.
164. Floerkemeier T, Budde S, Gronewold J, Radtke K, Ettinger M, Windhagen H, von Lewinski G. Short-stem hip arthroplasty in osteo- necrosis of the femoral head. *Arch Orthop Trauma Surg* 2015;135:715–722.
165. Windhagen H, Chincisan A, Choi H, Thorey F. Soft-tissue balance in short and straight stem total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2015;38:14–20.

166. Coutandin M, Afghanyar Y, Rehbein P, Dargel J, Drees P, Kutzner KP. Downsizing in total hip arthroplasty. A short stem as a revision implant. *Orthopade*. 2022;51(3):230-238.
167. Bostian PA, Grisez BT, Klein AE, Frye BM. Complex Primary Total Hip Arthroplasty: Small Stems for Big Challenges. *Arthroplast Today*. 2021;8:150-156.
168. Höhle P, Schröder S, Pfeil J. Comparison between preoperative digital planing and postoperative outcomes in 197 hip endoprosthesis cases using short stem prosthesis. *Clin Biochem*. 2014;30:46-52.
169. Bieger R, Ignatius A, Decking R, Claes L, Reichel H, Durselen L. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(2):158-164.
170. Kim YH, Oh JH. A comparison of a conventional versus a short, anatomical metaphyseal-fitting cementless femoral stem in the treatment of patients with a fracture of the femoral neck. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2012;94(6):774-781.
171. Barenius B, Inngul C, Alagic Z, Enocson A. A randomized controlled trial of cemented versus cementless arthroplasty in patients with a displaced femoral neck fracture: a four-year follow-up. *Bone Joint J*. 2018;100-B(8):1087-1093.
172. Lee SJ, Yoon KS. Favorable Functional Recovery and Stem Stability after Hip Arthroplasty with a Short Metaphyseal Stem in Elderly Patients with Osteoporotic Femoral Neck Fractures. *Hip Pelvis*. 2019;31(1):11-7.
173. Kim YH, Jang YS. Long-Term Clinical and Radiographic Results of an Ultra-Short Metaphyseal-Fitting Non-Anatomic Cementless Stem in Patients with Femoral Neck Fracture. *J Arthroplasty*. 2021;36(6):2105-2109.
174. Melisik M, Hrubina M, Daniel M, Cibula Z, Rovnak M, Necas L. Ultra-short cementless anatomical stem for intracapsular femoral neck fractures in patients younger than 60 years. *Acta Orthop Belg*. 2021;87(4):619-627.
175. Charnley J. Biomechanics. In: Charnley J. *Low Friction Arthroplasty of the Hip. Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer; 1979: 332–344.
176. Schidlo C, Becker C, Jansson V, Refior J. Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z Orthop*. 1999;137:259–264.
177. Kutzner KP, Hechtner M, Pfeil D, Rehbein P, Kovacevic MP, Schneider M, Siebert W, Pfeil J. Incidence of heterotopic ossification in minimally invasive short-stem THA using the modified anterolateral approach. *Hip Int*. 2017;27(2):162-168.

178. Mathys AG Bettlach EO. Operationstechnik optimys-Kurzschafft Bettlach, Schweiz [zitiert am 15.12.2022] URL: https://www.mathysmedical.com/Storages/User/Dokumente/Operationstechnik/Huefte/OP-Technik_optimys_DE_V03.pdf; 2019.
179. Naal FD, Sieverding M, Impellizzeri FM, von Knoch F, Mannion AF, Leunig M. Reliability and validity of the cross-culturally adapted German Oxford hip score. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(4):952-957.
180. Harris KK, Price AJ, Beard DJ, Fitzpatrick R, Jenkinson C, Dawson J. Can pain and function be distinguished in the Oxford Hip Score in a meaningful way? AN EXPLORATORY AND CONFIRMATORY FACTOR ANALYSIS. *Bone Joint Res.* 2014;3(11):305-309.
181. Dawson J. Oxford Hip Score. In: Michalos AC, Hrsg. *Encyclopedia of Quality of Life and Well-Being Research*: Springer; 2014.
182. Söderman P, Malchau H. Is the Harris Hip Score System Useful to Study the Outcome of Total Hip Replacement. *Clin Orthop* 2001.384:189-197.
183. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty: An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1969;51:737-755.
184. Vishwanathan K, Akbari K, Patel AJ. Is the modified Harris hip score valid and responsive instrument for outcome assessment in the Indian population with pertrochanteric fractures? *J Orthop.* 2018;15(1):40-46.
185. Li WC, Shih CH, Ueng SW, Shih HN, Lee MS, Hsieh PH. Uncemented total hip arthroplasty in chronic hemodialysis patients. *Acta Orthop.* 2010;81(2):178-182.
186. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bogner B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone.* 1993;14(3):231-242.
187. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res.* 1988(235):148-165.
188. Krismer M, Bauer R, Tschupik J, Mayrhofer P. EBRA: a method to measure migration of acetabular components. *J Biomech.* 1995;28(10):1225-1236.
189. Biedermann R, Krismer M, Stockl B, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzen H. Accuracy of EBRA-FCA in the measurement of migration of femoral components of total hip replacement. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse-femoral component analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(2):266-272.
190. Krismer M, Tschupik JP, Bauer R, Mayrhofer P, Biedermann R. Einzel- Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. *Der Orthopäde.* 1997;7:26(3):229-236.

