

Der medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen

eingereicht von Prof. Dr. G. Köster

Rekonstruktion der Biomechanik und Knochenremodelling nach

Implantation einer neuen Kurzschaftprothese

INAUGURAL DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

der medizinischen Fakultät

der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Zisis Poulidis

aus

Thessaloniki, Griechenland

Göttingen 2020

Die vorliegende Dissertation wurde in Lorsch im Zeitraum von Januar 2014 bis April 2020 unter der Betreuung von Prof. Dr. Georg Köster angefertigt.

Dekan:	Prof. Dr. med. W. Brück
Referent/in	Prof. Dr. med. G. Köster
Ko-Referent/in:	PD Dr. Dr. Phillipp Brockmeyer

Datum der mündlichen Prüfung: 06.05.2021

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel „Rekonstruktion der Biomechanik und Knochenremodelling nach Implantation einer neuen Kurzschaftprothese“ eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den..... ..

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VI
Abkürzungsverzeichnis	VII

1.	Einleitung	1
1.1.	Kurzschafthprothesen	1
1.2.	Klassifikation von Kurzschafthprothesen	2
1.2.1.	Schenkelhalserhaltende Prothese	3
1.2.2.	Schenkelhalsteilerhaltende Prothese	3
1.2.3.	Schenkelhalsresezierende Prothese	3
1.3.	Rekonstruktion der Biomechanik (Offset und Beinlänge) in der Hüftendoprothetik	3
1.4.	Knochenumbauvorgänge nach Implantation Zementfrei-verankerter Hüftschäfte	4
1.5.	Zielsetzung	5
2.	Material und Methoden	6
2.1.	Patientenkollektiv	6
2.2.	Das untersuchte Implantat	8
2.3.	Operationstechnik	11
2.4.	Postoperative Nachbehandlung	15
2.5.	Klinische Evaluation	15
2.6.	Radiologische Evaluation	16
2.7.	Statistische Auswertung	20

3.	Ergebnisse	21
3.1.	Klinische Evaluation	21
3.1.1.	Harris-Hip-Score (HHS)	21
3.1.2.	University of California Los Angeles Activity Score (UCLA)	22
3.1.3.	12-item Short-Form Health Survey (SF-12)	22
3.2.	Biomechanik	24
3.2.1.	Beinlängendifferenz	24
3.2.2.	Offset	25
3.2.3.	Offsetveränderung und klinisches Ergebnis	26
3.3.	Radiologische Analyse	28
3.3.1.	Hypertrophe Knochenumbauvorgänge	29
3.3.2.	Atrophe Knochenumbauvorgänge	31
3.3.3.	Skleroselinien	32
3.3.4.	Lysesäume	33
3.3.5.	Osteolysen	35
3.3.6.	Periartikuläre Ossifikationen	35
3.3.7.	Schaftmigration	35
3.4.	Komplikationen	37
4.	Diskussion	38
4.1.	Patientenkollektiv	38
4.2.	Klinische Ergebnisse	40
4.2.1.	Harris-Hip-Score	40
4.2.2.	University of California Los Angeles activity Score	42
4.2.3.	12-item Short-Form Health Survey	43
4.3.	Biomechanik	44
4.3.1.	Offset	44
4.3.2.	Beinlängendifferenz	47
4.4.	Radiologische Analyse des Knochenremodellings	48
4.5.	Komplikationen	51

4.6.	Kritikpunkte der Studie	51
5.	Zusammenfassung	53
6.	Anhang	56
6.1.	Untersuchungsbogen	56
6.2.	Harris-Hip-Score	58
6.3.	University of California Los Angeles activity Score	60
6.4.	12-item Short-Form Health Survey	61
7.	Literaturverzeichnis	63

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Variable Einstellung des Schaftes. Nach Jerosch 2017	9
Abbildung 2	Der BreXis Schaft	10
Abbildung 3	Röntgenbilder vor und nach Implantation bei einer valgisch eingestellten Hüfte	12
Abbildung 4	Röntgenbilder vor und nach Implantation bei einer varisch eingestellten Hüfte	13
Abbildung 5	Durchleuchtungsbild der Raspelage während der Operation in a.-p. und axialer Projektion	13
Abbildung 6	Pfanne, Typ Trilogy	14
Abbildung 7	Pfanne, Typ BSC	14
Abbildung 8	Digitale präoperative Planung in zwei Ebenen	15
Abbildung 9	Bestimmung des Offsets und der Beinlängendifferenz präoperativ	17
Abbildung 10	Bestimmung des Offsets und der Beinlängendifferenz postoperativ	18
Abbildung 11	14 Zonen modifiziert für den Kurzschaft	19
Abbildung 12	Einzelvergleich des HHS bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ	21
Abbildung 13	Einzelvergleich des UCLA Activity Score bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ	22
Abbildung 14	Einzelvergleich des SF-12 (physische Gesundheit) bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ	23
Abbildung 15	Einzelvergleich des SF-12 (psychische Gesundheit) bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ	24
Abbildung 16	Gesamtoffsetrekonstruktion. Vergleich präoperatives und postoperatives Gesamtoffset auf der operierten Seite bei den 70 Patienten	26

Abbildung 17	Gesamtoffsetrekonstruktion. Vergleich postoperatives Gesamtoffset in mm auf der operierten Seite und präoperatives Offset auf der gesunden Gegenseite	26
Abbildung 18	Knochendichtezunahme in spongiösen Arealen Zwei Jahre postoperativ	29
Abbildung 19	Kortikale Hypertrophie zwei Jahre postoperativ	30
Abbildung 20	Kortikale Konsole zwei Jahre postoperativ	30
Abbildung 21	Hypertrophe Knochenumbauvorgänge - Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)	31
Abbildung 22	Knochenatrophie zwei Jahre postoperativ	31
Abbildung 23	Kalkarabrundung zwei Jahre postoperativ	32
Abbildung 24	Knochenatrophie - Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)	32
Abbildung 25	Skleroselinie zwei Jahre postoperativ	33
Abbildung 26	Skleroselinien - Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)	33
Abbildung 27	Lysesaum um die polierte Spitze der Prothese zwei Jahre postoperativ	34
Abbildung 28	Lysesaum - Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)	34
Abbildung 29	Brooker II, zwei Jahre postoperativ	35
Abbildung 30	Unveränderte Stellung des initial migrierten Schaftes nach zwei Jahren. Ausgangsbild a, direkt postoperativ b, zwei Jahre postoperativ c	36
Abbildung 31	Gute Osseointegration zwei Jahre postoperativ	36

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Seitenlokalisierung der Kurzschaftprothese	7
Tabelle 2	Nachuntersuchungszeitraum (Mittelwert \pm Standardabweichung)	7
Tabelle 3	Operationsindikationen	7
Tabelle 4	BMI	7
Tabelle 5	Follow-up-Werte HHS	21
Tabelle 6	Follow-up-Werte UCLA	22
Tabelle 7	Vergleichswerte präoperativ und Follow-up für den physischen SF-12	23
Tabelle 8	Vergleichswerte präoperativ und Follow-up für den psychischen SF-12	23
Tabelle 9	Beinlängendifferenz	24
Tabelle 10	Femorales und azetabuläres Offset sowie Gesamtoffset im Vergleich präoperativ zu postoperativ aller Patienten (n=70) auf der operierten Seite	25
Tabelle 11	Femorales und azetabuläres Offset sowie Gesamtoffset im Vergleich postoperativ auf der operierten Seite zu präoperativ auf der nicht operierten Gegenseite ohne relevante Pathologie (n = 54)	25
Tabelle 12	Offsetveränderung und klinische Scores	27
Tabelle 13	p Werte nach Vergleich der klinischen Scores zwischen den Gruppen je nach Ausmaß der postoperativen Offsetänderung	28
Tabelle 14	Zonale Erfassung der röntgenologischen Veränderungen nach Gruen/Johnston in Prozent (%)	37
Tabelle 15	Übersicht Kurzschaftstudien (Follow-up-Zeitraum, Modellen, Fallzahlen und Altersdurchschnitt)	40
Tabelle 16	Vergleich Harris-Hip-Score bei Kurzschaftimplantaten in der Literatur	41
Tabelle 17	Vergleich UCLA in der Literatur	43

Abkürzungsverzeichnis

a.-p.	anterior posterior
APS	atmosphärische Plasmaspritzen
BMI	Body-Mass-Index
CCD	Caput-Collum-Diaphyse
CT	Computertomographie
DEXA	Dual-Energy-X-Ray-Absorptiometrie
HA	Hydroxylapatit
HHS	Harris-Hip-Score
ISO	International Standard Organisation
PACS	Picture archiving and communication system
ROM	Range of motion
SF-12	12-item Short-Form
VPS	Vacuum Plasma Spraying
UCLA	University of California Los Angeles
WOMAC	Western Ontario and McMasters Universities Osteoarthritis Index

1. Einleitung

1.1. Kurzschaftprothesen

Die Indikationsstellung zur Implantation einer Hüftgelenktotalendoprothese wurde in der vergangenen Zeit zunehmend erweitert (Jerosch 2011). Vor Jahrzehnten waren Hauptindikationskriterien die erhebliche Schmerzhaftigkeit und die daraus resultierende Behinderung der unter Koxarthrose leidenden Patienten. Heute wird die Minderung der Lebensqualität als ausreichendes Indikationskriterium betrachtet. Zusätzlich wird die Zahl der Endoprothesen weiter steigen, da die Baby-Boomer-Generation zunehmend in das Endoprothesenalter kommt (Jerosch 2012). In Nordamerika wird ein Zuwachs der primären Hüftendoprothesen zwischen 2005 und 2030 von etwa 180% erwartet (Jerosch 2013). Ebenso wird das Patientengut zunehmend jünger. Die jüngeren Patienten erwarten postoperativ eine Schmerzfreiheit und eine vollständige Rückkehr in das Alltagsleben. Viele möchten weiterhin uneingeschränkt sportliche Aktivitäten jeglicher Art betreiben. Hier müssen Operation und Implantat einer vollkommen anderen Belastung gerecht werden, als bei Patienten im höheren Lebensalter (Morlock et al. 2001). Für die jüngeren, aktiven Patienten, die eine Revisionsoperation mit höchster Wahrscheinlichkeit erleben werden, wurden die Kurzschaftprothesen entwickelt. Seitdem die Oberflächenersatz-Modelle aufgrund der Problematik der Metall-Metall-Gleitpaarung fast vom Markt verschwunden sind, ist die Nachfrage für Kurzschäfte erheblich gestiegen (Jerosch 2012). In Deutschland werden derzeit bei etwa 15-20% der primären Hüftendoprothesenimplantationen Kurzschäfte verwendet (Brinkmann et al. 2015).

Grundsätzlich hat sich die zementfreie Schaftverankerung, wie sie bei Kurzschäften zur Anwendung kommt, bei dem Hüftgelenkersatz erfolgreich etabliert und wird seit mehr als drei Dekaden angewandt. Das Prinzip beruht auf einer primären Stabilisierung eines konischen Schaftes im Knochen bei der Operation und einer sekundären Osseointegration des Implantates aus einer Titanlegierung und rauer Oberfläche (Aldinger et al. 2009; Kolb et al. 2012; Vidalain 2011). Trotz des klinischen Erfolges dieses diaphysären beziehungsweise metadiaphysären Verankerungsprinzips beobachtete man im Verlauf proximal einen Knochenabbau, das sogenannte „stress shielding“ (Knutsen et al. 2017). Nachteile der zementfreien Standardschäfte mit langjährig bewährten Designformen (Typ Spotorno, Zweymüller,

Corail) sind die Kompromittierung von Knochen und Muskelansätzen im Bereich des Trochanter major sowie die fehlende Flexibilität bei der Einstellung des femoralen Offset. Mit dem Ziel der Optimierung dieses Verankerungsprinzips wurden verschiedene Kurzschafthprothesen entwickelt, die sich im Wesentlichen bezüglich ihres Verankerungsprinzips, der Verankerungstrecke und der Resektionsebene unterscheiden. Als vorteilhaft wird bei allen Typen von Kurzschäften der reduzierte Knochenverlust im Vergleich zu Standardimplantaten angeführt, der sich insbesondere bei etwaigen Revisionsoperationen auswirkt. Dieser resultiert zum einen aus dem reduzierten Implantatvolumen, zum anderen wird angenommen, dass proximale Krafteinleitung ein „stress shielding“ verhindert und so die Knochen substanz im metaphysären Anteil bewahrt (Salemyr et al. 2015).

Bessere funktionelle Ergebnisse sollen aus der Schonung der Hüftabduktoren resultieren, die durch das Design und die Art der Implantation von Kurzschäften mit einem Erhalt der lateralen Anteile des Trochanter major bedingt ist (Hube et al. 2004). Beides führt auch zu Vorteilen bei minimalinvasiven Operationstechniken (Wohlrab et al. 2008).

Als Nachteile werden die kurze Verankerungstrecke, die dadurch bedingte verminderte Stabilisierungsmöglichkeit und eine limitierte Rekonstruktion des Offsets diskutiert (Morlock und Bishop 2011). Nicht auszuschließen ist, dass die verminderte Oberfläche des Kurzschafthes die sekundäre knöcherne Integration beeinträchtigt. Fehlende Langzeitbeobachtungen lassen diesbezüglich noch keine verlässlichen Aussagen treffen.

1.2. Klassifikation von Kurzschafthprothesen

Eine einheitliche und allgemein anerkannte Definition von Kurzschafthprothesen existiert bisher nicht (Jerosch 2011). In verschiedenen Klassifikationen werden Kurzschafthprothesen kategorisiert. Neben den Klassifikationen von Learmonth (2009) und der joint implant surgery and research foundation (McTighe et al. 2014) hat sich in Deutschland die von Jerosch et al. (2012) publizierte Klassifikation etabliert. Kurzschäfte lassen sich demnach differenzieren in schenkelhalserhaltende, teilerhaltende und resezierende Systeme.

1.2.1. Schenkelhalserhaltende Prothese

Bei diesem Prothesentyp wird der Schenkelhals subkapital reseziert. Vorteilhaft gegenüber den anderen Kurzschaftprothesen ist der maximal mögliche Knochenerhalt. Hauptnachteile dieses Designs sind die eingeschränkte Versorgungsmöglichkeit für Fälle mit einem CCD-Winkel $> 125^\circ$ und die vergleichsweise anspruchsvolle Operationstechnik. Da der mittlere CCD-Winkel bei Patienten, die eine Hüftendoprothese benötigen nur etwa 125° beträgt, fallen viele Patienten schon durch diese Limitierung weg (Jerosch und Glameyer 2009). Typische Beispiele für dieses Implantatdesign sind die Spiron-Prothese (Fa. K-Implant) und die Silent-Prothese (Fa. Depuy). Letztere wurde jedoch bereits wieder vom Markt genommen.

1.2.2. Schenkelhalsteilerhaltende Prothese

Bei diesen Modellen ist die Resektionshöhe variabel (hohe subkapitale, mittlere, tiefe) und richtet sich nach dem CCD-Winkel. Bei einer normalen Hüfte wird die Resektion in der Mitte des Schenkelhalses parallel zur Kopf-Hals-Ebene durchgeführt. Bei der varischen Hüfte erfolgt eine hohe subkapitale Resektion und bei valgisch eingestelltem Schenkelhals eine tiefere. Dadurch werden das Offset und die Beinlänge rekonstruiert. Hierzu gehören die meisten aktuell verwendeten Kurzschäfte (z. B. Metha: Fa. Aesculap B. Braun, Nanos: Fa. Smith & Nephew).

1.2.3. Schenkelhalsresezierende Prothese

Der Schenkelhals wird regelmäßig, wie bei der Implantation eines Geradschaftes, komplett reseziert. Die bekanntesten Modelle dieser Kategorie sind der Mayo-Schaft und der Fitmore Schaft (Fa. Zimmer).

1.3. Rekonstruktion der Biomechanik (Offset und Beinlänge) in der Hüftendoprothetik

Der Bewegungsumfang des Gelenkes, seine Stabilität sowie die Kraftentwicklung der Abduktoren wird maßgeblich vom Offset bestimmt (Lecerf et al. 2009; Matsushita et al. 2009). Eine Beinlängendifferenz ist eine Ursache für Patientenunzufriedenheit nach Implantation einer Endoprothese des Hüftgelenks (Ranawat und Rodriquez 1997). Eine postoperative

Beinlängendifferenz kann zum pathologischen Gangbild, zu Rückenbeschwerden, Fortschreiten der Arthrose des Hüftgelenkes und Kniegelenkes der Gegenseite führen (Giles und Taylor 1981; Abraham und Dimon 1992; Cummings et al. 1976; Clark et al. 2006; Gollightly et al. 2010; McGregor und Hukins 2009). Die Rekonstruktion der Biomechanik ist eine Voraussetzung für die adäquate Funktion des Gelenkes.

1.4. Knochenumbauvorgänge nach Implantation zementfrei verankerter Hüftschaften

Das knöcherne Remodelling ist ein Korrelat für das Einwachsverhalten und die Stabilität des Implantates im knöchernen Lager (Bobyne et al. 1992).

Röntgenologische Veränderungen am Knochen nach Implantation einer Endoprothese liefern wertvolle Hinweise für Erfolg, kritische Situationen oder gar das Scheitern der ossären Integration. Sie geben darüber hinaus wichtige Informationen über die Art der Krafteinleitung beziehungsweise -übertragung (Engh et al. 1992).

Nach der Schaftimplantation kommt es im Knochen zu einer Änderung der biomechanischen Bedingungen (Kraftfluss, Lastverteilung). Das verursacht das sogenannte *Remodelling* des periprothetischen Knochens, wie das Wolff'sche Transformationsgesetz besagt (Wolff 1988). Eine verminderte Belastung im proximalen Femur führt zu einer Atrophie des Knochens. Dieses Phänomen wird als *stress shielding* bezeichnet. Im Gegenteil dazu führt eine verstärkte Kraftübertragung von der Prothese auf den Knochen zu einer Knochenverdichtung in der Verankerungszone des Implantates (Bobyne et al. 1992). Idealerweise wird ein Fehlen starker Veränderungen am Knochen insbesondere von Knochenabbau und -anbau als Zeichen einer idealen Integration gewertet ("silent hip") (Abbildung 31). Es wird davon ausgegangen, dass eine physiologische Krafteinleitung und Integration des Implantates die Knochenstruktur in einem Zustand erhalten, wie er auch ohne Endoprothese vorliegt (Lerch et al. 2012). Grundsätzlich kommt es jedoch in jedem Falle zu einer Veränderung der Knochenstruktur nach Einsatz des Implantates (Rivière et al. 2018).

Knochenumbauvorgänge im Sinne eines Remodellings werden auch bei Kurzschäften unterschiedlichen Designtyps beschrieben (Yan et al. 2018). Das Maximum des Knochenremodellings entsteht in den ersten sechs Monaten postoperativ und erreicht ein Plateau nach einem Jahr (Lerch et al. 2012).

1.5. Zielsetzung

Ziel der Arbeit ist die Ermittlung des Potentials eines neuen Designs einer partiell schenkelhalserhaltenden Kurzschaftprothese bezüglich der Rekonstruktion der Biomechanik (Offset, Beinlänge) und dessen klinische Relevanz sowie die Darstellung und Analyse knöcherner Umbauvorgänge dieses neuen Schafttyps als Korrelat seines Einwachsverhaltens zwei Jahre nach Primärimplantation.

2. Material und Methoden

2.1. Patientenkollektiv

Von September 2011 bis Februar 2013 wurden in der Schön Klinik Lorsch 85 Kurzschäfte des Typs BreXis bei insgesamt 83 Patienten implantiert. Der Einsatz des Implantates erfolgte konsekutiv bei Patienten bis zu einem Alter von 60 Jahren mit der Indikation zur endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes und fehlender Kontraindikation.