191. Krismer M, Biedermann R, Stockl 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 analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(2):273-280.
192. Beaulé PE, Krismer M, Mayrhofer P, Wanner S, Le Duff M, Mattesich M, et al. EBRA-FCA for measurement of migration of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(5):741-744.
193. "short stem cementless" - Suche bei PubMed [zitiert am 06.01.2024] URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/?term=short+stem+cementless&sort=pubdate; 2024>.
194. "short stem cementless neck fracture" - Suche bei PubMed [zitiert am 06.01.2024] URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/?term=short+stem+cementless+neck+fracture&sort=pubdate; 2024>.
195. van Oldenrijk J, Molleman J, Klaver M, Poolman RW, Haverkamp D. Revision rate after short-stem total hip arthroplasty: a systematic review of 49 studies. *Acta Orthop.* 2014;85(3):250-258.
196. Kutzner KP, Maurer SM, Meinecke I, Heers G, Bosson D. Survivorship, complications and patient-reported outcomes in calcar-guided short-stem THA: prospective mid-term multicenter data of the first 879 hips. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2023;143(2):1049-1059.
197. Cummings SR, Melton LJ. Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. *Lancet.* 2002;359(9319):1761-1767.
198. Smektala R, Grams A, Pientka L, Schulze-Raestrup U. Leitlinie oder Landrecht bei der Versorgung der Schenkelhalsfraktur? Eine Analyse der Versorgungssituation in Nordrhein-Westfalen. *Deutsches Ärzteblatt.* 2008;105:295-302.
199. Raunest J, Engelmann R, Jonas M, Derra E. Morbidität und Letalität bei hüftgelenknahen Femurfrakturen in höheren Lebensalter. *Der Unfallchirurg.* 2001;104:325-332.
200. Rupp M, Walter N, Pfeifer C, Lang S, Kerschbaum M, Krutsch W, Baumann F, Alt V. The Incidence of Fractures Among the Adult Population of Germany—an Analysis From 2009 through 2019. *Deutsches Ärzteblatt.* 2021;118:665-669.
201. Scholes S, Panesar S, Shelton NJ, Francis RM, Mirza S, Mindell JS, Donaldson LJ. Epidemiology of lifetime fracture prevalence in England: a population study of adults aged 55 years and over. *Age Ageing.* 2014;43(2):234-240.
202. Lippuner K, Johansson H, Kanis JA, Rizzoli R. Remaining lifetime and absolute 10-year probabilities of osteoporotic fracture in Swiss men and women. *Osteoporos Int.* 2009;20(7):1131-1140.
203. Beck A, Ruter A. Therapiekonzepte bei Schenkelhalsfrakturen. Teil 1. *Chirurg.* 2000;71(2):240–248.

204. Institut für Qualitätssicherung im Gesundheitswesen (IQTIG). Hüftgelenkversorgung: Hüftgelenknahe Femurfraktur mit osteosynthetischer Versorgung. Erfassungsjahr 2023. zitiert am: 20.02.2023 URL: https://iqtig.org/downloads/auswertung/2023/hgvosfrak/DeQS_HGV-OSFRAK_2023_QIDB-RR-P_V01_2022-02-18_01.pdf; 2023.
205. Henne-Bruns D. Chirurgie. Spezielle Traumatologie. Stuttgart: Thieme; 2012.
206. Beck A, Rüter A. Schenkelhalsfrakturen –Diagnostik und therapeutisches Vorgehen, Unfallchirurg. 1998;101:634–648.
207. Akinleye SD, Garofolo G, Culbertson MD, Homel P, Erez O. The Role of BMI in Hip Fracture Surgery. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* 2018;9:2151458517747414.
208. Kanis J, Johnell O, Gullberg B, Allander E, Elffors L, Ranstam J, Dequeker J, Dilsen G, Gennari C, Vaz AL, Lyritis G, Mazzuoli G, Miravet L, Passeri M, Perez Cano R, Rapado A, Ribot C. Risk factors for hip fracture in men from southern Europe: the MEDOS study. Mediterranean Osteoporosis Study. *Osteoporos Int.* 1999;9(1):45-54.
209. Grisso JA, Kelsey JL, O'Brien LA, Miles CG, Sidney S, Maislin G, LaPann K, Moritz D, Peters B. Risk factors for hip fracture in men. Hip Fracture Study Group. *Am J Epidemiol.* 1997;145(9):786-793.
210. Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox KM, Ensrud KE, Cauley J, Black D, Vogt TM. Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *N Engl J Med.* 1995;332(12):767-773.
211. Gumustas S, Tosun HB, Isyar M, Serbest S, Oznam K, Bulut G. Femur neck fracture in young adults, is it really an urgent surgery indication: retrospective clinical study. *Pan Afr Med J.* 2018;30:112.
212. Hack J, Bücking B, Eschbach D, Ruchholtz S. Hip arthroplasty after trauma. What are the big points? *Trauma und Berufskrankheit* 2017;19:192–197.
213. Gottschalk A, Van Aken H, Zenz M, Standl T. Ist Anästhesie gefährlich? *Dtsch Arztebl Int* 2011;108(27): 469-474.
214. Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2014;85(2):123-127.
215. Asayama I, Chamnongkich S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005;20(4):414-420.
216. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA, Rothman RH, Hozack WJ. Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(12):2310-2317.

217. Haleem AM, Wiley KF, Kuchinad R, Rozbruch SR. Total Hip Arthroplasty in Patients With Multifactorial Perceived Limb Length Discrepancy. *J Arthroplasty*. 2017;32(10):3044-3051.
218. Barça F, Demir EB, Ibolar M, Atilla HA, Akdoğan M. Do all short stem types restore biomechanical parameters of the hip? Comparison according to femoral neck osteotomy levels. *Int Orthop*. 2024; Epub ahead of print. PMID: 38589708.
219. Hanstein T, Kumpe O, Mittelmeier W, Skripitz R. Teilzementierte und unzementierte Hüftendoprothetik - Deckungsbeitrag im deutschen Fallpauschalensystem. *Die Orthopädie*. 2015;44:617-622.
220. Yu H, Liu H, Jia M, Hu Y, Zhang Y. A comparison of a short versus a conventional femoral cementless stem in total hip arthroplasty in patients 70 years and older. *J Orthop Surg Res*. 2016;11:33.
221. Loweg L, Kutzner KP, Trost M, Hechtner M, Drees P, Pfeil J, Schneider M. 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*. 2018;28(2):269-725.
222. DeGenova DT, Passias BJ, Paulini AS, Myers PM, Dues B, Taylor BC. The Effect of Obesity on Hemiarthroplasty and Total Hip Arthroplasty for Femoral Neck Fractures. *J Long Term Eff Med Implants*. 2024;34(2):53-60.
223. Pogliacomi F, Schiavi P, Grappiolo G, Ceccarelli F, Vaienti E. Outcome of short versus conventional stem for total hip arthroplasty in the femur with a high cortical index: a five year follow-up prospective multicentre comparative study. *Int Orthop*. 2020;44(1):61-68.
224. Schairer WW, Lane JM, Halsey DA, Iorio R, Padgett DE, McLawhorn AS. The Frank Stinchfield Award : Total Hip Arthroplasty for Femoral Neck Fracture Is Not a Typical DRG 470: A Propensity-matched Cohort Study. *Clin Orthop Relat Res*. 2017;475(2):353-360.
225. Olthof M, Stevens M, Bulstra SK, van den Akker-Scheek I. The association between comorbidity and length of hospital stay and costs in total hip arthroplasty patients: a systematic review. *J Arthroplasty*. 2014;29(5):1009-1014.
226. Loppini M, Della Rocca A, Ferrentino D, Pizzi C, Grappiolo G. Blood loss in primary total hip arthroplasty with a short versus conventional cementless stem: a retrospective cohort study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2020;140(10):1551-1558.
227. Pfeil J, Hrsg., Hüftchirurgie. Dresden: Steinkopff-Verlag; 2008;8:53-70.
228. Hoppenfeld P, De Boar P, Buckley R. Surgical exposures in orthopaedics: The anatomic approach. Philadelphia: Wolters&Kluwer; 2016.
229. Stadler C, Schauer B, Brabec K, Schopper C, Gotterbarm T, Luger M. A neck-sparing short stem shows significantly lower blood loss in total hip arthroplasty compared to a neck-resecting short stem. *Sci Rep* 2023;13:19695.

230. Leicht H, Gaertner T, Gunster C, Halder AM, Hoffmann R, Jeschke E, Malzahn J, Tempka A, Zacher J. Time to Surgery and Outcome in the Treatment of Proximal Femoral Fractures. *Dtsch Arztebl Int.* 2021;118(26):454-461.
231. Lidder S, Epstein DJ, Scott G. A systematic review of short metaphyseal loading cementless stems in hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2019;101-B(5):502-511.
232. Tkacz R, Larysz D, Przybylski R, Tkacz M, Safranow K, Tarnowski M. Short-Term Functional Outcomes of Short Femoral Neck Stems Are the Same as Those of Conventional Stems in Primary Total Hip Arthroplasty. *International journal of environmental research and public health.* 2022;19:4670.
233. Banaszkiwicz PA, Kader DF. Traumatic Arthritis of the Hip After Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty: An End-Result Study Using a New Method of Result Evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1969;51(4):737-755.
234. Ender SA, Machner A, Hubbe J, Pap G, Neumann HW. Mid-Term Results of the Cementless Femoral Neck Prosthesis CUT. *Z Orthop* 2006;144:477-483.
235. Traulsen FC, Hassenpflug J, Hahne HJ. Long term results with cement-free total hip prostheses (Zweymuller). *Z Orthop.* 2001;139:206-211.
236. Weissinger M, Helmreich C. Langfristige Resultate mit dem zementfreien Alloclassic-Schaft nach Zweymüller. *Z Orthop.* 2001;139:200-205.
237. Elstad ZM, Buckner JF, Taunton MJ, Sherman CE, Ledford CK, Wilke BK. Outcomes of Total Hip Arthroplasty Via the Direct Anterior vs Alternative Approaches for Acute Femoral Neck Fractures. *Arthroplast Today.* 2021;8:92-95.
238. Tabori-Jensen S, Hansen TB, Bovling S, Aalund P, Homilius M, Stilling M. Good function and high patient satisfaction at mean 2.8 years after dual mobility THA following femoral neck fracture: a cross-sectional study of 124 patients. *Clin Interv Aging.* 2018;13:615-621.
239. Nilsson A, Bremander A. Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2011;63:200-207.
240. Wang J, Deng Z, Huang B, Zhao Z, Wan H, Ding H. The short-term outcomes of cementless stem for hip arthroplasty in the elderly patients: comparison with patients < 65 years. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):1070.
241. McLaughlin JR, Lee KR. The outcome of total hip replacement in obese and non-obese patients at 10- to 18-years. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(10):1286-1292.