Kontraindikationen waren die für die Implantation einer Hüftendoprothese bekannten wie akute beziehungsweise chronische Infektionen (lokal und systemisch) und eine mangelhafte Knochenqualität/ -substanz, die die Stabilisierung des Implantates gefährdet.

Alle operierten Patienten wurden kontaktiert (Telefon, E-Mail, Brief). 68 Patienten stimmten einer Nachuntersuchung zu, vier lehnten diese ab, drei waren ins Ausland umgezogen, zwei verstorben und sechs nicht erreichbar. Zwei der 68 Patienten waren beidseitig operiert. Somit wurden in der Studie 70 implantierte Schäfte eingeschlossen. Untersucht wurden insgesamt 24 Frauen und 46 Männer mit einem Durchschnittsalter von 51,4 Jahre (von 21 bis 66 Jahre) zum Zeitpunkt der Operation. Bei einem Körpergewicht zwischen 48 und 139 kg mit einem Durchschnitt von 84 kg und einer Körpergröße von durchschnittlich 174,5 cm lag der BMI zwischen 18 und 44 (Durchschnitt 27). Damit hatten 24 Patienten (34%) Übergewicht (BMI 26-30) und 19 (27%) litten an Adipositas (BMI > 31) (Tabelle 4).

Die indikationsgebende Diagnose war in 53 Fällen eine primäre Koxarthrose, in elf Fällen eine Dysplasiekoxarthrose sowie jeweils zwei Mal eine Hüftkopfnekrose, eine rheumatoide Arthritis und eine Spondylitis ankylosans. Unter den Dysplasiekoxarthrosen waren zwei Patienten mit einer vorangegangenen Varisationsosteotomie (Tabelle 3). Jeweils 35 Patienten wurden links beziehungsweise rechts operiert. (Tabelle 1). Als Pfannenkomponente wurde 50 mal eine sphärische Pressfit-Pfanne Typ Trilogy® und einen hochvernetzten Polyethylen-Inlay, Typ Longevity® (Fa. Zimmer Biomet) verwendet sowie 20 mal eine sphärische Pressfit-Pfanne Typ BSC und ein Keramik-Inlay (Fa. Stemcup) (Abbildung 6, Abbildung 7). In allen Fällen erfolgte die Implantation über einen anterolateralen Zugang.

Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit lag bei 26 Monaten (Minimum 24, Maximum 31 Monate (Tabelle 2). Das Follow-up beinhaltete eine klinische und radiologische Untersuchung.

Tabelle 1: Seitenlokalisierung der Kurzschaftprothese

Implantation linksseitig	35 (50%)
Implantation rechtsseitig	35 (50%)

Tabelle 2: Nachuntersuchungszeitraum (Mittelwert \pm Standardabweichung)

Nachuntersuchungszeitraum in Monaten	26,1 \pm 2,1
--------------------------------------	----------------

Tabelle 3: Operationsindikationen

Primäre Koxarthrose	53
Dysplasiekoxarthrose	11
Hüftkopfnekrose	2
Rheumatoide Arthritis	2
Spondylitis ankylosans	2

Tabelle 4: BMI

BMI	Kategorie	Patientenzahl
17,0 bis < 18,5	Leichtes Untergewicht	2
18,5 bis < 25	Normalgewicht	18
25,0 bis < 30	Präadipositas	27
30,0 bis < 35	Adipositas Grad I	19
35,0 bis < 40	Adipositas Grad II	3
≥ 40	Adipositas Grad III	1

2.2. Das untersuchte Implantat

Das untersuchte Implantat ist eine Neuentwicklung auf der Grundlage von Erkenntnissen mit Kurzschaftprothesen der ersten (CFP, Mayo) und zweiten Generation (Metha, Nanos). Dabei wurden drei Hauptziele verfolgt. Zum einen sollte die Primärstabilität und das sekundäre Einwachsen (Osseointegration) des Implantates durch die spezielle Gestaltung vom Implantatform und -oberfläche gesichert werden. Zum anderen sollte ein physiologisches Offset und die Beinlänge durch Verwendung eines Designtyps wiederhergestellt werden. Ein weiteres Ziel war die Vermeidung eines unphysiologischen Knochenremodellings (sogenanntes „stress shielding“) durch den Verankerungsmodus.

Die doppelt konische Form dient dem Ziel, durch die daraus resultierende Keilform eine Verklemmung im metaphysären Anteil des proximalen Femurs und damit eine Primärstabilität zu erwirken. Die Kürzung des Schaftes erhöht die Hebelkräfte und damit die Gefahr einer Verkipfung und Bewegung zwischen Knochen und Implantat. Diese Kräfte werden sowohl durch das Körpergewicht und die Aktivität, als auch durch Schaftposition (Varus-, Valgus-, Ante-, Retroposition) sowie Hals- und Kopflänge bestimmt (Bergmann et al. 2010). Diese Kräfte sind bei einem Kurzschaft größer als bei Standardschäften und müssen durch die Optimierung der proximalen Verankerung ausgeglichen werden.

Die Art der konischen Verklemmung ist einer der entgegenwirkenden Mechanismen. Sie hat sich grundsätzlich bereits bei Kurzschäften bewährt (Falez et al. 2008; Köster et al. 2007; Rading und Köster 2011). Bei dem untersuchten Implantat sind die Abmessungen der Konizität an computertomographischen Messungen von humanen Femura angelehnt.

Ein weiteres Formmerkmal zur primären Stabilisierung ist der trapezoidale Querschnitt (Abbildung 2). Dieser ist der Form des medialen Schenkelhalses und des proximalen Markraums angepasst und bewirkt eine Rotationsstabilität. Sie wird verstärkt durch weitere Facetten an der lateralen und medialen Fläche des Schaftes.

Der Schaft ist so konzipiert, dass bei seiner Implantation der mediale Schenkelhals und damit ein kortikaler Ring am Übergang zur Metaphyse erhalten bleiben kann. Dadurch wird die Torsionsstabilität zusätzlich gesichert (Whiteside et al. 1995).

Die Gesamtform des Schaftes ermöglicht eine anatomisch adaptierte Einstellung. Die Biegung des Schaftes ist dabei so gestaltet, dass das Implantat dem Kalkar femoris anliegen

kann und sich an diesem verankert. Damit soll es möglich sein, Offset und Beinlänge entsprechend der vorgegebenen Anatomie weitgehend zu rekonstruieren.

Die Rekonstruktion wird im Wesentlichen über die Positionierung am Schenkelhals und die Lokalisation der Resektion am Schenkelhals bestimmt (Jerosch et al. 2011; Mihalko et al. 2009) (Abbildung 1).

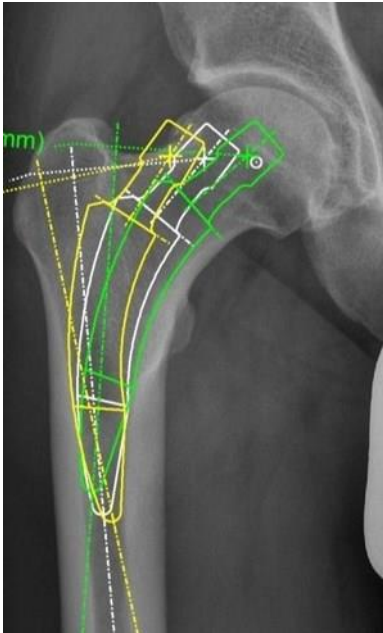


Abbildung 1:
Variable Einstellung des Schaftes. Nach Jerosch 2017.

Zur Förderung der Osseointegration hat die Oberfläche des Schaftes, der aus einer Titan-Schmiedelegerung Ti6Al4V (ISO 5832-3) besteht, eine spezielle Beschichtung aus Titan-Hydroxylapatit. Diese sogenannte Medipure®-dual-Ti-S/HA-Beschichtung wird in einem Vakuum-Plasma-Spritzverfahren (VPS) aufgetragen. Die Rauigkeit der Oberflächenschicht bewirkt einen Kraft-Formschluss (Primärstabilität), der anschließend durch einen stoffschlüssigen Verbund ersetzt werden soll (Sekundärstabilität). Durch das additiv aufgetragene Hydroxylapatit wird das Anwachsen von Knochen gefördert. Das VPS-Verfahren erzeugt dabei eine mechanisch stabile, dichte, phasenreine und kristalline Schicht, die eine Übertragung von Scher-, Zug und Druckkräften vom Knochen auf das Implantat erlaubt (Ha und Wintermantel 2009).

Vertiefungen an der Vorder- und Hinterseite des Implantates (Abbildung 2 a und b) im proximalen Bereich vergrößern zusätzlich die Oberfläche und damit die Fläche des möglichen

knöchernen Einwachsens. Das Ausmaß der doppelten Konizität und der Querschnitt (Trapezoid) sollen die Primärstabilität erhöhen. Er kann in zehn verschiedenen Größen eingesetzt werden (Länge – Schulter bis Schaftspitze - zwischen 85,5 mm auf 115,9 mm). Der unterhalb des Konus liegende Halsanteil ist verjüngt, um das Bewegungsausmaß zu vergrößern.

Die Schaftspitze ist jedoch nicht beschichtet, sondern poliert. Dadurch soll eine distale Krafteinleitung durch ein knöchernes Anwachsen in diesem Areal vermieden werden. Letzteres führt zu einer Hypertrophie in diesem Abschnitt, einer Atrophie proximal („stress shielding“) und unter Umständen zu einem sogenannten Schaftspitzenschmerz.

Zusätzlich soll dadurch das Femur an dieser Stelle erhalten bleiben, um das „stress shielding“ zu vermeiden. Diese Eigenschaften des Implantates wurden durch Finite-Elemente-Untersuchungen erfasst.



Abbildung 2: Der BreXis Schaft

Mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlags (Köster und Poulidis 2017)

2.3. Operationstechnik

Die präoperative Planung zur Implantation von Schaft und Pfannenimplantat erfolgte an Röntgenaufnahmen des Beckens in antero-posteriorer und der zu operierenden Hüfte in streng axialer Projektion. Die digitale Planung wurde mit der Software mediCAD Version 2.2 Fa. HECTEC GmbH vorgenommen. Geplant wurden Beinlänge, Pfannengröße und Pfannenposition, Rotationszentrum, Offset, Größe, Position und Passform des Schaftes sowie Lokalisation der Schenkelhalsresektion (Abbildung 8).

In einem ersten Schritt wurde die der Hüftgelenk-bedingten vorbestehende Beinlängendifferenz in der skalierten Beckenübersichtsaufnahme gemessen. Dazu gehörte die Messung des Abstandes zwischen Tränenfigur und Trochanter minor im Seitenvergleich. Die Differenz kann für einen Längenausgleich berücksichtigt werden. Beinlängendifferenzen unabhängig vom Hüftgelenk sind zu berücksichtigen.

Als zweiter Schritt wurde die Pfannengröße und -position geplant. Größe und Position der Pfannenkomponente werden auf der skalierten Beckenübersichts- und Axialaufnahme bestimmt. Das azetabuläre Offset wird dabei planerisch rekonstruiert.

Der dritte Schritt besteht aus Planung von Schaftgröße, Schaftposition und Schenkelhalsresektion. Zunächst wird das femorale Offset und geplante Rotationszentrum festgelegt. Ein Schaft entsprechender Größe, der an der medialen Kortikalis des Kalkar und an der lateralen Kortikalis Kontakt hat, wird so eingepasst, dass er Beinlänge und Offset bestmöglich rekonstruiert (Abbildung 5). Dies geschieht durch Größenwahl, vertikale Verschiebung und Kippung. In dieser Position werden die Schenkelhalsresektionshöhe und der Resektionswinkel eingezeichnet.

Ein pathologisches Offset mit einem CCD-Winkel von über 145° (Coxa valga) oder 120° (Coxa vara) bedarf einer gesonderten Beachtung. Ist eine Rekonstruktion hier nicht möglich, muss geprüft werden, ob die Rekonstruktion eines physiologischen Offset angestrebt oder ein anderes Implantat gewählt wird.

Die Planung des femoralen Offset erfordert eine Berücksichtigung des azetabulären Offset. Aus beiden ergibt sich das relevante Gesamtoffset.

Die gewählte Größe wird dann im axialen Röntgenbild in der lateralen Projektion angepasst und auf Passgenauigkeit überprüft. Die Positionierung wird durch die Größe des Markraums und die Antetorsion bestimmt. Hiernach richtet sich auch die Lage der Schaftspitze.

In der Studie wurde die Implantation der Endoprothese in allen Fällen über einen anterolateralen Zugang in Rückenlage des Patienten vorgenommen. Die Resektion des Schenkelhalses erfolgte dabei entsprechend der präoperativen Planung. Die Resektionshöhe bestimmt dabei neben der Verankerungstiefe wesentlich das resultierende Offset sowie die Beinlänge.



Abbildung 3:
Röntgenbilder vor und nach Implantation bei einer valgisch eingestellten Hüfte

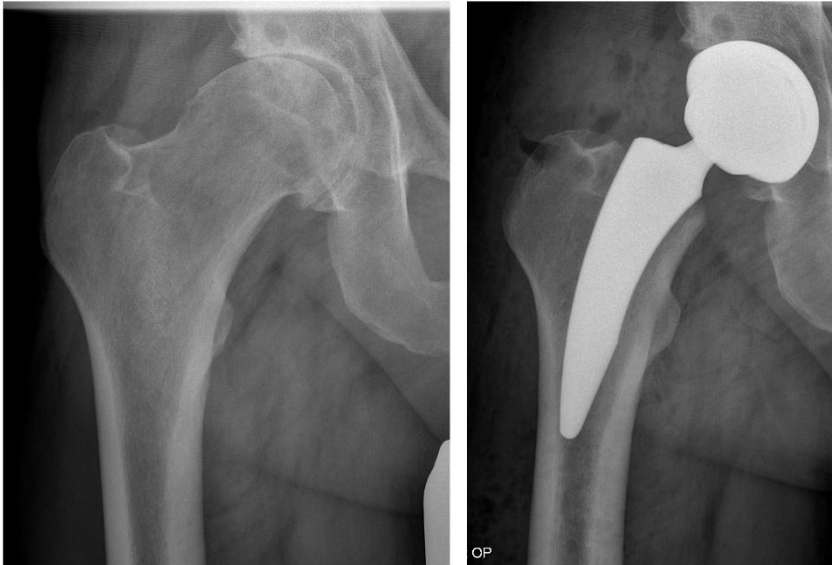


Abbildung 4:

Röntgenbilder vor und nach Implantation bei einer varisch eingestellten Hüfte

Nach der Schenkelhalsresektion wurde der Markraum mit einer stumpfen Sonde beziehungsweise Eröffnungsahle sondiert. Anschließend erfolgte das Bearbeiten des Femurs mit den Raspeln in aufsteigender Größe. Nach Einbringen der letzten Raspel, die eine ausreichende Stabilität der Rekonstruktion von Beinlänge und Offset erzielt, wurde das Ergebnis mit dem Bildwandler überprüft und gegebenenfalls korrigiert (Abbildung 5).

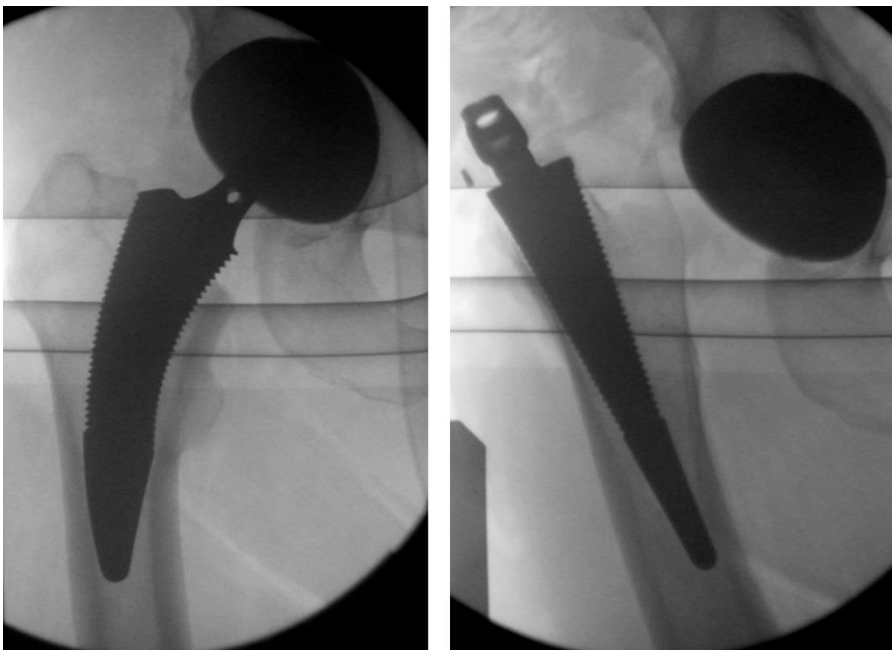


Abbildung 5:

Durchleuchtungsbild der Raspellage während der Operation in a.-p. und axialer Projektion



Abbildung 6:
 Pfanne, Typ Trilogy
 Mit freundlicher Genehmigung Fa. Zimmer Biomet.



Abbildung 7:
 Pfanne, Typ BSC
 Mit freundlicher Genehmigung Fa. Stemcup.

Alle Patienten erhielten präoperativ eine Antibiotikaphylaxe mit Cefuroxim 1500 mg (Fresenius Kabi, Bad Homburg, Deutschland) als single shot.

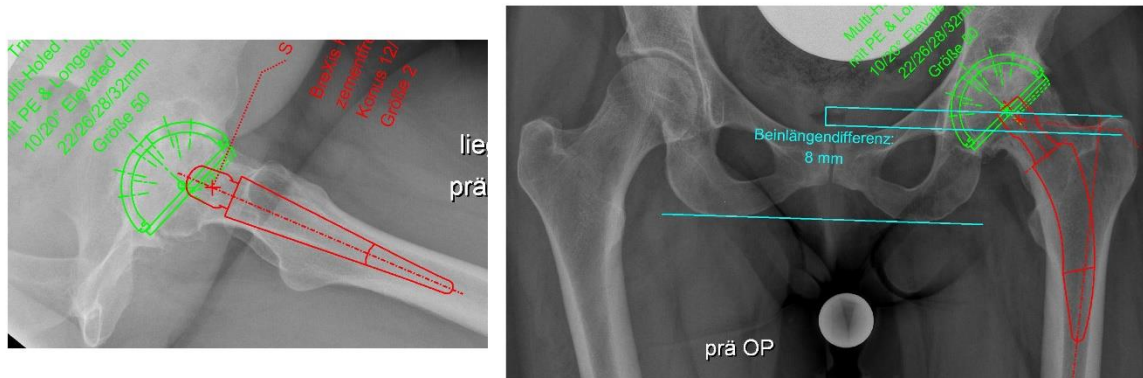


Abbildung 8:

Digitale präoperative Planung in zwei Ebenen (Implantatgröße, -position, Beinlänge und Schenkelsresektion)

2.4. Postoperative Nachbehandlung

Die Nachbehandlung begann mit Mobilisation unter Vollbelastung an zwei Unterarmgehstützen am ersten postoperativen Tag. Die postoperative radiologische Kontrolle erfolgte am zweiten postoperativen Tag mittels Röntgen im Liegen (Becken-Übersicht, Hüfte a.-p., Hüfte axial). Nach der Entlassung aus der Klinik traten die Patienten eine stationäre oder ambulante Anschlussheilbehandlung an.