242. Onggo et al J. Greater risk of complications, infections, and revisions in the obese versus non-obese total hip arthroplasty population of 2,190,824 patients: a meta-analysis and systemic review. *Osteoarthritis Cartilage*. 2020;28:31–44.
243. Maradit Kremers H, Visscher SL, Kremers WK, Naessens JM, Lewallen DG. Obesity increases length of stay and direct medical costs in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(4):1232-1239.
244. Kavanagh BF, Dewitz MA, Ilstrup DM, Stauffer RN, Coventry MB. Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71(10):1496-1503.
245. Olsson SS, Jernberger A, Tryggo D. Clinical and radiological long-term results after Charnley-Muller total hip replacement. A 5 to 10 year follow-up study with special reference to aseptic loosening. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(5):531-542.
246. Gkagkalis G, Goetti P, Mai S, Meinecke I, Helmy N, Bosson D, Kutzner KP. Cementless short-stem total hip arthroplasty in the elderly patient - is it a safe option?: a prospective multicentre observational study. *BMC Geriatr*. 2019;19(1):112.
247. Nash W, Harris A. The Dorr type and cortical thickness index of the proximal femur for predicting peri-operative complications during hemiarthroplasty. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2014;22(1):92-95.
248. 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;71(4):629-631.
249. Malchau H, Karrholm J, Wang YX, Herberts P. Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. Digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients. *Acta Orthop Scand*. 1995;66(5):418-424.
250. Karrholm 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(344):94-110.
251. Bragdon CR, Malchau H, Yuan X, Perinchief R, Karrholm J, Borlin 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):688-695.
252. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1989;232:1-51.
253. Wilkinson JM, Hamer AJ, Elson RA, Stockley I, Eastell R. Precision of EBRA-Digital software for monitoring implant migration after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002;17(7):910-916.
254. Strom H, Nilsson O, Milbrink J, Mallmin H, Larsson S. Early migration pattern of the uncemented CLS stem in total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:127-132.

255. Nieuwenhuijse M, Valstar E, Nelissen R. 5-year clinical and radiostereometric analysis (RSA) follow-up of 39 CUT femoral neck total hip prostheses in young osteoarthritis patients. *Acta Orthop.* 2012;83:334-341.
256. Schmidutz F, Graf T, Mazoochian F, Fottner A, Bauer-Melnyk A, Jansson V. Migration analysis of a metaphyseal anchored short-stem hip prosthesis. *Acta Orthop.* 2012;83(4):360-365.
257. White CA, Carsen S, Rasuli K, Feibel RJ, Kim PR, Beaulé PE. High incidence of migration with poor initial fixation of the Accolade stem. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(2):410-417.
258. 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 Int.* 2022;32(2):160-165.
259. Budde S, Seehaus F, Schwarze M, Hurschler C, Floerkemeier T, Windhagen H, Noll Y, Ettinger M, Thorey F. Analysis of migration of the Nanos® short-stem hip implant within two years after surgery. *Int Orthop.* 2016;40(8):1607-1614.
260. 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.* 2014;134(7):1003-1008.
261. Ferguson RJ, Broomfield JA, Malak TT, Palmer AJR, Whitwell D, Kendrick B, Taylor A, Glyn-Jones S. Primary stability of a short bone-conserving femoral stem: a two-year randomized controlled trial using radiostereometric analysis. *Bone Joint J.* 2018;100-B(9):1148-1156.
262. Anderl C, Johl C, Kruger T, Hubel W, Weigert U, Mittelstaedt H, Ortmaier R. Subsidence after calcar-guided short stem total hip arthroplasty: five-year results of a prospective multicentre study. *Int Orthop.* 2024;48(1):229-234.
263. 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.* 2012;36(5):941-947.
264. Haverkamp D, Klinkenbijn MN, Somford MP, Albers GH, van der Vis HM. Obesity in total hip arthroplasty--does it really matter? A meta-analysis. *Acta Orthop.* 2011;82(4):417-422.
265. Bishop NE, Burton A, Maheson M, Morlock MM. Biomechanics of short hip endoprostheses--the risk of bone failure increases with decreasing implant size. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(7):666-674.
266. Charette RS, Sloan M, Lee GC. Not all hip arthroplasties are created equal: increased complications and re-admissions after total hip arthroplasty for femoral neck fractures compared with osteoarthritis. *Bone Joint J.* 2019;101-B:84-90.