2.5. Klinische Evaluation

Die klinische Evaluation wurde mittels dreier standardisierter Untersuchungs- beziehungsweise Fragebögen durchgeführt. Sie erfolgte unmittelbar präoperativ sowie zum Zeitpunkt der aktuellen Nachuntersuchung in der Klinik. Dabei wurde als krankheitsübergreifendes Messinstrument zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität der Patienten der SF 12 (12-item Short-Form Health Survey) verwendet. Zur Messung der körperlichen Aktivität kam der University of California Los Angeles activity score (UCLA) zur Anwendung, als Messinstrumentarium für die Gelenkfunktion der Harris-Hip-Score (HHS). Die im Rahmen des HHS gemessene Beweglichkeit wurde von einem Untersucher nach der Neutral-Null-Methode erfasst.

Der SF-12 Score erfasst die gesundheitsbezogene Lebensqualität. Es wird die physische und die psychische Gesundheit errechnet. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe einer im Internet frei zugänglichen Software. Dadurch werden die Fragen in Punkte zwischen 0 und 100 transformiert. Der für die Studie verwendete Bogen befindet sich im Anhang.

Der UCLA-Score (Zahiri et al. 1998) verwendet eine 10-Punkte-Skala. Der Patient evaluiert selbst sein Aktivitätsniveau, beginnend von 1 (keine Aktivität) bis 10 (regelmäßige Teilnahme an Kampfsportarten oder schwere Arbeit) (Naal et al. 2009). Dessen Validität bei Patienten nach Knie- oder Hüftgelenkersatz wurde bestätigt (Terwee et al. 2011). UCLA ist die geeignetste Methode, die körperliche Aktivität nach einer endoprothetischen Versorgung zu erfassen (Naal et al. 2009; Malcolm et al. 2014). Der für die Studie verwendete Bogen befindet sich im Anhang.

Der HHS wurde bereits im Jahr 1969 entwickelt, um die Ergebnisse der Hüftendoprothetik zu evaluieren (Harris 1969). Die Maximalpunktzahl ist 100 und wird wie folgt summiert. Die Kategorien mit den meisten zuzuordnenden Punkten sind Schmerz (maximal 44 Punkte) und Funktion (Gang, Aktivitäten) (maximal 47 Punkte). Die restlichen Punkte bewerten die Kriterien Deformitäten/Kontrakturen (maximal 4 Punkte) und Bewegungsausmaß (maximal 5 Punkte).

Die Auswertung erfolgte mit Hilfe einer im Internet frei zugänglichen Software. Der für die Studie verwendete Bogen befindet sich im Anhang. Die Punkte lassen sich wie folgt einteilen. Um ein exzellentes Ergebnis (oder Funktionsstatus) zu erreichen, werden 90-100 Punkte benötigt, für ein gutes Ergebnis (oder Funktionsstatus) 80-89 Punkte, für ein durchschnittliches Ergebnis (oder Funktionsstatus) 70-79 Punkte und schließlich für schlechtes Ergebnis (oder Funktionsstatus) < 70 Punkte (Harris 1969; Nilsson und Bremander 2011).

2.6. Radiologische Evaluation (Offset, Beinlänge, Knochenremodelling)

Die radiologische Evaluation erfolgte an standardisierten Röntgenbildern, die unmittelbar prä- und postoperativ sowie bei der Nachuntersuchung in digitaler Technik angefertigt wurden (Siemens Ysio WI-D). Die prä- und postoperativen Aufnahmen beinhalteten Bilder des tief eingestellten Beckens in antero-posteriorer (a.-p.) sowie der betroffenen Hüfte in axialer Projektion, jeweils im Liegen angefertigt. Zur weiteren Verlaufskontrolle wurden Röntgenbilder der jeweiligen Hüfte in a.-p. und axialer Projektion, ebenfalls liegend, angefertigt.

Bei der Anfertigung der a.-p. Bilder wurde streng auf eine 20° Innenrotation der Beine geachtet, um vergleichbare Bilder zu bekommen.

Die Bestimmung des Offsets wurde an prä- und postoperativ angefertigten Röntgenbildern des Beckens in antero-posteriorer Projektion und tiefer Einstellung vorgenommen (Abbildung 9, Abbildung 10). Dabei wurden die Offsetmessungen sowohl auf der operierten als auch auf der kontralateralen Seite durchgeführt. Die Offsetmessungen erfolgten mit der von Dastane et al. (2011) beschriebenen Methode. Dabei wird das femorale Offset als Abstand vom Rotationszentrum des Femurkopfes zur Femurschaftachse definiert. Das azetabulare Offset entspricht dem Abstand zwischen Drehzentrum und Köhler'schen Tränenfigur. Deren Summe ergibt das gesamte Offset. Die Beinlänge entspricht dem Abstand zwischen Trochanter minor und horizontaler Körperachse. Die Offsetrekonstruktion wurde zum einen als Vergleichsmessung zwischen prä- und postoperativem Offset auf der operierten Seite erfasst. Um auszuschließen, dass hier gegebenenfalls ein der Pathologie zugrundeliegendes Offset besteht (Coxa vara, Coxa valga, „double fond“ Bildung mit Lateralisation des Drehzentrums und vergrößertem azetabulären Offset), erfolgte zudem eine Vergleichsmessung mit der Gegenseite, sofern diese keine relevante Pathologie aufwies. Dieses war in 54 Fällen von 70 gegeben.

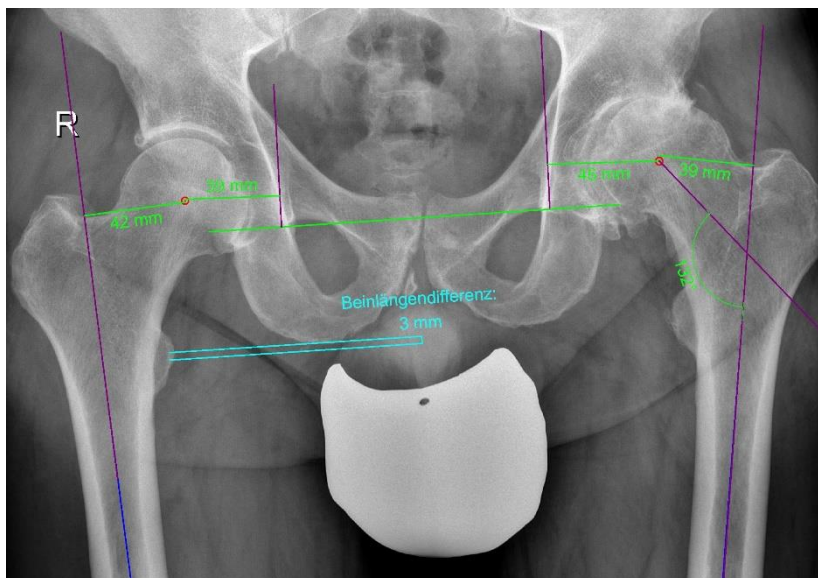


Abbildung 9:
Bestimmung des Offsets und der Beinlängendifferenz präoperativ

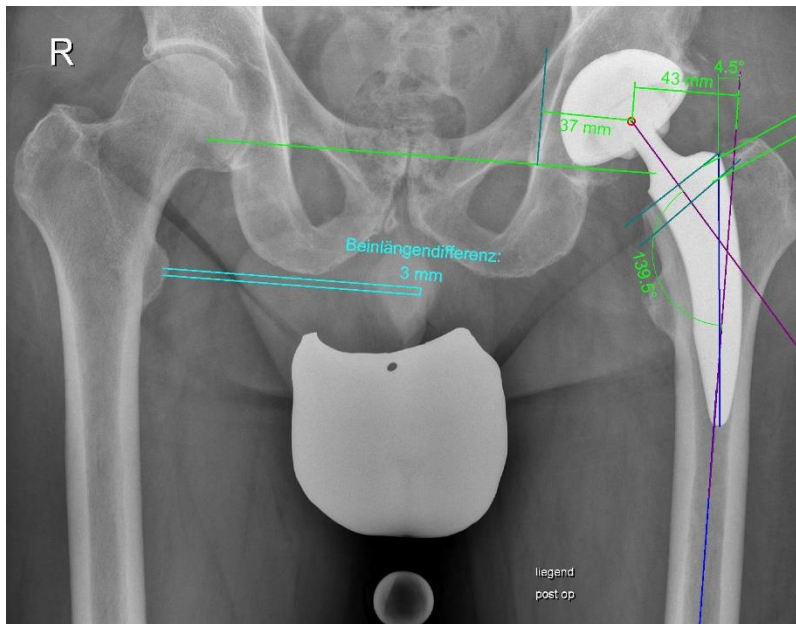


Abbildung 10:
Bestimmung des Offsets und der Beinlängendifferenz postoperativ

Die Messungen wurden mit Hilfe der Software mediCAD Version 2.2, Fa. HECTEC GmbH, vorgenommen. Um eine mögliche erste Tendenz dafür zu erfassen, ob eine Veränderung des Offsets eine Auswirkung auf das klinische Ergebnis hat, wurden Korrelationen zwischen Offsetrekonstruktion und klinischen Ergebnissen im HHS und SF-12 erfasst. Dazu wurden mehrere Untergruppen gebildet:

Gruppe A beinhaltet das Gesamtkollektiv ($n = 70$). Gruppe B bestand aus den Fällen mit einer Offsetvergrößerung, Gruppe C aus Fällen mit einer Offsetreduktion. Die Gruppen D und E beinhalteten Fälle erheblicher Differenzen mit einer Offset-Vergrößerung $\geq 5\text{mm}$ (Gruppe D) beziehungsweise Offsetreduktion $\leq 5\text{mm}$, (Gruppe E). Die beiden letzten Gruppen bestanden aus knapperen Differenzen, nämlich Fälle mit einer Offsetvergrößerung von 1- 5 mm (Gruppe F) sowie Fälle mit einer Offsetreduktion von 1- 5 mm (Gruppe G). Als statistische Methode wird der t-Test für unabhängige Stichproben eingesetzt.

Zur Bestimmung der hüftbezogenen Beinlängendifferenz wurden die prä- und postoperativ angefertigten Beckenübersichtsaufnahmen verwendet. Gemessen wurde der Abstand zwischen der unteren Begrenzung der Köhler'schen Tränenfigur zum Trochanter minor (Abbildung 9). War die Landmarke an der Tränenfigur nicht eindeutig identifizierbar, wurde eine an die kaudale Begrenzung der Sitzbeine gelegte Tangente als Bezug gewählt und der Abstand zwischen dieser und dem Trochanter minor gemessen. Erfasst wurde so die jeweilige

Seitendifferenz zwischen der rechten und der linken Seite prä- und postoperativ. So konnte die durch die Operation bewirkte Veränderung der Beinlängenunterschiede erfasst und gewertet werden.

Die Erfassung der Knochenumbauvorgänge wurde an den direkt postoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung angefertigten Röntgenbilder in a.-p. und axialer Projektion vorgenommen. Zur differenzierten radiologischen Beurteilung des periprothetischen Areals wurde dieses in 14 Zonen nach dem durch Johnston et al. modifizierten Verfahren von Gruen befundet (Gruen et al. 1979; Johnston et al. 1990) (Abbildung 11).

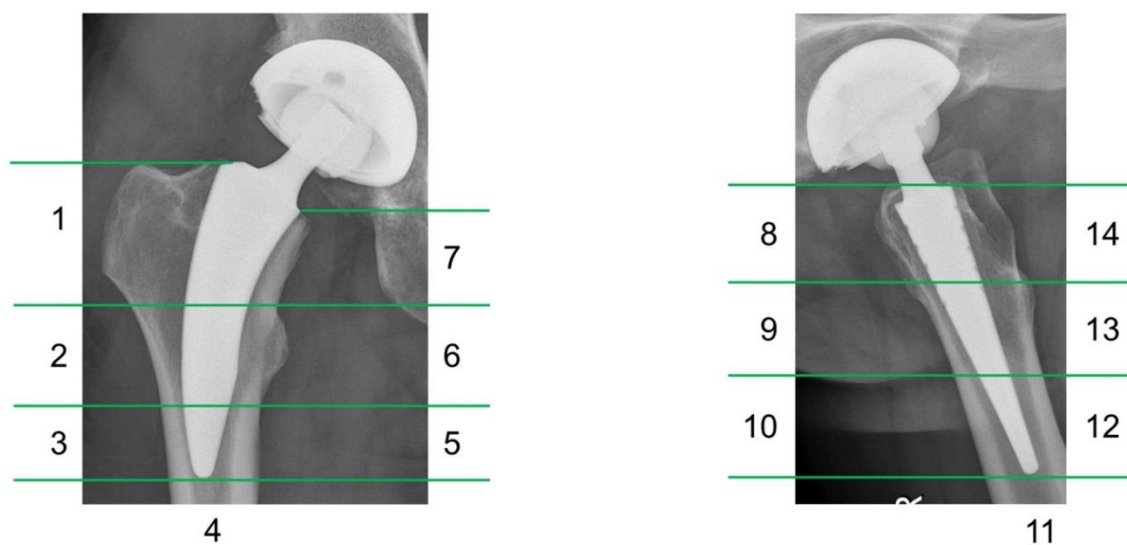


Abbildung 11:
14 Zonen modifiziert für den Kurzschaft

Evaluiert wurden dabei folgende Phänomene. Zu hypertrophen Knochenumbauvorgängen zählen die Knochendichtezunahme in spongiösen Arealen, eine kortikale Hypertrophie sowie eine Konsolenbildung. Zu dem zweiten Phänomen, atrophe Knochenumbauvorgänge, gehören die Knochendichteabnahme in spongiösen Arealen, die kortikale Atrophie und die Kalkarabrundung. Des Weiteren wurden Skleroselinien, Lysesäume, Osteolysen sowie periartikuläre Ossifikationen beurteilt.

Neben den ossären Umbauvorgängen wurde ebenfalls radiologisch vermessen, ob und in welchem Ausmaß es zu einer Schaftmigration im Beobachtungszeitraum gekommen war. Gemessen wurde hierzu die Distanz zwischen lateraler Prothesenschulter und der Spitze

des Trochanter major anhand der direkt postoperativ und zum Nachuntersuchungszeitpunkt angefertigten Röntgenbilder in a.-p. Projektion.

2.7. Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurde das Programm Microsoft Excel 2013 verwendet. Die quantitativen Werte wurden durch den Mittelwert \pm Standardabweichung beschrieben. Angewendet wurde der Zweistichproben-t-Test für gleiche Varianzen. Die Standardabweichung der Messwerte war in allen betrachteten Fällen paarweiser Vergleiche in der gleichen Größenordnung. Bei allen t-Test wurde ein Signifikanzniveau von Alpha = 5% angenommen. Als schwach signifikant wird die Irrtumswahrscheinlichkeit $p \leq 0,05$ bezeichnet. Beträgt $p \leq 0,01$, wird von signifikanten Ergebnissen, bei $p \leq 0,001$ von hochsignifikanten Ergebnissen gesprochen (Harms, 1988).

3. Ergebnisse

3.1. Klinische Evaluation

3.1.1. Harris-Hip-Score (HHS)

Der Harris-Hip-Score stieg durchschnittlich von präoperativ 47 auf 91 Punkte zwei Jahre postoperativ (Tabelle 5, Abbildung 12).

Tabelle 5: Follow-up-Wert HHS

	Mittelwert \pm Standardabweichung
Präoperativ	46,87 \pm 15.59
Zwei Jahre postoperativ	91,2 \pm 12,49
$p < 0,001$	

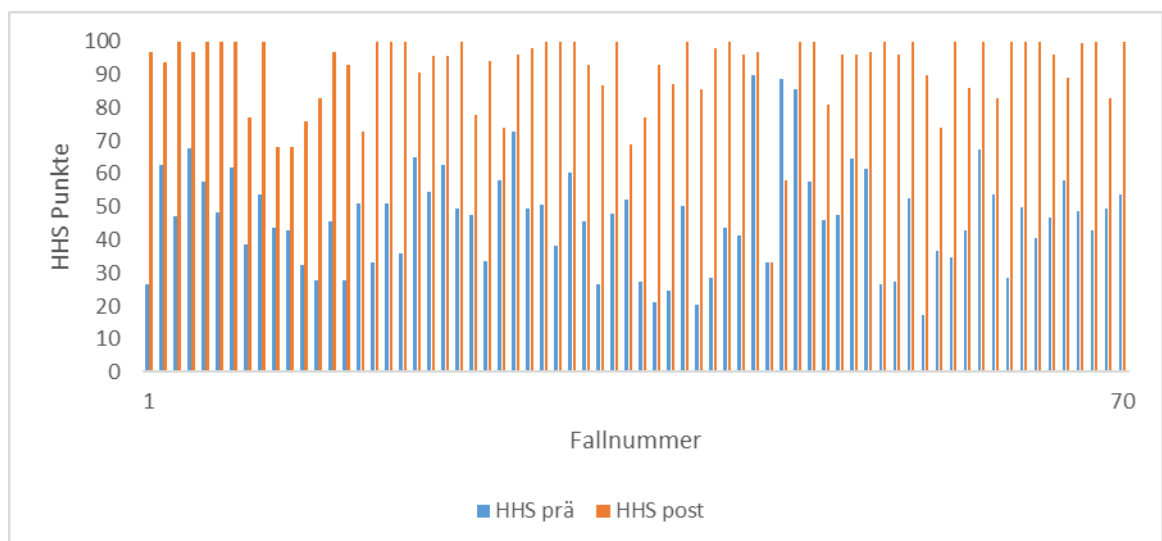


Abbildung 12:

Einzelvergleich des HHS bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ

3.1.2. University of California Los Angeles activity score (UCLA)

Der UCLA-Activity-Score stieg von präoperativ durchschnittlich 4,9 auf 7,6 zwei Jahre postoperativ, was einer deutlichen Aktivitätssteigerung im Patientenkollektiv entspricht (Tabelle 6, Abbildung 13).

Tabelle 6: Follow-Up-Werte UCLA

	Mittelwert \pm Standardabweichung
Präoperativ	4,9 \pm 2,13
Zwei Jahre postoperativ	7,6 \pm 1,35
$p < 0,001$	

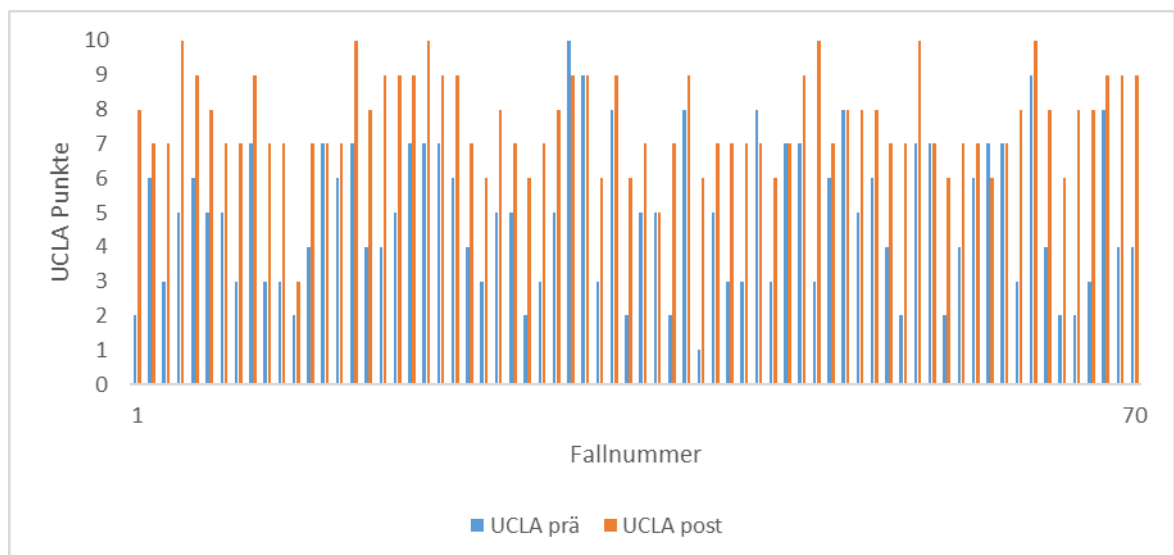


Abbildung 13:

Einzelvergleich des UCLA-Activity-Score bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ

3.1.3. 12-item Short-Form Health Survey (SF-12)

Die klinischen Resultate nach 24 Monaten dokumentieren eine Verbesserung der durchschnittlichen gesundheitsbezogenen Lebensqualität mit einem Anstieg des SF-12-Score für die physische Gesundheit von 31 auf 49 und für die psychische Gesundheit von 44 auf 54 (Tabelle 7, Tabelle 8, Abbildung 14, Abbildung 15).

Tabelle 7: Vergleichswerte präoperativ und Follow up für den physischen SF-12

	Mittelwert \pm Standardabweichung
Präoperativ	31,17 \pm 8,58
Zwei Jahre postoperativ $p < 0,001$	49,17 \pm 8,71

Tabelle 8: Vergleichswerte präoperativ und Follow-up für den psychischen SF-12

	Mittelwert \pm Standardabweichung
Präoperativ	44,09 \pm 12,22
Zwei Jahre postoperativ $p < 0,001$	53,14 \pm 8,31

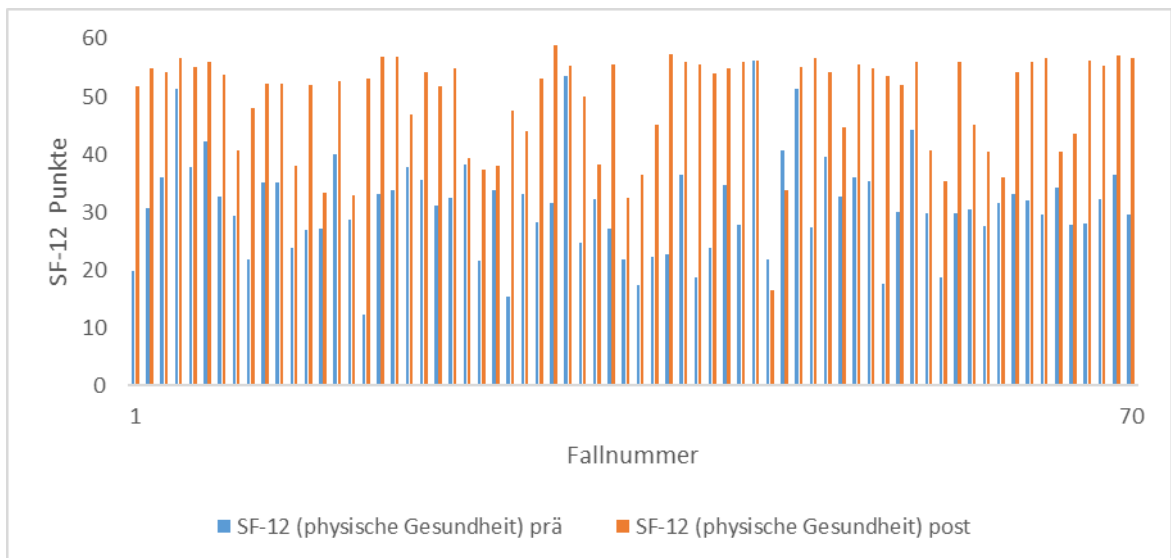


Abbildung 14:

Einzelvergleich des SF-12 (physische Gesundheit) bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ

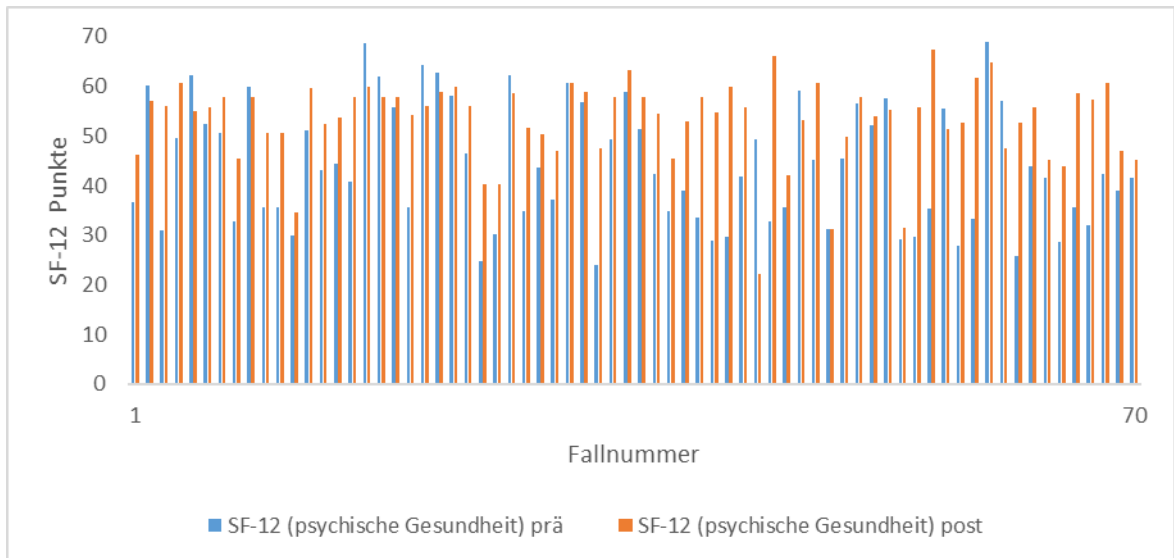


Abbildung 15:
Einzelvergleich des SF-12 (psychische Gesundheit) bei den 70 Patienten präoperativ und bei der Nachuntersuchung zwei Jahre postoperativ

3.2. Biomechanik

3.2.1. Beinlängendifferenz

Der auf das Hüftgelenk bezogene Beinlängenunterschied wurde durchschnittlich von 4,4 mm auf 3,3 mm reduziert. Dabei hatten postoperativ 82% der Patienten eine Beinlängendifferenz von weniger als sechs mm (präoperativ 71%). Eine Differenz von über zehn mm bestand in nur drei Fällen vor (Tabelle 9).

Tabelle 9: Beinlängendifferenz

	Mittelwert (mm) ± Standardabweichung	Maximum (mm)	Minimum (mm)
Präoperativ	4,4 ± 4,3	-23	+7
Postoperativ	3,1 ± 3,3	-11	+14

3.2.2. Offset

Das Gesamtoffset war auf der operierten Seite postoperativ 77,0 mm, wobei das femorale Offset 43,4 mm und das azetabuläre 31,4 mm waren (Tabelle 10, Abbildung 16). Betrachtet man das Gesamtoffset der nicht operierten Gegenseite ohne relevante Pathologie (n=54) als Zielgröße, so war diese 75,0 mm (Tabelle 11, Abbildung 17).

Tabelle 10:

Femorales und azetabuläres Offset sowie Gesamtoffset im Vergleich präoperativ zu postoperativ aller Patienten (n=70) auf der operierten Seite

	Mittelwert ± Standardabweichung (mm)
Femorales Offset präoperativ	40,37 ± 8,88
Femorales Offset postoperativ p < 0,001	43,43 ± 8,26
Azetabuläres Offset präoperativ	36,64 ± 5,73
Azetabuläres Offset postoperativ p < 0,001	31,43 ± 5,09
Gesamtoffset präoperativ	77,01 ± 9,11
Gesamtoffset postoperativ p < 0,05	75,06 ± 10,25

Tabelle 11:

Femorales und azetabuläres Offset sowie Gesamtoffset im Vergleich postoperativ auf der operierten Seite zu präoperativ auf der nicht operierten Gegenseite ohne relevante Pathologie (n = 54)

	Mittelwert ± Standardabweichung (mm)
Femorales Offset postoperativ	43,78 ± 7,93
Femorales Offset der Gegenseite p < 0,05	41,44 ± 7,33
Azetabuläres Offset postoperativ	31,19 ± 5,23
Azetabuläres Offset der Gegenseite p < 0,001	33,51 ± 4,71
Gesamtoffset postoperativ	75,32 ± 10,28
Gesamtoffset der Gegenseite p < 0,05	74,98 ± 9,30

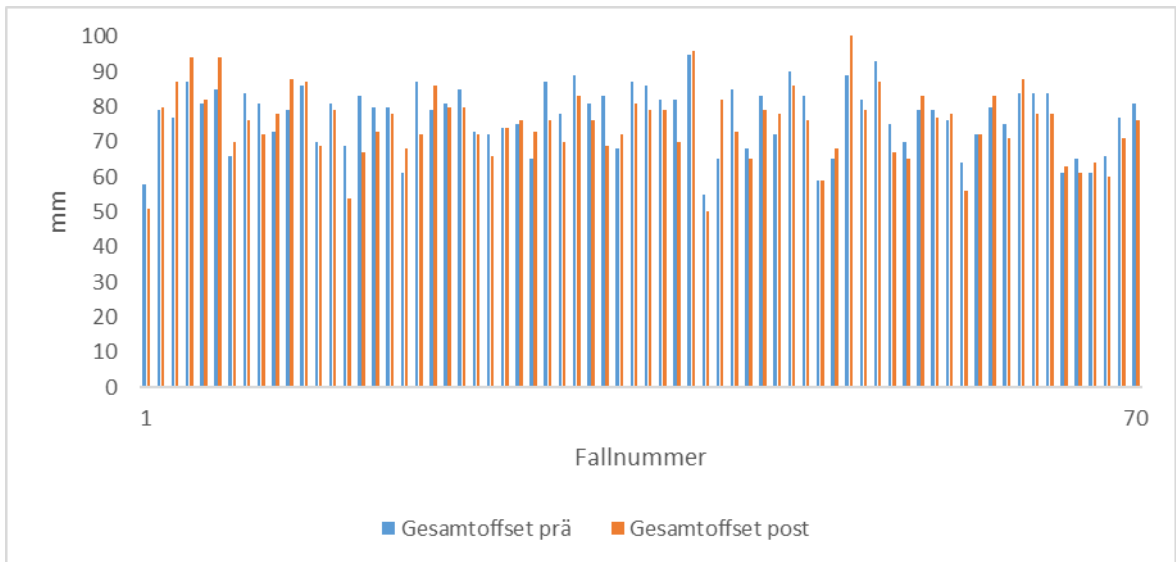


Abbildung 16:
Gesamtoffset-Rekonstruktion. Vergleich präoperatives und postoperatives Gesamtoffset auf der operierten Seite bei den 70 Patienten

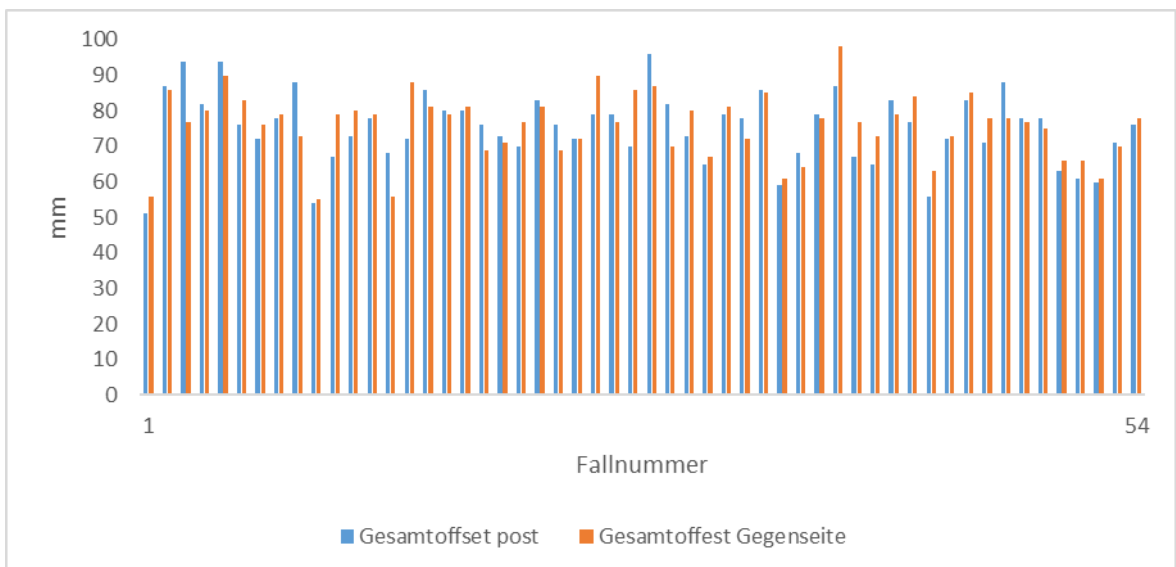


Abbildung 17:
Gesamtoffset-Rekonstruktion. Vergleich postoperatives Gesamtoffset in mm auf der operierten Seite und präoperatives Offset auf der gesunden Gegenseite

3.2.3. Offsetveränderung und klinisches Ergebnis

Zur Ermittlung der klinischen Relevanz der Offsetveränderungen wurde das Ausmaß der Veränderung entsprechend der unter Material und Methode beschriebenen Gruppeneinteilung ausgewertet (Tabelle 12).

In drei Fällen waren prä- und postoperatives Gesamtoffset auf der operierten Seite exakt identisch.

Für den HHS und den SF-12 (physisch und psychisch) ergaben sich in den Gruppen bei der Nachuntersuchung Unterschiede.

Tabelle 12: Offsetveränderung und klinische Scores

<u>2 Jahre</u> <u>postop</u>	A n=70	B n=25	C n=42	D n=11	E n=29	F n=14	G n=13
HHS	91,2±12,4 p<0,001	90,74±15,3 p<0,001	91,63±10 p<0,001	87,05±19,1 p<0,001	92,91±9,3 p<0,001	89,93±17,6 p<0,001	88,88±10,9 p<0,001
SF-12 physisch	49,17±8,7 p<0,001	49,59±9,1 p<0,001	48,99±8,3 p<0,001	50,04±10,4 p<0,001	50,30±7,8 p<0,001	47,61±11 p<0,001	46,15±8,6 p<0,001
SF-12 psy- chisch	53,45±7,7 p<0,001	53,45±7,7 p<0,001	52,72±8,5 p=0,1	53,51±7,7 p<0,01	52,53±7,3 p<0,001	53,15±9,3 p<0,01	53,13±10,7 p=0,1

Dargestellt ist der Mittelwert ± Standardabweichung

A: Gesamtkollektiv

B: Offsetvergrößerung

C: Offsetreduktion

D: Offsetvergrößerung ≥ 5mm

E: Offsetreduktion ≤ 5mm

F: Offsetvergrößerung von 1 - 4mm

G: Offsetreduktion von 1 - 4mm

Die p-Werte der Tabelle 12 stammen aus dem Vergleich der postoperativen Werte mit den präoperativen. In allen Gruppen zeigte sich eine hoch signifikante Verbesserung von HHS und SF-12 physisch. Der SF-12 psychisch wurde in den Gruppen A, B und E hoch signifikant, in den Gruppen D und F signifikant und in den Gruppen C und G nicht signifikant verbessert.

Eine Kernfrage der Arbeit ist, ob die Änderung des gesamten Offsets einen Einfluss auf die klinischen Scores beziehungsweise die Patientenzufriedenheit und Funktion des Gelenkes

hat. Um diese Frage zu beantworten, wurden t-Tests zwischen den postoperativen Gruppen durchgeführt (Tabelle 13).

Tabelle 13:

p-Werte nach Vergleich der klinischen Scores zwischen den Gruppen je nach Ausmaß der postoperativen Offsetänderung

HHS	SF-12 physisch	SF-12 psychisch
A-B p = 0,44	A-B p = 0,38	A-B p = 0,48
A-C p = 0,41	A-C p = 0,48	A-C p = 0,24
A-D p = 0,34	A-D p = 0,35	A-D p = 0,41
A-E p = 0,25	A-E p = 0,23	A-E p = 0,28
A-F p = 0,49	A-F p = 0,17	A-F p = 0,48
A-G p = 0,48	A-G p = 0,05	A-G p = 0,48
B-C p = 0,29	B-C p = 0,45	B-C p = 0,37
D-E p = 0,14	D-E p = 0,39	D-E p = 0,46

Die postoperative Änderung des Offsets hat keinen signifikanten Einfluss auf die postoperativen klinischen Scores.

3.3. Radiologische Analyse

Die radiologische Analyse der Röntgenbilder zeigte verschiedene Umbauvorgänge im periprothetischen Knochen, die das Einwachsverhalten nach zwei Jahren charakterisieren. Hierzu zählten vor allem die Zu- und Abnahme der Knochensubstanz beziehungsweise der Knochendichte um das Implantat (Hypertrophie/Atrophie) sowie die Ausbildung von Skleroselinien und Lysesäumen (Tabelle 14).

3.3.1. Hypertrophe Knochenumbauvorgänge

Zu den beobachteten hypertrophen Knochenumbauvorgängen zählen eine zonale Zunahme der Knochendichte mit einer Verdichtung der spongiösen Areale sowie eine Kortikalishypertrophie. Als ein gesondertes Phänomen in dieser Kategorie wurde die Verdichtung der spongiösen Areale an der Schaftspitze gewertet (Konsolenbildung). Zu beobachten war eine isolierte Dichtezunahme der Spongiosa ohne Kortikalishypertrophie in den distalen Arealen der mittleren Zonen. In 34% der Fälle kam es zu einer kortikalen beziehungsweise spongiösen Hypertrophie um die Schaftspitze (Abbildung 21). Sie zeigte sich in einer leichtgradigen Verbreiterung der Kortikalis in Zone 3 sowie in einer Verdichtung der Spongiosa in Zone 4. Die Patienten mit diesem Phänomen waren klinisch asymptomatisch. Knochendichtezunahmen in spongiösen Arealen wurden in 69 Fälle beobachtet (Abbildung 18), kortikale Hypertrophie in vier Fällen (Abbildung 19) und Konsolenbildung in 24 Fälle (Abbildung 20).