267. Ettinger M, Ettinger P, Lerch M, Radtke K, Budde S, Ezechieli M, Becher C, Thorey F. The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. *Hip Int.* 2011;21(5):583-586.
268. Thorey F, Hoefler C, Abdi-Tabari N, Lerch M, Budde S, Windhagen H. Clinical results of the metha short hip stem: a perspective for younger patients? *Orthop Rev (Pavia)*. 2013;5(4):e34.
269. Luger M, Hipmair G, Schopper C, Schauer B, Hochgatterer R, Allerstorfer J, Gotterbarm T, Klasan A. Low rate of early periprosthetic fractures in cementless short-stem total hip arthroplasty using a minimally invasive anterolateral approach. *J Orthop Traumatol.* 2021;22(1):19.
270. Steinbruck A, Grimberg AW, Elliott J, Melsheimer O, Jansson V. Short versus conventional stem in cementless total hip arthroplasty : An evidence-based approach with registry data of mid-term survival. *Orthopäde.* 2021;50(4):296-305.
271. Afghanyar Y, Coutandin M, Schneider M, Drees P, Kutzner KP. Conversion of failed internal fixation in proximal femur fractures using calcar-guided short-stem total hip arthroplasty. *J Orthop Traumatol.* 2022;23(1):34.
272. Parvizi J, Picinic E, Sharkey PF. Revision total hip arthroplasty for instability: surgical techniques and principles. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(5):1134-1142.
273. Wetters NG, Murray TG, Moric M, Sporer SM, Paprosky WG, Della Valle CJ. Risk factors for dislocation after revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(2):410-416.
274. Fahad S, Nawaz Khan MZ, Aqueel T, Hashmi P. Comparison of bipolar hemiarthroplasty and total hip arthroplasty with dual mobility cup in the treatment of old active patients with displaced neck of femur fracture: A retrospective cohort study. *Ann Med Surg (Lond)*. 2019;45:62-65.
275. Lamo-Espinosa JM, Gómez-Álvarez J, Gatica J, Suárez Á, Moreno V, Díaz de Rada P, Valentí-Azcárate A, Alfonso-Olmos M, San-Julián M, Valentí-Nin JR. Cemented Dual Mobility Cup for Primary Total Hip Arthroplasty in Elder Patients with High-Risk Instability. *Geriatrics (Basel)*. 2021;6(1):23.
276. Gausden EB, Cross WW, Mabry TM, Pagnano MW, Berry DJ, Abdel MP. Total Hip Arthroplasty for Femoral Neck Fracture: What Are the Contemporary Reasons for Failure? *J Arthroplasty.* 2021;36(7S):272-276.
277. Hauer G, Heri A, Klim S, Puchwein P, Leithner A, Sadoghi P. Survival Rate and Application Number of Total Hip Arthroplasty in Patients With Femoral Neck Fracture: An Analysis of Clinical Studies and National Arthroplasty Registers. *J Arthroplasty.* 2020;35(4):1014-1022.

278. Müller-Mai C. Einjahresverläufe nach Schenkelhalsfraktur des älteren Patienten – Auswertung von Krankenkassendaten. 12. Deutscher Kongress für Versorgungsforschung Berlin, 23.10.-25.10.2013.
279. Haleem S, Lutchman L, Mayahi R, Grice JE, Parker MJ. Sterblichkeit nach Hüftfrakturen: Trends und geografische Unterschiede in den letzten 40 Jahren. *Injury*. 2008;39:1157–1163.
280. Keene GS, Parker MJ, Pryor GA. Mortalität und Morbidität nach Hüftfrakturen. *BMJ Br Med J*. 1993;307:1248.
281. Viberg B, Frøslev T, Overgaard S, Pedersen AB. Mortalität und Revisionsrisiko nach Schenkelhalsfraktur: Vergleich der internen Fixierung bei nicht verschobener Fraktur mit einer Arthroplastik bei verschobener Fraktur: eine bevölkerungsbasierte Studie aus dänischen nationalen Registern. *New Pub Med Journals Sweden*. 2020;92:163-169.

8 Anhang

8.1 Patienteninformation



St. Josefs-Hospital
Wiesbaden GmbH

Akademisches Lehrkrankenhaus der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Chefarzt Prof. Dr. med. Joachim Pfeil

Ansprechpartner Walz
Telefon (0173)7202574
E-Mail alwalz@students.uni.mainz.de

Datum 17.10.2025

ST. JOSEFS-HOSPITAL • ORTHOPÄDISCHE KLINIK
BEETHOVENSTRASSE 20 • 65189 WIESBADEN

An die
Patienten des St. Josefs-Hospitals
Wiesbaden
Beethovenstraße 20
65189 Wiesbaden

Patienteninformation zur Teilnahme an einer Studie

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

Wir informieren Sie über die Teilnahme an einer Studie, welche wir hier in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des St. Josefs Hospital Wiesbaden durchführen.

Solche Studien sind zur Gewinnung und Erweiterung von Erkenntnissen über die Behandlungsformen bzw. Behandlungsergebnissen notwendig und helfen zukünftig die bestmögliche Therapie für unsere Patienten zu finden.

Die Studie, die wir Ihnen hier vorstellen dient der Analyse der Verlaufsergebnisse der bereits bei Ihnen durchgeführten Kurzschaftprothesenimplantation bei Schenkelhalsfraktur. Diese wurde, wie gesetzlich vorgeschrieben, von der zuständigen Ethikkommission geprüft und - da keine ethischen oder berufsrechtlichen Bedenken bestehen - zustimmend bewertet.

Zuerst möchten wir Sie darauf hinweisen, dass die Teilnahme an dieser Studie freiwillig ist. Sie werden in diese Studie also nur dann einbezogen, wenn Sie dazu schriftlich Ihre Einwilligung erklären. Sofern Sie nicht teilnehmen oder später aus dem Studienverlauf ausscheiden möchten, erwachsen Ihnen daraus keinerlei Nachteile für Ihre weitere medizinische Behandlung.

Sie wurden bereits auf die geplante Studie angesprochen. Der nachfolgende Text soll Ihnen die Ziele und den Ablauf erläutern. Anschließend wird ein Arzt das Aufklärungsgespräch mit Ihnen führen. Bitte zögern Sie nicht, alle Punkte anzusprechen, die Ihnen unklar sind. Sie werden danach ausreichend Bedenkzeit erhalten, um über Ihre Teilnahme zu entscheiden.