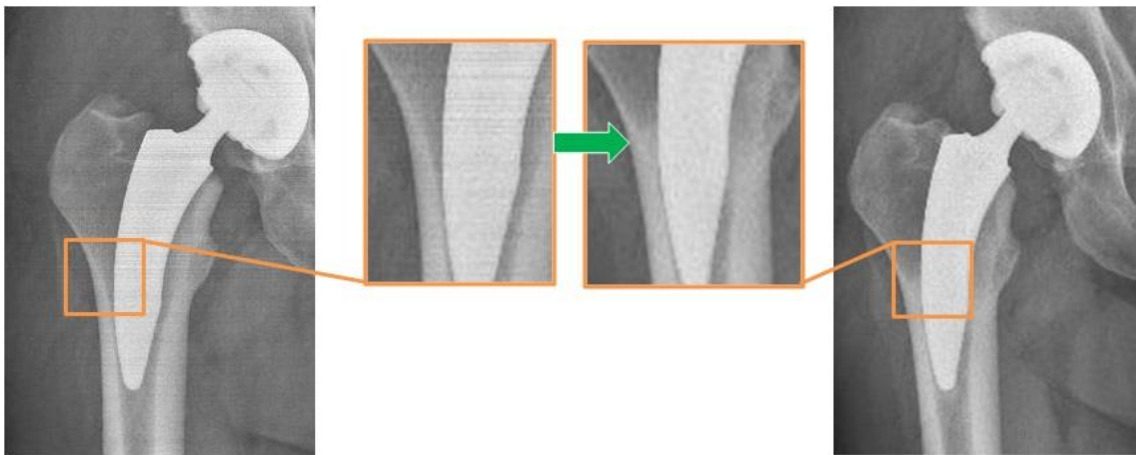


Abbildung 18:
Knochendichtezunahme in spongiösen Arealen zwei Jahre postoperativ

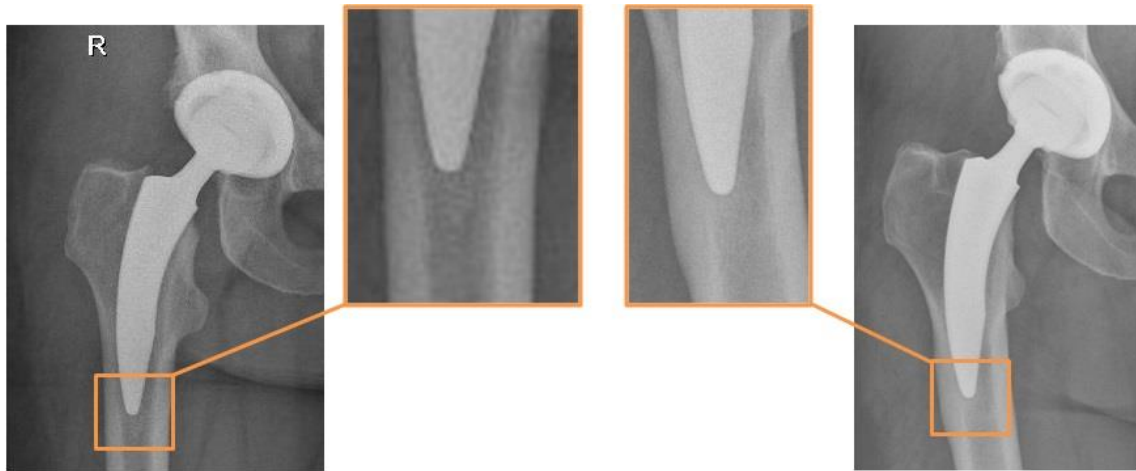


Abbildung 19:
Kortikale Hypertrophie zwei Jahre postoperativ

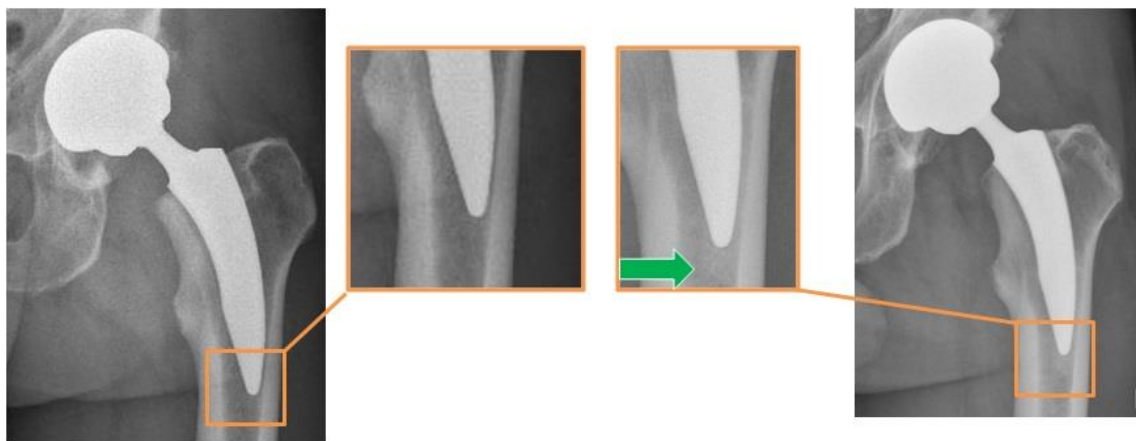


Abbildung 20:
Kortikale Konsole zwei Jahre postoperativ

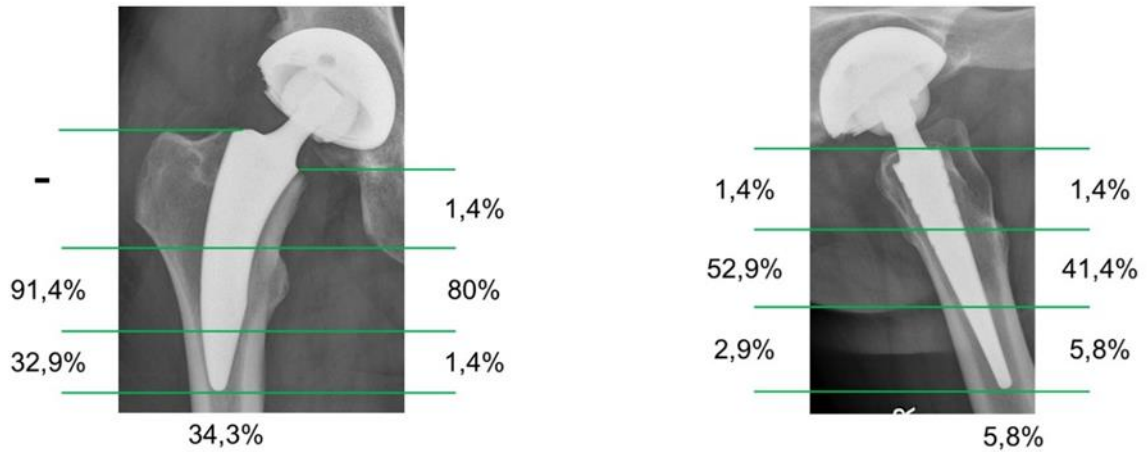


Abbildung 21:

Hypertrophe Knochenumbauvorgänge. Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)

3.3.2. Atrophe Knochenumbauvorgänge

Zu den beobachteten atrophischen Knochenumbauvorgängen zählten eine zonale Abnahme der Knochendichte in spongiösen Arealen sowie eine Kortikalisatrophie mit einer Ausdünnung und Dichteabnahme derselben (Abbildung 22). Ein gesondert beschriebenes Phänomen war die sogenannte Atrophie der Kortikalis in der Region des Kalkar femoris, also in Zone 7 und 14, welche in 42 Fällen beobachtet worden ist. Diese war häufig mit einer Abrundung der Kalkarkortikalis verbunden (Abbildung 23). Insgesamt wurde in 67 Fällen eine Atrophie beobachtet (Abbildung 24).

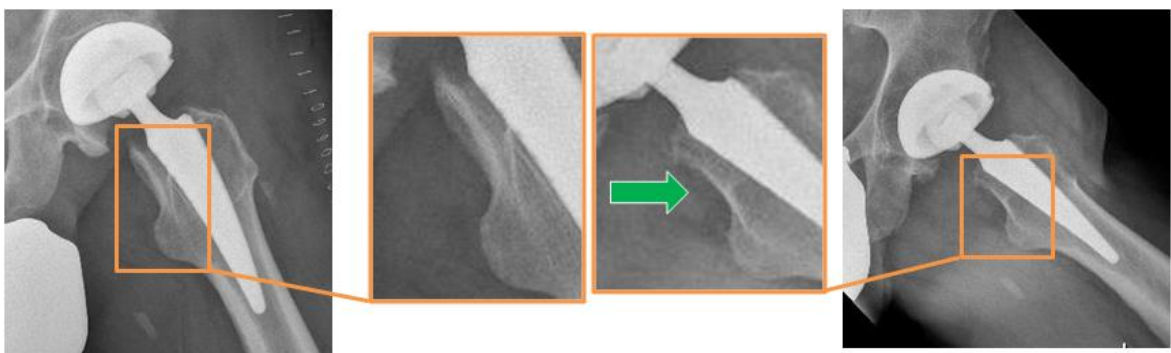


Abbildung 22:

Knochenatrophie zwei Jahre postoperativ

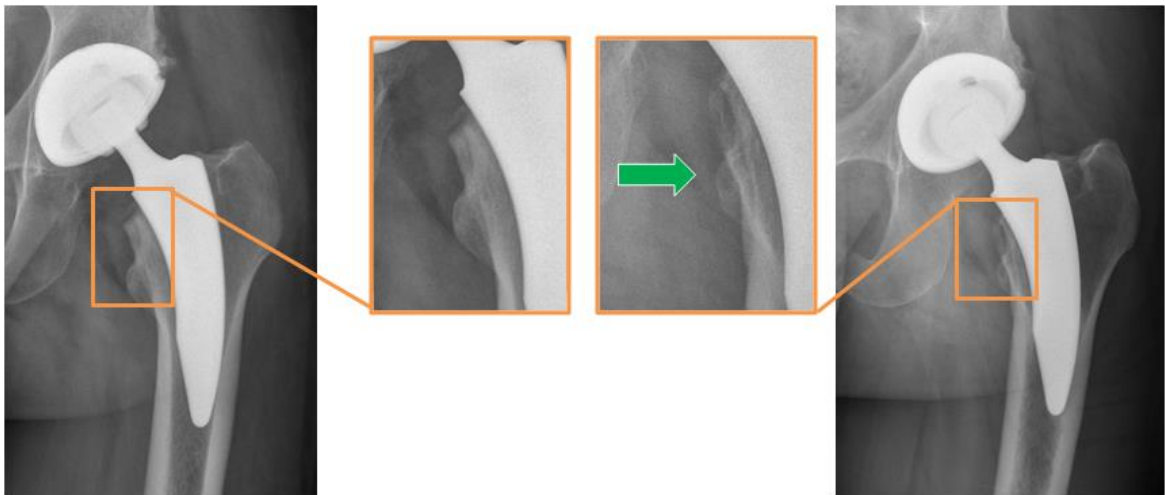


Abbildung 23:
Kalkarabrundung zwei Jahre postoperativ

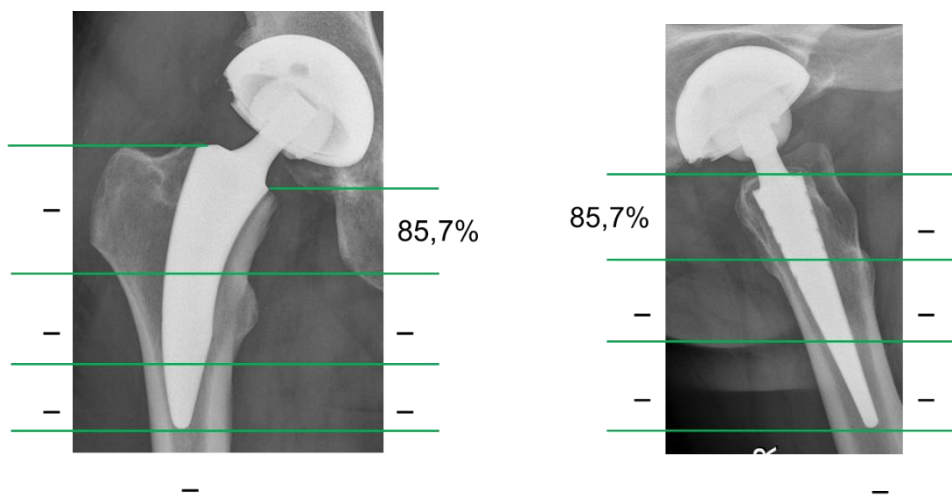


Abbildung 24:
Knochenatrophie. Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)

3.3.3. Skleroselinien

Skleroselinien in Form von zarten sklerosierten Linien wurden in 63 Fällen beobachtet (Abbildung 26). Sie waren immer schmaler als ein mm und immer mit einem Lyseaum zum Implantat hin gelegen kombiniert. Diese wurden nur zonal und nie zirkumferent gesehen. (Abbildung 25). Ihre Lokalisation war in den meisten Fällen an der Prothesenspitze, d. h. in den Zonen 3, 4, 5 und 10, 11, 12.

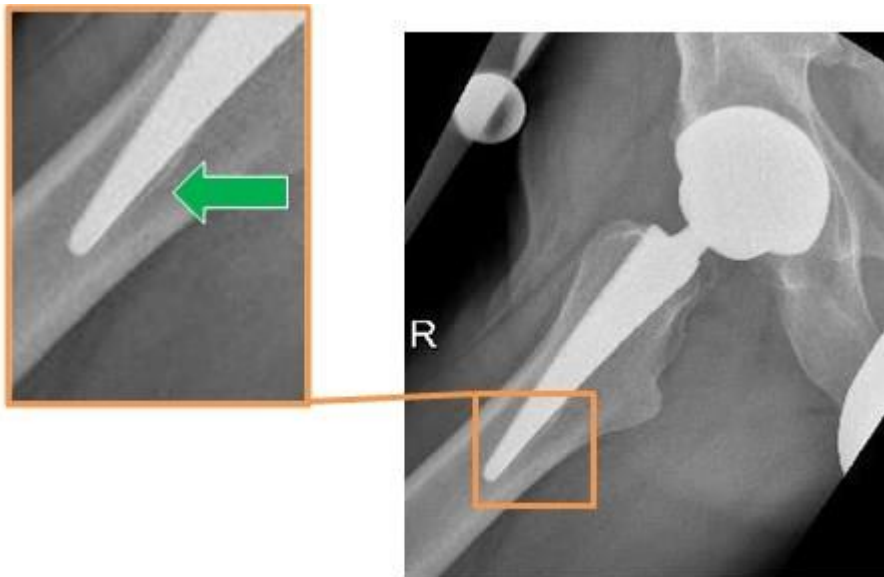


Abbildung 25:
Skleroselinie zwei Jahre postoperativ

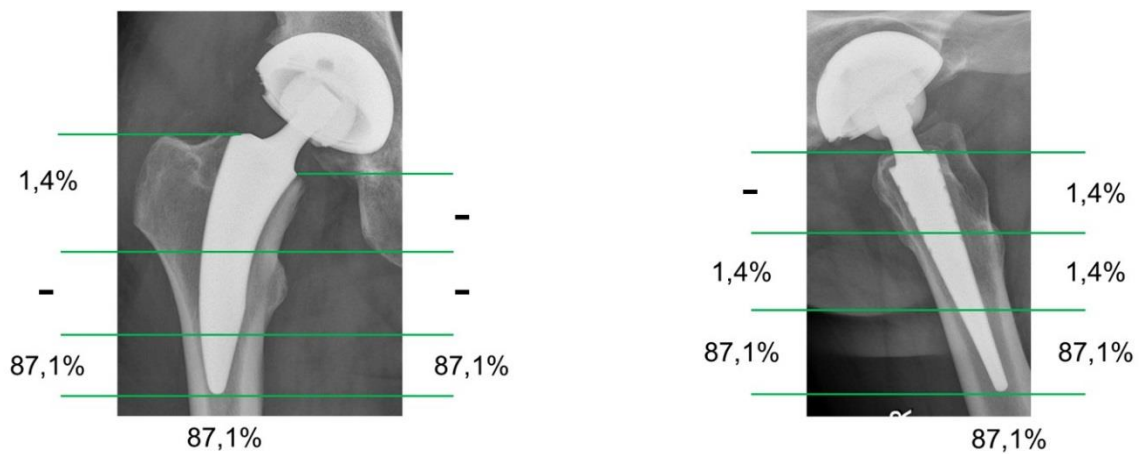


Abbildung 26:
Skleroselinien - Zonale Erfassung nach Gruen/Johnston in Prozent (%)

3.3.4. Lysesäume

Lysesäume oder sogenannte radioluzente Linien um den Schaft traten in 64 Fällen auf (Abbildung 28). Sie traten ausschließlich zonal auf und waren nahezu ausschließlich an der polierten Schaftspitze nachzuweisen (Zonen 3, 4, 5 und 10, 11, 12) (Abbildung 27). In allen Fällen waren sie nicht breiter als ein mm und von einer dünnen Skleroselinie zum Knochen hin begrenzt. Die Saumbildung war in keinem Fall breiter als ein mm.

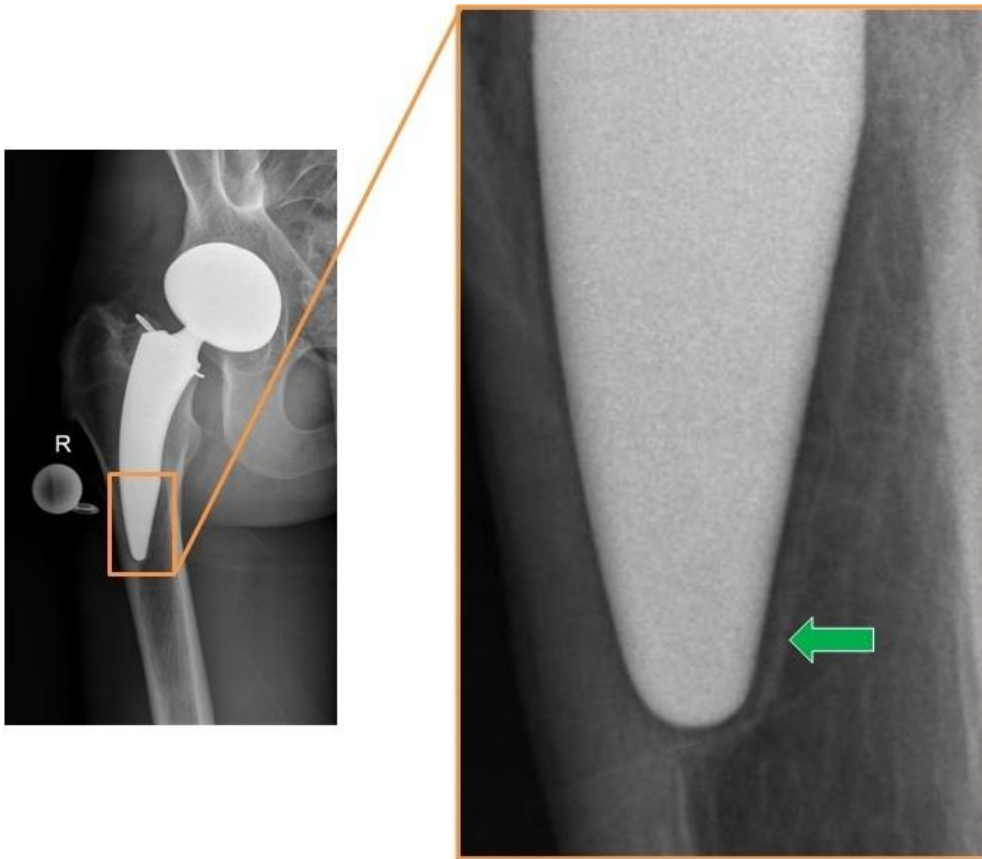


Abbildung 27:
Lysesaum um die polierte Spitze der Prothese zwei Jahre postoperativ

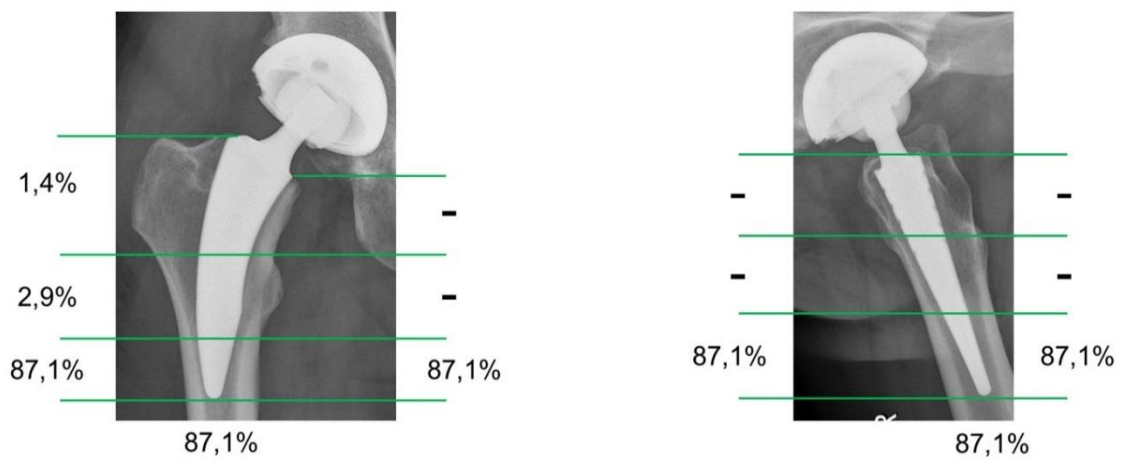


Abbildung 28:
Lysesaum - Zonale Erfassung nach Gruen / Johnstonin Prozent (%)

3.3.5. Osteolysen

Osteolysen sind irregulär geformte, radiolytische Areale um die Grenzfläche zwischen Prothese und Knochen mit einer zunehmenden Tendenz (Zweymüller et al. 2006). Periprotetische Osteolysen oder Saumbildungen von mehr als einem mm wurden definitiv nicht beobachtet.

3.3.6. Periartikuläre Ossifikationen

Knochenneubildung innerhalb des Weichgewebes. Die periartikuläre Ossifikationen werden nach Brooker in vier Stadien eingeteilt. Stadium 1 besteht aus den Ossifikationen innerhalb der periartikulären Weichteile. In Stadium 2 sind knöcherne Ausziehungen vom Os ilium und / oder Trochanter major mit einem Abstand zueinander von mehr als ein cm. Im dritten Stadium liegen die knöchernen Ausziehungen vom Os ilium und / oder Trochanter major mit einem Abstand zueinander von weniger als ein cm. Das vierte Stadium ist die Ankylose (Brooker et al. 1973).

Periartikuläre Ossifikationen wurden lediglich bei drei Patienten (4,3%) beobachtet. Alle lagen im Brooker Stadium I-II und zeigten keine Einschränkung der Gelenkbeweglichkeit (Abbildung 29).

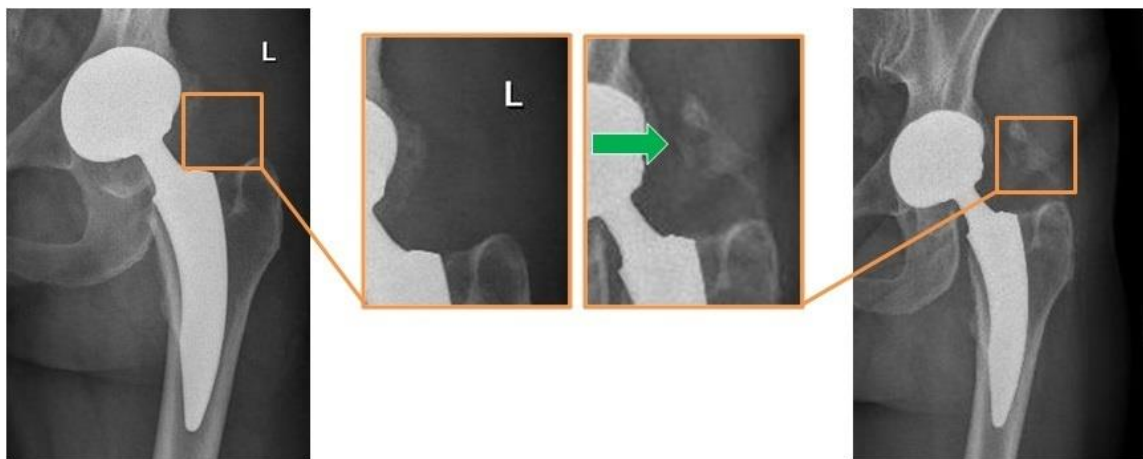


Abbildung 29:
Brooker II, zwei Jahre postoperativ

3.3.7. Schaftmigration

Lediglich in einem Fall migrierte der Schaft initial postoperativ um vier mm ohne weitere Progredienz oder Zeichen einer Lockerung im Verlauf. In den Verlaufskontrollen zeigte sich

keine weitere Migration oder Lockerung (Abbildung 30). Eine Revision war nicht nötig. Allerdings lag der Harris-Hip-Score zwei Jahre postoperativ mit 86,8 unterhalb des durchschnittlichen Wertes.

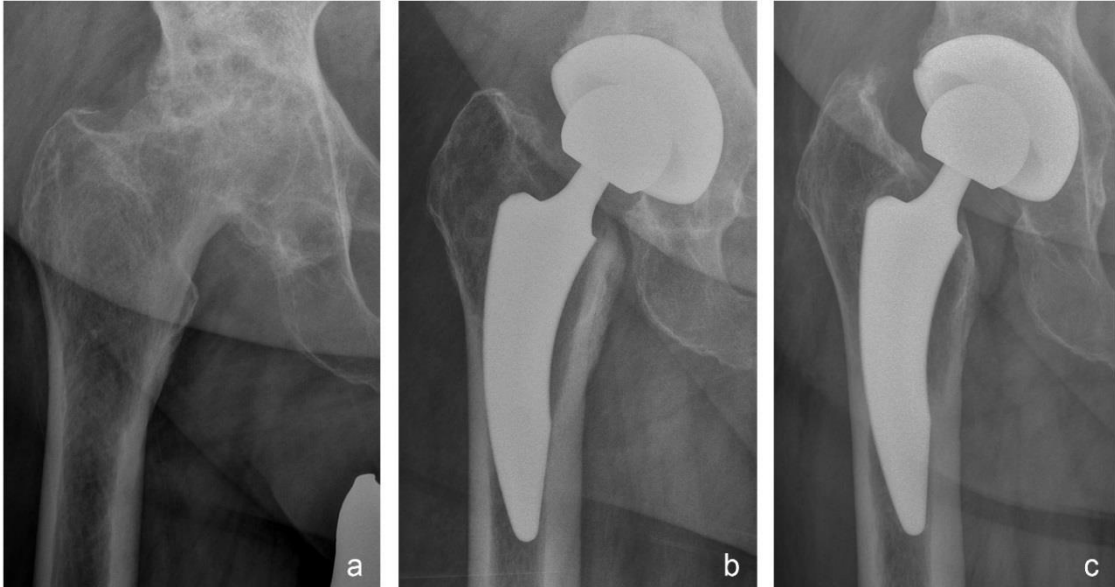


Abbildung 30:
Unveränderte Stellung des initial migrierten Schaftes nach zwei Jahren.
Ausgangsbild a, direkt postoperativ b, zwei Jahre postoperativ c



Abbildung 31:
Gute Osseointegration zwei Jahre postoperativ

Tabelle 14:

Zonale Erfassung der röntgenologischen Veränderungen nach Gruen/Johnston in Prozent (%)

Zonen	Hypertrophie	Atrophie	Skleroselinien	Lysesaum < 1mm
1	0	0	1	1
2	91	0	0	3
3	33	0	87	87
4	34	0	87	87
5	1	0	87	87
6	80	0	0	0
7	1	86	0	0
8	1	0	0	0
9	53	0	1	0
10	3	0	87	87
11	6	0	87	87
12	6	0	87	87
13	41	0	1	0
14	1	86	1	0

3.4. Komplikationen

In der vorliegenden Studie wurden zwei Komplikationen festgestellt. Eine Schaftmigration sowie eine Fissur im Bereich des Calkar, welche mittels Cerclage ohne weitere Besonderheiten versorgt wurde.

4. Diskussion

In der vorliegenden Untersuchung wurden an einem neuen Design eines schenkelhalsteil-erhaltenden Kurzschaftimplantates das Potential zur Rekonstruktion der Biomechanik des Hüftgelenkes sowie knöcherne Umbauvorgänge (Remodelling) im periprothetischen Lager zwei Jahre nach Implantation analysiert.

4.1. Patientenkollektiv

Das Untersuchungskollektiv umfasste 24 Frauen und 46 Männer mit einem Durchschnittsalter von 51,4 Jahren (von 21 bis 66 Jahre) bei der Operation. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 26 Monate. Es handelt sich damit um die Analyse von kurzfristigen Ergebnissen, wie sie bei einem neu entwickelten Prothesentyp erforderlich und sinnvoll sind. Für die Erfassung von Rekonstruktionskriterien der Biomechanik ist die unmittelbar postoperative Bewertung der Gelenkgeometrie anhand des Röntgenbildes Standard. Sie wird in dieser Form auch in anderen Studien ermittelt (Ries et al. 2015; Schmidutz et al. 2012).

Um eine erste Tendenz bezüglich der klinischen Relevanz der erzielten biomechanischen Rekonstruktion zu erkennen, ist der gewählte Zeitraum der ersten 24 Monate nach Implantation der Endoprothese angemessen, da sich innerhalb dieses Zeitraums die klinischen Parameter im normalen Verlauf stabilisieren beziehungsweise ein Equilibrium erreichen, welches die Bewertung erlaubt.

Gleiches trifft für den zweiten Untersuchungskomplex, das knöcherne Remodelling, zu. Innerhalb des Zeitraums von zwei Jahren ist bei zementfrei verankerten Hüftschäften bei erfolgreicher Implantation sowohl die knöcherne Integration als auch das Remodelling soweit abgeschlossen, dass eine fundierte Bewertung vorgenommen werden kann (Brodner et al. 2004; Engh et al. 1990; Salemyr et al. 2015).

Die untersuchte Fallzahl liegt im mittleren Bereich im Vergleich der vorliegenden Publikationen über Kurzschäfte und stellt für die Untersuchungsziele eine relevante Größe dar (Tabelle 15). Der Altersdurchschnitt ist im unteren Bereich des Korridors, der in vorliegenden Studien untersuchten Kollektive (Tabelle 17). Dieses ergibt sich aus den generellen Indikationskriterien für Kurzschäfte, die grundsätzlich in jüngeren Altersstufen gesehen werden sowie aus dem dieser Studie zugrundeliegenden Indikationskriterium mit einem Alter von

≤ 60 Jahre. Die Indikation wurde in der vorliegenden Untersuchung lediglich in Einzelfällen ausgeweitet (sechs Patienten mit einem Alter von > 60 Jahre). Auch wenn hier keine Komplikationen auftraten, kann man anhand der Datenlage mit vergleichbaren Implantaten daraus nicht die Erweiterung der Indikation auf höhere Altersgruppen ableiten. Gleiches gilt für die manifeste Osteoporose. In beiden Fällen sollten die Vorteile des Kurzschaftees gegenüber Standardimplantaten sorgfältig geprüft werden.

Eine Geschlechterverteilung zugunsten des männlichen Geschlechts ergeben für die untersuchten Zielkriterien keine relevanten Konsequenzen.

In der vorliegenden Studie war die Indikation zur Kurzschafteeimplantation mit 76% eine primäre Koxarthrose, mit 15% eine Dysplasiekoxarthrose, mit drei Prozent eine Hüftkopfnekrose und mit 6% Erkrankungen des rheumatischen Formkreises. Damit entspricht das Indikationsspektrum dem der Altersklasse typischen wie es auch in anderen Untersuchungen dokumentiert ist (Martins et al. 2014; Rading und Köster 2011; Ries et al. 2015; Thorey et al. 2013).

Tabelle 15:
Übersicht Kurzschafftstudien

Studie	Follow up	Kurzschafft Typ	Fallzahl	Altersdurchschnitt
Decking et al. Januar 2008	1 Jahr	ESKA Cut 2000 Fa. ESKA Implants	20	47
Falez et al. März 2008	5 Jahre	MAYO Fa. Zimmer Biomet	160	63,4
Synder et al. July 2009	5 Jahre	Metha Fa. B. Braun	30	43
Rading u. Köster Oktober 2011	6 Jahre	MAYO Fa. Zimmer Biomet	114	52
Jerosch et al. Februar 2012	4 Jahre	MiniHip Fa. Corin	180	59,7
Ettinger et al. 2013	2 Jahre	NANOS Fa. Smith & Nephew	202	57,8
Thorey et al. September 2013	6 Jahre	Metha Fa. B. Braun	151	55,7 ± 9,8
Kutzner et al. Dezember 2015	6 Wo- chen	Optimys Fa. Mathys	114	63
Brinkmann et al. Februar 2015	1 Jahr	Metha Fa. B.Braun	24	58,7
Brinkmann et al. Februar 2015	1 Jahr	Nanos Fa. Smith & Nephew	26	59,7
Ries et al. Februar 2015	-	Nanos Fa. Smith & Nephew	50	54,5 ± 7,4
Synder et al. März 2015	1 Jahr	Metha Fa. B. Braun	36	50,4
Budde et al. September 2016	2 Jahre	Nanos Fa. Smith & nephew	14	53,6 ± 7,2
Freitag et al. November 2016	1 Jahr	Fitmore Fa. Zimmer Biomet	57	56,8 ± 10,2
Vorliegende Studie September 2016	2 Jahre	BreXis Fa. Stemcup	70	51,4
Tran et al. November 2016	2 Jahre	MSA Fa. Global Orthopaedic	39	-

4.2. Klinische Ergebnisse

4.2.1. Harris-Hip-Score (HHS)

Mit einem präoperativen Mittelwert von $47 \pm 16,5$ erreicht der HHS nach zwei Jahren ein Mittelwert von $91 \pm 12,5$. In der Literatur werden ähnliche Anstiege des HHS bei anderen Kurzschäften angegeben (Tabelle 16). Bei Studien, in denen der HHS im zwei-Jahres-Follow-up höher als in der aktuellen liegt, finden wir einen besseren Ausgangswert. Betrachtet

man isoliert den Anstieg zwischen post- und präoperativem Score, ist dieser in keiner vergleichbaren Studie höher. In einer Studie der gleichen Klinik mit dem MAYO-Schaft und Sechs-Jahres-Follow-up zeigten sich identische HHS-Werte prä- und postoperativ. Die Unterschiede sind von verschiedenen Faktoren abhängig. Je jünger das Kollektiv, desto höher das HHS.

Tabelle 16:

Vergleich Harris Hip Score bei Kurzschafftimplantaten in der Literatur

Studie	Follow up	Kurzschafft Typ	HHS prä	HHS post
Decking et al. Januar 2008	1 Jahr	ESKA Cut 2000 Fa. ESKA Implants	45,6 ± 11,7	88,5 ± 15,1
Synder et al. July 2009	5 Jahre	Metha Fa. B. Braun	54	97
Rading u. Köster Oktober 2011	6 Jahre	MAYO Fa. Zimmer Biomet	47	92
Thorey et al. September 2013	6 Jahre	Metha Fa. B. Braun	46 ± 17	90 ± 5
Brinkmann et al. Februar 2015	1 Jahr	Metha Fa. B. Braun	-	96,2
Synder et al. März 2015	1 Jahr	Metha Fa. B. Braun	56,2	94,1
Budde et al. September 2016	2 Jahre	Nanos Fa. Smith & Nephew	55,9 ± 15,2	97,3 ± 5,5
Freitag et al. November 2016	1 Jahr	Fitmore Fa. Zimmer Biomet	52 ± 13	85 ± 14
vorliegende Studie September 2016	2 Jahre	BreXis Fa. Stemcup	46,87 ± 15,59	91,2 ± 12,49
Tran et al. November 2016	2 Jahre	MSA Fa. Global Orthopaedic	39,7	75,3
Capone et al. July 2017	6 Jahre	Nanos Fa. Smith & Nephew	53	90

4.2.2. University of California Los Angeles activity Score (UCLA)

Der UCLA Score präoperativ betrug $4,9 \pm 2,13$ und in der Nachuntersuchung $7,6 \pm 1,35$. Dies belegt einen relevanten Anstieg der körperlichen Aktivität zwei Jahre nach Implantation des Systems.

Vergleichsstudien sind lediglich in geringem Umfang und mit Einschränkung verfügbar. In einer Arbeit von Malcolm et al. (2014) werden postoperative UCLA Scores bei jungen Patienten (≤ 30 Jahre), bei Patienten > 30 Jahre und bei einem gematchten Vergleichskollektiv ohne Hüftpathologie verglichen. Hier liegen die Scores 6,5 / 6,4 / 6,6 (Tabelle 17). Damit sind die Unterschiede sehr gering, liegen jedoch alle unter den in der vorliegenden Studie postoperativ gemessenen Werten. In der Studie von Daniel et al. (2004) wurden 378 Patienten nach Implantation eines Oberflächenersatzes mit einem Follow-up Zeitraum von 3,3 Jahren erfasst. Der UCLA betrug $8,66 \pm 1,44$. Hier kann das Alter des Kollektivs (jünger als 55 Jahre) den sehr guten Score erklären. Ein direkter Vergleich ist schwierig, da der präoperative Status nicht erfasst wurde. Rading und Köster (2011) zeigten mit dem MAYO-Schaft einen Anstieg des UCLA von 3,7 auf 6,3 postoperativ, allerdings bei einem Follow-up von sechs Jahren. In Studien nach sechs beziehungsweise fünf Jahren mit dem NANOS-Schaft lag der UCLA präoperativ bei 2,9 und postoperativ bei sechs beziehungsweise 6,3 (Capone et al. 2017; Czech et al. 2017).

Grundsätzlich lässt sich erkennen, dass die körperliche Aktivität nach Implantation des Systems in dem zu erwartenden Bereich liegt und somit ein angemessenes Aktivitätsniveau erzielt wird.

Tabelle 17:
Vergleich UCLA in der Literatur

Studie	Follow up	Prothesen Typ	UCLA prä	UCLA post
Daniel et al 2004	3 Jahre	Oberflächenersatz	-	8,66±1,44
Naal et al April 2009	-	-	5,1±2,1	
Rading u. Köster Oktober 2011	6 Jahre	MAYO Fa. Zimmer Biomet	3,7	6,3
Malcolm et al. November 2014	2 Jahre	-	-	6,4
vorliegende Studie September 2016	2 Jahre	BreXis Fa. Stemcup	4,9 ± 2,13	7,6 ± 1,35
Capone et al. July 2017	6 Jahre	Nanos Fa. Smith& Nephew	2,9	6,3
Czech et al. Dezember 2017	5 Jahre	Nanos Fa. Smith& Nephew	2,96	5,98

4.2.3. 12-item Short-Form Health Survey (SF-12)

In der vorliegenden Studie steigt das physische SF-12 Score von $31,2 \pm 8,6$ auf $49,2 \pm 8,7$ zwei Jahre postoperativ. Ebenso erhöht sich das psychische SF-12 Score von $44,1 \pm 12,2$ auf $53,1 \pm 8,3$. In einer Arbeit von Li et al. (2018) liegen die Werte des physischen SF-12 Scores sowohl bei einem Kurzschaft (CFP Link) als auch bei einem Standardschaft (Rippenschaft Link) nach zwei Jahren bei 48 beziehungsweise 49, die des psychischen SF-12 Scores bei 54 beziehungsweise 55 und damit bei beiden Implantattypen in einem vergleichbaren Niveau. In der Studie von Van Oldenreijk et al. (2017), in der der CFP-Schaft (Link) und der Zweymüller-Schaft untersucht wurden, war der psychische SF-12 Score bei 49 beziehungsweise 46 und damit ebenfalls ohne nennenswerten Unterschied auf den in der vorliegenden Studie erreichten Werten. Bei Malcolm et al. (2014) erreicht der physische SF-12 Score 44 und

das psychische 56 Punkte in der Follow-up Untersuchung von 158 Patienten zwei Jahre nach Implantation eines Standardschaftes.

Die mit dem implantierten System erreichte Patientenzufriedenheit gemessen mit dem SF-12 liegt somit im Bereich anderer Kurz- und Standardschäfte.

4.3. Biomechanik

4.3.1. Offset

Die Veränderung des Offsets nach Implantation des Systems war im untersuchten Kollektiv insgesamt gering. So kam es auf der operierten Seite durchschnittlich zu einer Reduktion um 1,9 mm im Vergleich zu präoperativ. Diese geringe Reduktion resultierte aus einer Verminderung des azetabulären Offset um durchschnittlich 5,2 mm und einer kompensatorischen Addition des femoralen Offset um 3,1 mm. Nimmt man das Offset auf der nicht operierten und nicht pathologisch veränderten Gegenseite so entsteht eine Addition des Gesamtoffsets von 0,34 mm.