1.) Warum wird diese Studie durchgeführt?

Die Behandlung von Patienten mit Hüftendoprothesen-Implantation hat in den letzten Jahren einen deutlichen Wandel vollzogen. Durch schonendere Operationsmethoden mit knochenparender Technik und Implantation einer Kurzschaftprothese hat sich mittlerweile ein neuer Standard zur bewährten Versorgung mit einem „längeren“ Prothesenmodell entwickelt. Als Therapie des reinen Gelenkverschleißes liegen hier inzwischen zahlreiche und gleichwertige Ergebnisse in den entsprechenden Studien vor.

In Ihrem Fall wurde die Indikation zur Hüftprothesenimplantation auf Grund eines Oberschenkelhalsbruches gestellt. Die empfohlene Versorgung wurde bei Ihnen in unserem Hause mit einer Kurzschaftendoprothese in knochenparender, minimal-invasiver Technik durchgeführt.

Wir sind davon überzeugt, dass die Behandlung mit einer knochenparenden Kurzschaftprothese nicht nur beim Gelenkverschleiß, sondern auch bei der Art Ihrer Verletzung das optimale Verfahren darstellt.

Im Vergleich zu den zahlreichen Daten beim reinen Gelenkverschleiß, liegen, bezüglich der Verwendung von Kurzschaftprothesen bei einem Oberschenkelhalsbruch, noch keinerlei längerfristige internationale Studiendaten vor.

Wir haben diese Studie initiiert, um die Wertigkeit einer Kurzschaftprothesen-Implantation bei Oberschenkelhalsbrüchen darzustellen. Hierfür ist es optimal, Verlaufsergebnisse zu analysieren. Im Rahmen der regelhaften Nachuntersuchungen wurde ihr Heilungsverlauf wie gewohnt dokumentiert.

Die Ergebnisse werden in Form eines international gültigen klinischen Untersuchungsscore und in der Befundung von aktuellen Röntgenaufnahmen bewertet.

2.) Wie ist der Ablauf der Studie und was muss ich bei der Teilnahme beachten?

Anhand der gesammelten Daten aus ihren bisherigen Verlaufskontrollen kann im Rahmen einer Statistik eine Aussage über die Wertigkeit der Kurzschaftprothesenimplantation nach Oberschenkelhalsbruch erfolgen. Im Rahmen einer routinemäßigen Kontrolle nach 5 Jahren nach der Operation, für welche wir Sie einladen werden, können erneut entsprechende Daten dokumentiert und ausgewertet werden.

3.) Welchen persönlichen Nutzen habe ich von der Teilnahme an dieser Studie?

Einen direkten persönlichen Nutzen haben Sie durch eine Teilnahme an der Studie nicht. Die endgültigen Ergebnisse müssen zunächst ausgewertet werden und könnten dann richtungsweisend für die Versorgung zukünftiger Patienten sein. Sie unterstützen somit im weitesten Sinne das Vorantreiben der medizinischen Forschung.

4.) Welche Risiken sind mit der Teilnahme an dieser Studie verbunden?

Für Sie entstehen im Rahmen dieser Studie keine zusätzlichen Risiken.

5.) Kann meine Teilnahme an der Studie vorzeitig beendet werden?

Sie können jederzeit, auch ohne Angabe von Gründen, Ihre Teilnahme beenden, ohne dass Ihnen dadurch irgendwelche Nachteile bei Ihrer medizinischen Behandlung entstehen.

6.) Was geschieht mit meinen Daten?

Während der Behandlung wurden medizinische Befunde und Daten, sowie persönliche Informationen von Ihnen erhoben und in Ihrer persönlichen Akte bzw. in Fragebögen niedergeschrieben oder elektronisch gespeichert. Zunächst werden Ihre Daten in unserem Hause pseudonymisiert.

Pseudonymisiert bedeutet, dass keine Angaben von Namen oder Initialen verwendet werden, sondern nur ein Nummern- und / oder Buchstabencode, evtl. mit Angabe des Geburtsjahres.

Eine Weitergabe von Patientendaten erfolgt nur in anonymisierter Form. Dritte erhalten keinen Einblick in Originalunterlagen.

Bei Rücktritt von der Studie werden wir bei Ihnen anfragen, ob Sie mit der Auswertung der bereits gesammelten Daten einverstanden sind; sollte dem nicht so sein, werden ihre Daten umgehend gelöscht.

Gemäß § 34 BDSG haben Sie das Recht auf Auskunft über Ihre durch uns gespeicherten Daten sowie gemäß § 35 BDSG das Recht auf Berichtigung unrichtiger Daten bzw. auf Löschung/Sperrung unzulässig gespeicherter Daten.

7.) An wen wende ich mich bei weiteren Fragen?

Sie können jederzeit Informationen einholen bei:

Dr. med. Michael Schneider
Sektionsleiter Unfallchirurgie
St. Josefs Hospital Wiesbaden
Beethovenstr. 20
65189 Wiesbaden
Tel.: 0611-1773401

Alexander Walz
Student der Humanmedizin
Johannes Gutenberg-Universität
Mainz
Tel.: 0173-7202574

Wir danken Ihnen für Ihre Teilnahme.

Dr. med. M. Schneider

Alexander Walz

8.2 Einwilligung zur Teilnahme an der Studie



St. Josefs-Hospital
Wiesbaden GmbH

Akademisches Lehrkrankenhaus der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Chefarzt Prof. Dr. med. Joachim Pfeil

ST. JOSEFS-HOSPITAL • ORTHOPÄDISCHE KLINIK
BEETHOVENSTRASSE 20 • 65189 WIESBADEN

An die
Studienteilnehmer

Ansprechpartner Walz
Telefon (0173)7202574
e-mail alwalz@students.uni.mainz.de

Datum 17.10.2025

Einwilligungserklärung

Klinische und radiologische Ergebnisse nach Therapie der medialen Schenkelhalsfraktur mittels zementfreier Kurzschauftendoprothese

.....
Name des Patienten in Druckbuchstaben

geb. am Teilnehmer-Nr.

Ich bin in einem persönlichen Gespräch durch den aufklärenden Arzt

.....
Name der Ärztin / des Arztes

ausführlich und verständlich über die Studie sowie über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt worden. Ich habe darüber hinaus den Text der Patienteninformation sowie die hier nachfolgend abgedruckte Datenschutzerklärung gelesen und verstanden. Ich hatte die Gelegenheit, mit dem Arzt über die Durchführung der Studie zu sprechen. Alle meine Fragen wurden zufriedenstellend beantwortet.

Möglichkeit zur Dokumentation zusätzlicher Fragen seitens des Patienten oder sonstiger Aspekte des Aufklärungsgesprächs:

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden.

Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich), ohne dass mir daraus Nachteile für meine medizinische Behandlung entstehen.

Datenschutz:

Mir ist bekannt, dass bei dieser Studie personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der Studie folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, das heißt ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der Studie teilnehmen.

1. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie personenbezogene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit und meine ethnische Herkunft, über mich erhoben und in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern im St. Josefs Hospital aufgezeichnet werden. Soweit erforderlich, dürfen die erhobenen Daten pseudonymisiert (verschlüsselt) weitergegeben werden:

a) an eine vom Studienleiter beauftragte Stelle zum Zwecke der wissenschaftlichen Auswertung.

Ja Nein

2. Ich bin damit einverstanden, dass Gesundheitsdaten bei mitbehandelnden Ärzten erhoben oder eingesehen werden, soweit dies für die ordnungsgemäße Durchführung und Überwachung der Studie notwendig ist. Insoweit entbinde ich diese Ärzte von der Schweigepflicht

Ja Nein

3. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie mindestens zehn Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht.

Ja Nein

Ich erkläre mich bereit, an der oben genannten Studie freiwillig teilzunehmen.

Ein Exemplar der Patienteninformation und Einwilligungserklärung habe ich erhalten. Ein Exemplar verbleibt im St. Josefs Hospital.

.....
Name des Patienten in Druckbuchstaben

.....
Datum Unterschrift des **Patienten**

Ich habe das Aufklärungsgespräch geführt und die Einwilligung des Patienten eingeholt.

.....
Name des Arztes / der Ärztin in Druckbuchstaben

.....
Datum Unterschrift des aufklärenden **Arztes / der Ärztin**

8.3 Harris Hip Score

Schmerzen		Punkte
Kein Schmerz		44
Leichter Schmerz	Gelegentliche Beschwerden oder geringgradige Schmerzwahrnehmung, die Aktivität ist nicht behindert	40
Geringe Schmerzen	Keine Auswirkung auf die durchschnittliche Aktivität, selten mäßige Schmerzen nach ungewohnten Tätigkeiten, gelegentlich z.B. Aspirin	30
Mäßige Schmerzen	Schmerz erträglich, regelmäßige Arbeit möglich, jedoch Behinderung bei gewöhnlicher Aktivität, gelegentlich stärkere Analgetika erforderlich	20
Deutliche Schmerzen	Starke, gelegentlich auftretende und wieder vergehende Schmerzen, ernstliche Einschränkungen des Aktivitätsniveaus	10
Schwere Schmerzen	Starker Schmerz auch im Bett, der Schmerz zwingt den Patienten, überwiegend im Bett zu bleiben, schwerste Beeinträchtigung	0
Tägliche Tätigkeiten		
Treppen	Eine Stufe nach der anderen ohne Nachziehen des Beins und ohne den Gebrauch eines Geländers	4
	Stufe nach Stufe ohne Nachziehen eines Beins, aber mit Geländer	2
	Treppengehen ist noch möglich mit beliebigen Hilfsmitteln	1
	Patient ist nicht in der Lage, Treppen zu steigen	0
Öffentliche Verkehrsmittel	Patient ist in der Lage, öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen	1
Sitzen	Patient kann bequem auf jedem Stuhl für 1 Stunde sitzen	5
	Patient kann bequem auf einem hohem Stuhl für eine halbe Stunde sitzen	3
	Patient ist nicht in der Lage, auf irgendeinem Stuhl bequem zu sitzen	0
Schuhe und Strümpfe	Patient kann ohne weiteres Strümpfe anziehen und Schuhe binden	4
	Patient kann unter Schwierigkeiten Strümpfe anziehen und Schuhe binden	2
	Patient ist nicht in der Lage, Schuhe oder Strümpfe anzuziehen	0
Gehfähigkeit		
Hinken	Kein Hinken	11
	Leichtes Hinken	8
	Mäßiges Hinken	5
	Schweres Hinken	0
Gehhilfen	keine	11
	Einzelner Stock für längere Strecken	7
	Einzelner Stock für die meiste Zeit	5
	Eine Unterarm-Gehstütze	3
	Zwei Stöcke	2
	Zwei Unterarm-Gehstützen oder Gehunfähigkeit	0
Entfernungen	unbegrenzt	11
	Zwei Kilometer	8
	200 bis 500 Meter	5
	Nur in der Wohnung	2
	Bett oder Stuhl	0