In der Literatur wird das Offset nach Implantation einer Kurzschaftendoprothese in der Regel mit dem präoperativen Offset der operierten Seite verglichen. Ettinger et al. (2013) beschreiben in ihrer Untersuchung eines analogen Designs (Nanos-Schaft, Fa. Smith & Nephew) eine minimale durchschnittliche Offsetaddition von 0,4 mm bei insgesamt 202 Fällen. Dagegen ermitteln Ries et al. (2015) in ihrer Arbeit mit diesem Implantattyp eine Offsetreduktion von vier mm bei 50 Schäften. In dieser Studie wird das Offset auch mit der nicht operierten Gegenseite verglichen. In diesem Vergleich bestand eine Reduktion von 3,2 mm.

Die jeweiligen Abweichungen sind gering ($< 2,5$ mm) und können möglicherweise mit unterschiedlichen Operationstechniken einhergehen. Das Gesamt-Offset wird zum einen bei diesem Implantattyp von der Höhe der Schenkelhalsresektion mitbestimmt, zum anderen resultiert es aus dem Ausmaß der Pfannenmedialisierung. So führt eine tiefere Resektion des Schenkelhalses zu einer Reduktion des femoralen und damit des Gesamt-Offset.

Kutzner et al. (2015) beobachten bei einem anderen Design (Optimys, Fa. Mathys) mit unterschiedlichen Offsetvarianten eine Offsetaddition von durchschnittlich 2,1 mm. Inwieweit die zweite Offsetvariante in diesem Konzept diesen Unterschied begründet ist nicht

zu beweisen, jedoch möglich. Allerdings ist auch hier die Differenz zum untersuchten Modell insgesamt gering.

Eine ausgeprägtere Offsetreduktion findet sich bei Implantaten des Typs Mayo (Fa. Zimmer Biomet) und Metha (Fa. Aesculap) (Höhle et al. 2015). In einer Untersuchung an 191 Fällen wurde eine Gesamt-Offsetreduktion von durchschnittlich 5,6 mm ermittelt. Hier muss angenommen werden, dass Schaftdesign und Verankerungsphilosophie diese Offsetreduktion bedingen. Die Schaftform weist ein geringes Offset auf. Das Schaftdesign erfordert eine Verankerungstechnik, bei der die Schaftspitze parallel zur lateralen Femurkortikalis verankert wird. Dadurch ist in der Regel eine tiefe, das bedeutet standardmäßige, Schenkelhalsresektion bedingt. Eine variable Schaftimplantation zur Kompensation des geringen Offset im Varussinne ist nicht möglich. Beides bewirkt ein geringeres Offset.

Die angewandte Methode der Offsetbestimmung anhand konventioneller Röntgenbilder ist überwiegend als Referenzmethode in der Literatur zu finden (Ries et al. 2015; Schmidutz et al. 2012). Nicht zu ignorieren ist, dass diese Methodik mit einer gewissen Ungenauigkeit verbunden sein kann. Insbesondere die Rotation von Femur und Becken spielen dabei eine Rolle (Boese et al. 2016; Lechler et al. 2014). In der vorliegenden Studie wurde eine standardisierte Aufnahmetechnik angewandt, die dieser Messungenauigkeit entgegenwirkt.

Genauere Ergebnisse liefert nach der Untersuchung von Lecerf et al. (2009) die CT Untersuchung, die in größeren klinischen Studien aufgrund der Strahlenbelastung und des Aufwandes nur bedingt als Standardmethode etabliert werden kann.

Neue radiologische Methoden mit geringer Strahlenbelastung wie EOS scheinen eine genauere Bestimmung der Hüftgeometrie zu ermöglichen (Clavé et al. 2015; Lazennec et al. 2015). Inwieweit diese Methodik bei der Bestimmung des Offsets nach Hüftimplantation zu weiteren Erkenntnissen führt, bleibt derzeit noch offen.

Obwohl derzeit kein klarer Konsens bezüglich der idealen Offsetrekonstruktion in der Hüftendoprothetik existiert, scheint weitgehend Einigung darin zu bestehen, dass eine relevante Abweichung vom vorbestehenden Offset nicht angestrebt werden soll (Lecerf et al. 2009; Liebs et al. 2014; Flecher et al. 2016). Dieses wurde mit dem untersuchten neuen Schaftdesign weitgehend erzielt.

Ob und ab welchem Ausmaß ein vorbestehendes pathologisches Offset (zum Beispiel bei ausgeprägter Coxa vara oder valga beziehungsweise bei vorangegangener Osteotomie) abweichend rekonstruiert werden soll, bleibt bisher ungeklärt. Normalwerte zum Offset am Hüftgelenk existieren bisher allenfalls für ein umschriebenes selektiertes Kollektiv (Umer et al. 2010).

Die in der Studie gemessenen Offsetveränderungen zeigten keine relevanten klinischen Auswirkungen. Zwischen der Gruppe mit einer Gesamt-Offsetvergrößerung und der mit einer Gesamt-Offsetverringerng bestanden keine signifikanten Unterschiede. Auch in den jeweiligen Untergruppen, die gebildet wurden, zeigten sich keine relevanten Unterschiede. Hier gilt allerdings zu berücksichtigen, dass die Fallzahl insgesamt, insbesondere jedoch der gebildeten Gruppen, gering war, sodass der Effekt nur bei starker Ausprägung als Tendenz hätte abgelesen werden können.

Grundsätzlich haben einige Studien gezeigt, dass eine Vergrößerung des Offsets zu einer Verbesserung der Abduktorenkraft (McGrory et al. 1995; Yamaguchi et al. 2004), einer Zunahme der Beweglichkeit (McGrory et al. 1995; Spalding 1996) sowie einem weniger häufigeren Hinken und Nutzen von Gehhilfen führt (Asayama et al. 2002; Bourne und Rorabeck 2002).

In einer Untersuchung von Xu et al. (2013) wurden in einem Vergleich von drei Gruppen (Offsetänderung von mehr als + 5 mm / zwischen + 5 und -5 / mehr als - 5) beim SF-12 sowie beim WOMAC keine relevanten Unterschiede gemessen. Lediglich beim HHS waren die Ergebnisse bei einer Offsetreduktion von fünf mm und mehr schlechter. Cassidy et al. (2012) beschreiben ebenfalls eine schlechtere Funktion sowie erhöhte Schmerzen bei einer Offsetreduktion von mehr als fünf mm. Mahmood et al. (2016) bestätigen dieses. Im Gegensatz dazu finden Liebs et al. (2014) bessere Ergebnisse in der Gruppe der Patienten mit einer Offsetreduktion von mehr als fünf mm.

Es bleibt festzuhalten, dass die klinische Relevanz der Offsetveränderungen bisher in der Literatur nicht eindeutig geklärt ist. Einzelne Hinweise, dass eine Offsetreduktion von mehr als fünf mm etwas schlechtere klinische Ergebnisse zeigt, konnten in dieser Studie nicht bestätigt werden. Es bleibt wichtig, klar zu ermitteln, wie der zu erzielende Offsetwert sein

sollte, der zu einem guten klinischen Ergebnis führt. Messverfahren müssen dazu verbessert, intraindividuelle Vergleichswerte (präoperativ oder Gegenseite) festgelegt und größere Kollektive herangezogen werden.

4.3.2. Beinlängendifferenz

Die im Röntgenbild gemessene hüftbezogene, präoperative Beinlängendifferenz von 4,4 mm wurde im Durchschnitt um 1,3 mm reduziert. 18% der Patienten hatten postoperativ einen radiologisch erfassten Beinlängenunterschied von mehr als fünf mm. Nur drei mal betrug die Differenz mehr als einen cm.

Je nach Implantatdesign wird bei Kurzschäften die Beinlänge sowohl durch die Implantationstiefe als auch durch die Implantatlage in Bezug auf Valgus- beziehungsweise Varusposition beeinflusst. Diese betrifft vor allem Schenkelhals-erhaltende und -teilerhaltende Implantate. Letzteres macht offenkundig, dass Beinlänge und Offset aufeinander abgestimmt rekonstruiert werden müssen. So führt die valgische Einstellung eines Kurzschaftes zu Beinverlängerung und gleichzeitig zu einer Offsetreduktion. Das zeigten Höhle et al. (2015) in einer Studie mit dem Mayo- und Metha-Schaft. Brinkmann et al. (2015) ermittelten in ihren Kollektiven eine Beinlängendifferenz von durchschnittlich einem mm (Nanos) beziehungsweise 0,8 mm (Metha). In der Studie von Ries et al. (2015) wird die Beinlängendifferenz mit dem Nanos-Schaft um 2,1 mm geändert (von -1,4 präoperativ auf 0,7 postoperativ). Kutzner et al. (2015) maßen klinisch eine durchschnittliche postoperative Beinlängendifferenz mit dem Optimys Schaft von 1,2 mm.

Neben dem Offset ist die Beinlängendifferenz ein weiterer biomechanischer Parameter, der Einfluss auf die Funktion und die Zufriedenheit von Patienten bestimmt. Beinlängendifferenzen nach endoprothetischer Versorgung sind nicht ungewöhnlich, wobei das Ausmaß stark differiert (Jasty et al. 1996; Ranawat et al. 2001). Im Durchschnitt werden Differenzen von drei bis 17 mm angeführt (Rand and Ilstrup 1983; Turula et al. 1986). Angestrebt wird ein Unterschied von weniger als zehn mm bei 97% der Fälle (Woolson et al. 1999).

Eine ausbleibende Rekonstruktion von Beinlänge und Offset innerhalb der fünf mm Grenze führt zu einem unphysiologischen Gangbild (Renkawitz et al. 2016). Die Balancierung der

Beinlänge mit einer Differenz von null bis fünf mm führt in Kombination mit einer Rekonstruktion des Offsets mit weniger als fünf mm Differenz zu besseren klinischen Ergebnissen (Innmann et al. 2018).

In der vorliegenden Studie wurde die Beinlängendifferenz im Durchschnitt von präoperativ 4,4 mm auf postoperativ 3,1 mm gesenkt. Relevant ist, dass die Messung an den Röntgenbildern des Beckens durchgeführt wurde, während in den zitierten Studien die Messungen klinisch erfolgten. Streng genommen muss aufgrund der angewandten Messmethode von einer operationsbedingten Veränderung der Beinlänge gesprochen werden, da weder eine klinische noch radiologische Ganzbeinmessung durchgeführt wurde. Klinische Messungen haben eine hohe Messgenauigkeit (Sayed-Noor et al. 2009). Radiologische Messungen sind diesbezüglich genauer (Flecher et al. 2016). Allerdings müssen für eine präzise Aussage Ganzbeinaufnahmen durchgeführt werden. In der vorliegenden Studie erfolgte die Messung an anatomischen Landmarken (Trochanter minor, Tränenfigur beziehungsweise Sitzbein), die prä- und postoperativ vermessen wurden. Diese Messmethode wurde angewandt, da zum einen eine prä- und postoperative Ganzbeinaufnahme aus Gründen des Strahlenschutzes nicht gerechtfertigt war. Zum anderen erfolgt die operative Korrektur über die Implantatpositionierung von Schaft und Pfanne. Eine extraartikulär bedingte Beinlängendifferenz kann aufgrund der Maßgaben für eine biomechanische Rekonstruktion des Hüftgelenkes nicht oder allenfalls minimal berücksichtigt und umgesetzt werden. Auffallend ist die vergleichsweise hohe mittlere hüftbezogene, präoperative Beinlängendifferenz in dem untersuchten Kollektiv.

Die mittlere Beinlängendifferenz beziehungsweise Seitendifferenz konnte mit der untersuchten endoprothetischen Rekonstruktion reduziert werden. Die postoperative Seitendifferenz lag in einem hohen Ausmaß (82%) in einem Bereich, der im allgemeinen als klinisch irrelevant bewertet wird (≤ 5 mm). Nur in wenigen Ausnahmen lag die persistierende Differenz in einem kritischen Bereich. Somit zeigte sich, dass mit dem BreXis Schaft eine adäquate Rekonstruktion der Beinlänge erzielt werden konnte.

4.4. Radiologische Analyse des Knochenremodellings

Hypertrophe Knochenumbauvorgänge in Form von zonalen Verdichtungen der Knochenstruktur wurden in über 90% der Fälle beobachtet. Diese Phänomene traten mit Abstand

am häufigsten in den mittleren Schaftzonen, das heißt in den Zonen 2 und 6 bzw. 9 und 13 auf. Daneben konnte es in etwa einem Drittel der Fälle auch an der medialen Schaftspitze (Zone 3) und distal der Schaftspitze (Zone 4) beobachtet werden. Eine so genannte kortikale Hypertrophie mit Verdickung der Kortikalis wurde selten (6%) beobachtet und war ausschließlich an der lateralen Schaftspitze lokalisiert (Zone 3). Knochenatrophien waren auf die proximale medial gelegene Zone 7 und die proximal dorsal gelegene Zone 14 begrenzt und traten hier immerhin bei 86% der Fälle auf. Dabei kam es jeweils sowohl zur Ausdünnung der Kortikalis als auch zur Verminderung der Knochendichte. Im Kalkarbereich waren diese Veränderungen oft mit einer Abrundung der kortikalen Kante im Resektionsbereich verbunden.

Eine Zu-/ Abnahme der Knochendichte im periprothetischen Lager nach Implantation wird auch bei anderen Kurzschaften beschrieben. So beobachtete Brinkmann et al. (2015) mit der DEXA-Methode sowohl bei der Nanos- als auch bei der Metha-Prothese eine geringe, allerdings signifikante Abnahme der Knochendichte in der Zone 1 (Trochanter major) sowie eine geringe Zunahme beim Metha Schaft in Zone 6 jeweils durchschnittlich zwölf Monate nach Implantation. Götze et al. (2010) maßen mit DEXA beim Nanos Schaft zwölf Monate postoperativ eine Abnahme der Knochendichte in den Zonen 1 und 7 sowie eine Zunahme in Zone 2. Chen et al. (2009) beschreiben bei dem Mayo-Schaft eine signifikante Abnahme der Knochendichte in den Zonen 1, 6 und 7 sowie eine Zunahme in den Zonen 2 und 3 nach durchschnittlich 5,7 Jahren gemessen mit DEXA und berechnet in einem theoretischen Modell. Yan et al. (2018) kategorisieren in einer Übersichtsarbeit das Knochenremodelling bei verschiedenen Kurz- und Standardschaften. Demnach ergeben sich für die einzelnen Designformen charakteristische Muster. Allen Implantaten gemeinsam ist eine proximale Abnahme der Knochendichte sowie eine Zunahme bei den Schenkelhals teilerhaltenden Kurzschaften wie Metha und Nanos.

In der vorliegenden Studie wurden keine DEXA-Messungen durchgeführt. Dennoch gibt es deutliche Übereinstimmungen, wenn man die röntgenmorphologischen Veränderungen mit diesen vergleicht. So war auch beim untersuchten BreXis-Schaft eindeutig eine Hypertrophie in Zone 6, sowie eine Atrophie in Zone 7 zu erkennen. Eine Hypertrophie in den Zonen 2 beziehungsweise 3 wurde in den Untersuchungen von Chen et al. (2009) ebenfalls beim Mayo-Schaft sowie in Zone 2 beim Nanos-Schaft (Götze et al. 2010) beobachtet. In

keiner der DEXA-Untersuchungen war jedoch, wie in diese Studie, eine Zunahme der Knochendichte in Zone 4 zu sehen. Dies mag verschiedene Gründe haben. DEXA-Untersuchungen sind Summationsmessungen und erfassen nicht einzelne röntgenmorphologische Phänomene, die innerhalb einer Zone auftreten. So kann es theoretisch innerhalb einer Zone sowohl zur Abnahme der Knochendichte, zum Beispiel im kortikalen Bereich als auch zu einer Verdichtung im spongiösen Bereich kommen.

Insgesamt weist die Veränderung der Röntgenmorphologie für eine Hauptkrafteinleitung im meta-diaphysären im mittleren Schaftdrittel hin, während der proximale Kalkarbereich etwas abbaut. Während DEXA-Untersuchungen quantitative Messungen nur in der a.-p. Richtung, das heißt medial und lateral des Implantates erfassen, vermag die röntgenmorphologische Erfassung auch die Zonen ventral und dorsal zu bewerten. Hierdurch ergibt sich ein klareres Bild, denn auch hier kommt es zur Zunahme der Knochendichte im mittleren Schaftbereich, nämlich in den Zonen 9 und 13. Offen bleibt, wie die Verdichtung in Zone 4, also unmittelbar unterhalb der Schaftspitze zu deuten ist. Hier mag eine vermehrte Biegebelastung am Übergang vom Implantat zum elastischen Knochen eine Rolle spielen. Anders als bei nicht polierten Kurzschäften, wie beispielsweise dem Fitmore-Implantat (Maier et al. 2015) wurde jedoch eine kortikale Hypertrophie extrem selten beobachtet.

Skleroselinien und Lysesäume, immer unter einem mm Breite, waren extrem häufig (87%), traten aber nahezu ausschließlich um die polierte Schaftspitze (Zonen 3, 4, 5, 10, 11) und immer zusammen auf. Sie resultieren aus einer beabsichtigten fehlenden knöchernen Integration in diesem Bereich. Brinkmann et al. (2015) dokumentierten ein Jahr postoperativ in 45,8% der Metha-Kurzschäfte und 30,8% in der Nanos-Gruppe Lysesäume. Allerdings machen sie keine Angaben über deren genaue Lokalisation. Ettinger et al. (2012) berichteten von zwei Fällen mit radioluzenten Linien in einem Kollektiv von 202 Patienten. Rading und Köster (2011) entdeckten beim Mayo-Schaft in 20% ihrer Fälle eine radioluzente Linie in den Zonen 1, 3, 4 und 5.

Es wird davon ausgegangen, dass diese durch Mikrobewegungen zwischen Prothese und Knochen entstehen (Lester und Campbell 1996). Die Lysesäume, die kleiner als ein mm sind und keine Progredienz nachweisen, gelten demnach als nicht pathologisch (Pieringer et al. 2006). Eine Saumbildung ab zwei mm Breite, welche mehr als ein Drittel der Kontaktfläche involviert und einen progredienten Verlauf hat, kann als Indiz einer Prothesenlocke-

rung gewertet werden (Manaster 1998). Diese wurden in der vorliegenden Studie nicht beobachtet. Ebenso wenig beobachtet wurden Osteolysen, die ebenso wie zirkumferente Lyse säume als Zeichen einer Implantatlockerung beziehungsweise mangelhaften Osteointegration gelten.

4.5. Komplikationen

Jerosch et al. (2012) dokumentierten in einem Kollektiv von 180 Patienten zwei Fälle mit aseptischer Schaftlockerung und drei Fälle mit einer Schaftsinterung von 6-15 mm. Ettinger et al. (2012) berichteten von fünf Schaftmigrationen in 202 Fällen. Eine davon wurde revidiert. Thorey et al. (2013) dokumentierten eine frühe Infektion und zwei Schaftsinterungen in 151 Fällen. Falez et al. (2008) untersuchten 160 Kurzschäfte und zeigten eine septische und zwei aseptische Schaftlockerungen sowie vier Fissuren, die mittels Cerclage versorgt wurden. Rading und Köster (2011) wechselten einen Schaft bei aseptischer Lockerung. Tran et al. (2016) berichteten über vier aseptische Schaftlockerungen. Bei der Implantation von Kurzschaftprothesen besteht ein erhöhtes Risiko von Femurfissuren aufgrund von hohen Kraftspitzen in der Metaphyse im Rahmen der Schaftpräparation (Zeh et al. 2011). Um das zu vermeiden, neigt der Unerfahrene mit einem Kurzschaft zur Implantation von kleinen Schäften. Dabei besteht die Gefahr einer Nachsinterung (Gustke 2012).