Fehlhaltungen und Deformitäten		
Adduktionskontraktur	Weniger als 10 Grad	1
	10 Grad oder mehr	0
Innenrotationskontraktur	Weniger als 10 Grad	1
	10 Grad oder mehr	0
Beugekontraktur	Weniger als 15 Grad	1
	15 Grad oder mehr	0
Beinlängendifferenz	Weniger als 3 cm	1
	3 cm oder mehr	0
Beugung	90 Grad oder mehr	1
	Weniger als 90 Grad	0
Abduktion	Mehr als 15 Grad	1
	15 Grad oder weniger	0
Adduktion	Mehr als 15 Grad	1
	15 Grad oder weniger	0
Außenrotation	30 Grad oder mehr	1
	Weniger als 30 Grad	0
Innenrotation	Mehr als 15 Grad	1
	15 Grad oder weniger	0

Interpretation nach Harris (1969):

90 – 100 Punkte	Hervorragendes Ergebnis
80 – 90 Punkte	Gutes Ergebnis
70 – 80 Punkte	Mäßiges Ergebnis
< 70 Punkte	Schlechtes Ergebnis.

8.4 Oxford Hip Score

Bitte beantworten Sie die folgenden 12 Fragen, indem Sie bei jeder Frage die zutreffende Zahl ankreuzen. Wählen Sie nur eine Antwort pro Frage.

Während der letzten 4 Wochen...

1. Wie würden Sie die Schmerzen beschreiben, die Sie üblicherweise in Ihrer Hüfte hatten?
 1. Keine
 2. Sehr Gering
 3. Gering
 4. Mäßig
 5. Stark

2. Hatten Sie wegen Ihrer Hüfte Schwierigkeiten, sich selbst zu waschen und abzutrocknen (am ganzen Körper)?
 1. Überhaupt keine Schwierigkeiten
 2. Sehr geringe Schwierigkeiten
 3. Mäßige Schwierigkeiten
 4. Extreme Schwierigkeit
 5. Unmöglich zu tun

3. Hatten Sie wegen Ihrer Hüfte Schwierigkeiten, in ein, bzw. aus einem Auto zu steigen oder öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen? (welches Sie eher benutzen)
 1. Überhaupt keine Schwierigkeiten
 2. Sehr geringe Schwierigkeiten
 3. Mäßige Schwierigkeiten
 4. Extreme Schwierigkeit
 5. Unmöglich zu tun

4. Konnten Sie sich ein Paar Socken, Strümpfe oder Strumpfhosen anziehen?
 1. Ja, leicht
 2. Mit geringen Schwierigkeiten
 3. Mit mäßigen Schwierigkeiten
 4. Mit extremen Schwierigkeiten
 5. Nein, unmöglich

5. Konnten Sie die Haushaltseinkäufe selbst erledigen?
 1. Ja, leicht
 2. Mit geringen Schwierigkeiten
 3. Mit mäßigen Schwierigkeiten
 4. Mit extremen Schwierigkeiten
 5. Nein, unmöglich

6. Wie lange konnten Sie gehen, bevor Sie starke Schmerzen in Ihrer Hüfte bekamen (mit oder ohne Stock)?
 1. Keine Schmerzen /> 30 Minuten
 2. 16 bis 30 Minuten
 3. 5 bis 15 Minuten
 4. Nur zu Hause
 5. Gar nicht

7. Konnten Sie eine Treppe hinauf gehen?
 1. Ja, leicht
 2. Mit geringen Schwierigkeiten
 3. Mit mäßigen Schwierigkeiten
 4. Mit extremen Schwierigkeiten
 5. Nein, unmöglich

8. Wie schmerzhaft war es für Sie wegen Ihrer Hüfte, nach einer Mahlzeit wieder vom Tisch aufzustehen?
 1. Gar nicht schmerzhaft
 2. Ein wenig schmerzhaft
 3. Mäßig schmerzhaft
 4. Sehr schmerzhaft
 5. Unerträglich

9. Haben Sie wegen Ihrer Hüfte beim Gehen gehinkt?
 1. Selten/nie
 2. Manchmal oder nur am Anfang
 3. Oft, nicht nur am Anfang
 4. Die meiste Zeit
 5. Die ganze Zeit

10. Hatten Sie plötzliche, starke Schmerzen – „einschießend“, „stechend“ oder „krampfartig“ – in Ihrer betroffenen Hüfte?

1. Nie
2. Nur 1 oder 2 Tage
3. Einige Tage
4. Die meisten Tage
5. Jeden Tag

11. Wie sehr haben Schmerzen in Ihrer Hüfte Ihre normale Arbeit (einschließlich Hausarbeit) beeinträchtigt?

1. Gar nicht
2. Ein wenig
3. Mäßig
4. Erheblich
5. Vollständig

12. Wurden Sie nachts im Bett durch Schmerzen in Ihrer Hüfte gestört?

1. Nie
2. Nur 1 oder 2 Nächte
3. Einige Nächte
4. Die meisten Nächte
5. Jede Nacht

9 Danksagung

10 Tabellarischer Lebenslauf