4.6. Kritikpunkte der Studie

Ein Kritikpunkt der Studie stellt das nicht randomisierte Patientenkollektiv dar. Der Follow-up Zeitraum von zwei Jahren ist zu kurz, um die Überlebensrate des neuen Implantates zu beurteilen, welches jedoch nicht das primäre Ziel der Untersuchung darstellt.

Die radiologische Auswertung der Knochenumbauvorgänge ist rein deskriptiv. Sie erlaubt allerdings eine differenzierte Darstellung der Phänomene. Im Vergleich zu DEXA-Messungen ist die quantitative vom Beobachter unabhängige Bewertung der Knochendichte allerdings nicht möglich.

Die Bestimmung des Offsets anhand von Röntgenbildern kann im Vergleich zu computertomographischen Methoden fehlerhaft sein (Sariali et al. 2009). Die Positionierung des Patienten auf dem Röntgentisch beziehungsweise die Stellung des Beines und des Beckens

beeinflussen die Genauigkeit der radiologischen Messungen (Merle et al. 2012). Die Nutzung eines CT für die Zwecke der Studie kommt aus Strahlenschutzgründen jedoch nicht in Betracht. Die konventionelle radiologische Untersuchung ist praktikabel und wird in einer standardisierten Form auch von anderen Autoren verwendet (Kutzner et al. 2015). Durch die t-Tests konnte der Einfluss der Offsetveränderung auf das klinische Ergebnis nicht nachgewiesen werden. Das bedeutet im Umkehrschluss aber nicht, dass es keine Unterschiede gibt. Solche Unterschiede wären eventuell nachweisbar, wenn weitere Untersuchungen an größeren Patientenkollektiven durchgeführt würden.

5. Zusammenfassung

Mit dem Ziel der Optimierung von Verankerung und Funktion zementfreier Hüftschäfte wurden in den vergangenen Jahren verschiedene Kurzschaftprothesen entwickelt, die sich im Wesentlichen bezüglich ihres Verankerungsprinzips, der Verankerungstrecke und der Resektionshöhe unterscheiden. Bei allen Modellen wird der reduzierte Knochenverlust im Vergleich zu Standardimplantaten hervorgehoben. Daneben zielt das Konzept auf eine individuelle Rekonstruktion der Biomechanik des Hüftgelenkes und eine physiologische und damit verbesserte Osseointegration.

Ziel der Studie war die Erstbewertung eines neu entwickelten Kurzschaftimplantates (BreXis) mit einem partiell Schenkelhals-erhaltenden Verankerungsprinzip bezüglich der Rekonstruktion der Biomechanik (Offset und Beinlänge) und der knöchernen Integration innerhalb der ersten 24 Monate nach Implantation.

Die ersten 70 konsekutiv implantierten Kurzschäfte vom Typ BreXis bei 70 Patienten (24 weiblich, 46 männlich) wurden prä- und postoperativ sowie nach einer Mindeststandzeit von 24 Monaten ($26,1 \pm 2,1$ Monate) klinisch und radiologisch nachuntersucht. Die klinische Evaluation erfolgte anhand dreier standardisierter Untersuchungs- bzw. Fragebögen (12-item Short-Form Health Survey (SF-12); University of California Los Angeles activity score (UCLA); Harris Hip Score (HHS)). Die radiologische Untersuchung wurde anhand standardisierter Röntgenbilder (Becken a-p. und Hüfte axial) vorgenommen. Vermessen wurde das femorale und azetabuläre Offset sowie das Gesamtoffset unmittelbar prä- und postoperativ auf der operierten Seite sowie in 54 Fällen auf der nicht pathologisch veränderten Gegenseite. Die Offsetveränderungen wurden dann mit den klinischen Resultaten korreliert. Des Weiteren erfolgte die Messung der hüftbezogenen Beinlängendifferenz prä- und postoperativ. Zur Bewertung des knöchernen Remodellings wurden hypertrophe (Knochendichtezunahme in spongiösen Arealen, kortikale Hypertrophie, Konsolenbildung) sowie atrophe (Knochendichteabnahme in spongiösen Arealen, kortikale Atrophie, Kalkarabundung) Veränderungen der Röntgenmorphologie in insgesamt 14 Zonen um den Schaft erfasst. Zusätzlich dokumentiert wurde das zonale Auftreten von Lysesäumen, Skleroselinien und Osteolysen.

Die klinischen Resultate nach zwei Jahren zeigen eine deutliche Verbesserung von Gelenkfunktion und Mobilität sowie eine deutliche Abnahme der Schmerzen. Dieses belegen der

Anstieg des Harris-Hip-Scores sowie des physischen und mentalen SF-12-Scores. Die Veränderung des UCLA-Activity-Scores dokumentiert darüber hinaus eine Zunahme der körperlichen Aktivität der Patienten nach der Operation.

Das Gesamtoffset auf der operierten Seite wurde mit durchschnittlich 1,95 mm im Vergleich zu präoperativ allenfalls minimal reduziert. Hierbei war das femorale Offset im Mittel um 3,1 mm vergrößert und das azetabuläre um 5,21 mm verringert. Betrachtet man das Gesamtoffset der nicht operierten Gegenseite ohne relevante Pathologie (n = 54) als zu erreichenden Wert, so wurde dieser mit einer nur sehr geringen durchschnittlichen Abweichung von 0,34 mm auf der operierten Seite erreicht. Die postoperative Änderung des Offsets hatte keinen signifikanten Einfluss auf die klinischen Scores und war damit klinisch nicht relevant.

Die radiologisch vermessene hüftbezogene Beinlängendifferenz wurde im Mittel von 4,4 mm präoperativ auf 3,1 mm postoperativ gesenkt. Bei 82% der Patienten betrug der postoperativ gemessene Beinlängenunterschied fünf mm und weniger. Nur drei Patienten wiesen eine Differenz von mehr als einem cm auf. Eine Rekonstruktion der Biomechanik des Hüftgelenkes konnte demzufolge weitgehend erreicht werden.

Die Knochenumbauvorgänge waren in den ersten zwei Jahren sehr gering ausgeprägt. Relevante Zeichen einer unphysiologischen Krafteinleitung (stress shielding) waren nicht erkennbar. So kam es weder zu einer nennenswerten proximalen Atrophie noch zu einer relevanten distalen kortikalen Hypertrophie. Hinweise für eine fehlende oder mangelhafte knöcherne Integration gab es nicht. Lediglich die geringe Dichtezunahme der Spongiosa in den mittleren Zonen und die Kalcarabrundung in Resektionshöhe sind Hinweise dafür, dass ein umschriebenes Knochenremodelling erfolgt. Dieses wird auch bei anderen Kurzschäften mit ähnlichem Verankerungsprinzip beschrieben. Vergleichend erscheint es jedoch geringer ausgeprägt.

6. Anhang

6.1. Untersuchungsbogen

Untersuchungsbogen

klinische Nachuntersuchung von BreXis-Kurzschafthprothesen

Patientennummer: _____

Operationsindikation: _____

Art des Implantats:

BreXis (Kurzschafthprothese)

Datum der Operation: _____ (TT/MM/JJ)

Datum der Untersuchung: _____ (TT/MM/JJ)

Datum des Röntgenbildes: _____ (TT/MM/JJ)

untersuchte Seite: rechts links

Arzt: _____

Pat. nimmt zurzeit Analgetika wegen Schmerzen an operierter Hüfte:

nein

ja (Medikament & Dosis) _____

Beinlängendifferenz:

nein

ja rechts links kürzer um _____cm

Gangbild:

- normal
- leichtes Hinken
- deutliches Hinken
- starkes Hinken (mit Spezifizierung) rechts links
- Trendelenburg
- Duchenne
- Verkürzungshinken
- Versteifungshinken
- Schmerzhinken
- sonstiges Hinken: _____

anderweitige Behinderungen:

- | | | |
|---|--------------------------------------|--|
| <input type="checkbox"/> Hüfte | | <input type="checkbox"/> kontralateral |
| <input type="checkbox"/> Knie | <input type="checkbox"/> ipsilateral | <input type="checkbox"/> kontralateral |
| <input type="checkbox"/> Sprunggelenk/Fuß | <input type="checkbox"/> ipsilateral | <input type="checkbox"/> kontralateral |
| <input type="checkbox"/> Wirbelsäule | <input type="checkbox"/> ipsilateral | <input type="checkbox"/> kontralateral |
| <input type="checkbox"/> obere Extremität | <input type="checkbox"/> ipsilateral | <input type="checkbox"/> kontralateral |

Beurteilung des Operationsergebnisses:**absolut**

- sehr gut
- gut
- mäßig
- schlecht

im Vergleich zu vorher

- sehr gut
- gut
- mäßig
- schlecht

Bewegungsmaße:

Abduktion / Adduktion _____ ° / 0° / _____ °

Flexion / Extension _____ ° / 0° / _____ °

Innen- / Außenrotation _____ ° / 0° / _____ °

Aktuelles Gewicht (kg):

6.2. Harris Hip Score (HHS)

Harris Hip Score

betroffene Seite: links rechts

Dieser Fragebogen bezieht sich bei den Fragen „Schmerzen“ und „Hinken“ auf die betroffene Hüfte. Bitte kreuzen Sie die zutreffende Antwort an.

Haben Sie Schmerzen?

keine	<input type="radio"/>
sehr gering	<input type="radio"/>
gering	<input type="radio"/>
mäßig	<input type="radio"/>
merklich	<input type="radio"/>
nicht zu ertragen	<input type="radio"/>

Hinken Sie nach Ihrer maximalen Gehstrecke?

kein Hinken	<input type="radio"/>
leichtes Hinken	<input type="radio"/>
merkliches Hinken	<input type="radio"/>
deutliches Hinken	<input type="radio"/>

Benutzen Sie Unterstützung beim Gehen?

keine Unterstützung	<input type="radio"/>
Stock für lange Strecken	<input type="radio"/>
meistens mit Stock	<input type="radio"/>
eine Unterarmgehstütze	<input type="radio"/>
zwei Stöcke	<input type="radio"/>
zwei Unterarmgehstützen	<input type="radio"/>
oder Gehwagen	<input type="radio"/>
kann nicht gehen	<input type="radio"/>

Ihre maximale Gehstrecke ist?

- | | |
|--------------------|-----------------------|
| unbegrenzt | <input type="radio"/> |
| etwa 1 km | <input type="radio"/> |
| etwa 500 m | <input type="radio"/> |
| nur in der Wohnung | <input type="radio"/> |
| kann nicht gehen | <input type="radio"/> |

Können Sie Treppen steigen

- | | |
|----------------------------|-----------------------|
| normal ohne Geländer | <input type="radio"/> |
| normal mit Geländer | <input type="radio"/> |
| schwer | <input type="radio"/> |
| kann nicht Treppen steigen | <input type="radio"/> |

Können Sie sitzen?

- | | |
|--------------------------|-----------------------|
| eine Stunde | <input type="radio"/> |
| eine halbe Stunde | <input type="radio"/> |
| kann nicht bequem sitzen | <input type="radio"/> |

Können Sie Schuhe und Strümpfe anziehen?

- | | |
|-------------------|-----------------------|
| mit Leichtigkeit | <input type="radio"/> |
| mit Schwierigkeit | <input type="radio"/> |
| mit fremder Hilfe | <input type="radio"/> |

6.3. University of California Los Angeles activity score (UCLA)

University College LA Activity Level Scale

- | | |
|---------------------|--|
| 1 inaktiv | <input type="radio"/> Vollkommen inaktiv. Abhängig von anderen. Kann sein Haus bzw. seine Wohnung nicht verlassen. |
| 2 meistens inaktiv | <input type="radio"/> Beschränkt auf minimale Aktivitäten des täglichen Lebens. |
| 3 geringe Aktivität | <input type="radio"/> Nimmt <u>gelegentlich</u> an geringen Aktivitäten teil, wie Spazieren gehen, Hausarbeit mit Einschränkung und einkaufen. |
| 4 geringe Aktivität | <input type="radio"/> Nimmt <u>regelmäßig</u> an geringen Aktivitäten teil. |
| 5 mäßige Aktivität | <input type="radio"/> Partizipiert <u>gelegentlich</u> an mäßigen Aktivitäten, wie schwimmen und ist in der Lage ohne Einschränkung Hausarbeiten und Einkäufe vorzunehmen. |
| 6 mäßige Aktivität | <input type="radio"/> Nimmt <u>regelmäßig</u> an mäßigen Aktivitäten teil. |
| 7 aktiv | <input type="radio"/> Nimmt regelmäßig an Aktivitäten teil, wie Fahrrad fahren, Gartenarbeiten, Wassergymnastik. |
| 8 sehr aktiv | <input type="radio"/> Nimmt regelmäßig an sehr intensiven Aktivitäten teil, wie leichteren sportlichen Aktivitäten, schweren Gartenarbeiten. |
| 9 sportlich aktiv | <input type="radio"/> Nimmt <u>gelegentlich</u> an sportlichen Aktivitäten teil, wie Jogging, Tennis, Fußball, Judo, Karate, Ski, Mountainbiking, Bergwandern. |
| 10 sportlich aktiv | <input type="radio"/> Nimmt <u>regelmäßig</u> an den o. g. sportlichen Aktivitäten teil. |
-

6.4. 12-item Short-Form Health Survey (SF-12)

SF-12 Fragebogen

Hüftoperation **links** **rechts**

In diesem Fragebogen geht es um Ihre Beurteilung Ihres Gesundheitszustandes. Der Bogen ermöglicht es, im Zeitverlauf nachzuvollziehen, wie Sie sich fühlen und wie Sie im Alltag zurechtkommen. Bitte beantworten Sie jede Frage, indem Sie bei den Antwortmöglichkeiten die Zahl ankreuzen, die am besten auf Sie zutrifft.

	ausgezeichnet	sehr gut	gut	weniger gut	schlecht
1. Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?	1	2	3	4	5

Im Folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben.

Sind Sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand bei diesen Tätigkeiten eingeschränkt? Wenn ja, wie stark?

	ja, stark eingeschränkt	ja, etwas eingeschränkt	nein, überhaupt nicht eingeschränkt
2. mittelschwere Tätigkeiten , z. B. einen Tisch verschieben, Staub saugen, Kegeln, Golf spielen	1	2	3
3. mehrere Treppenabsätze steigen	1	2	3

Hatten Sie *in den vergangenen 4 Wochen* aufgrund Ihrer **körperlichen** Gesundheit irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause?

	ja	Nein
4. Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
5. Ich konnte nur bestimmte Dinge tun	1	2

Hatten Sie *in den vergangenen 4 Wochen* aufgrund **seelischer** Probleme irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause (z. B., weil Sie sich niedergeschlagen oder ängstlich fühlten)?

	ja	Nein
6. Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
7. Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten	1	2

	überhaupt nicht	Ein Bisschen	mäßig	ziemlich	sehr
8. Inwieweit haben die Schmerzen Sie <i>in den vergangenen 4 Wochen</i> bei der Ausübung Ihrer Alltags-tätigkeiten zu Hause und im Beruf behindert?	1	2	3	4	5

In diesen Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen *in den vergangenen 4 Wochen* gegangen ist (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die Zahl an, die Ihrem Befinden am ehesten entspricht).

Wie oft waren Sie <i>in den vergangenen 4 Wochen</i>	immer	meistens	ziemlich oft	manch-mal	selten	nie
9. ... ruhig und gelassen?	1	2	3	4	5	6
10. ... voller Energie?	1	2	3	4	5	6
11. ... entmutigt und traurig?	1	2	3	4	5	6

	immer	Meistens	manch-mal	selten	nie
12. Wie häufig haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme <i>in den vergangenen 4 Wochen</i> Ihre Kontakte zu anderen Menschen (Besuche bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt?	1	2	3	4	5

7. Literaturverzeichnis

Abraham WD, Dimon JH 3rd (1992): Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 23, 201-209

Aldinger PR, Jung AW, Pritsch M, Breusch S, Thomsen M, Ewerbeck V, Parsch D (2009): Uncemented grit-blasted straight tapered titanium stems in patients younger than fifty-five years of age. Fifteen to twenty-year results. *J Bone Joint Surg Am* 91, 1432-1439

Asayama I, Naito M, Fujisawa M, Kambe T (2002): Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *J Arthroplasty* 17, 747-751

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Heinlein B, Duda GN, Heller MO, Morlock MM (2010): Realistic loads for testing hip implants. *Biomed Mater Eng* 20, 65-75

Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE (1992): Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 274, 79-96

Boese CK, Bredow J, Ettinger M, Eysel P, Thorey F, Lechler P, Budde S (2016): The influence of hip rotation on femoral offset following short stem total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 31, 312-316

Bourne RB, Rorabeck CH (2002): Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty* 17, 17-22

Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh Alexander (2015): A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *J Orthop Traumatol* 16, 237-243

Brodner W, Bitzan P, Lomoschitz F, Krepler P, Jankovsky R, Lehr S, Kainberger F, Gottsauner-Wolf F (2004): Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br* 86, 20-6

Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Rilex LH (1973): Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and method of classification. *J Bone Joint Surg Am* 55, 1629-1632

Budde S, Seehaus F, Schwarze M, Hurschler C, Floerkemeier T, Windhagen H, Noll Y, Ettinger M, Thorey F (2016): Analysis of migration of the Nanos® short-stem hip implant within two years after surgery. *Int Orthop* 40, 1607-1614

Capone A, Bienati F, Torchia S, Podda D, Marongiu G (2017): Short stem total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head in patients 60 years or younger: a 3- to 10-year follow-up study. *BMC Musculoskelet Disord* 17, 301

Cassidy KA, Noticewala MS, Macaulay W, Lee JH, Geller JA (2012): Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 27, 1863-1869

Chen HH, Morrey BF, An KN, Luo ZP (2009): Bone remodeling characteristics of a short-stemmed total hip replacement. *J Arthroplasty* 24, 945-950

Clark CR, Huddleston HD, Schoch EP 3rd, Thomas BJ (2006): Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 14, 38-45

Clavé A, Fazilleau F, Cheval D, Williams T, Lefèvre C, Stindel E (2015): Comparison of the reliability of leg length and offset data generated by three hip replacement CAOS systems using EOS™ imaging. *Orthop Traumatol Surg Res* 101, 647-53

Cummings G, Scholz JP, Barnes K (1976): The effect of imposed leg length difference on pelvic bone symmetry. *Spine (Phila Pa 1976)* 18, 368-73

Czech S, Hermanson J, Rodak P, Stoltny T, Rodak L, Kasperczyk S, Koczy B, Mielnik M (2017): Sports Activity Following Cementless Metaphyseal Hip Joint Arthroplasty. *J Hum Kinet* 28, 225-232

Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJ (2004): Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br* 86, 177-184

Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, Wan Z (2011): Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. *Clin Orthop Relat Res* 469, 429-436

Decking R, Rokahr C, Zurstegge M, Simon U, Decking J (2008): Maintenance of bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis. *BMC Musculoskelet Disord* 31, 17

Engh CA, Massin P, Suthers KE (1990): Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 257, 107-128

Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH (1992): A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 74, 1009-1020

Ettinger M, Ettinger P, Ezechieli M, Büermann S, Budde S, Calließ T, Petri M, Thorey F (2013): CCD and offset after Nanos short stem in total hip arthroplasty. *Technol Health Care* 21, 149-155

Ettinger M, Ettinger P, Lerch M, Radtke K, Budde S, Ezechieli M, Becher C, Thorey F (2012): The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. *Hip Int* 21, 583-586

Falez F, Casella F, Penegrosse G, Favetti F, Barresi C (2008): Perspectives on metaphyseal conservative stems. *J Orthopaed Traumatol* 9, 49-54

Flecher X, Ollivier M, Argenson JN (2016): Lower limb length and offset in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 102, S9-20

Freitag T, Hein MA, Wernerus D, Reichel H, Bieger R (2016): Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 125-130

Giles LG, Taylor JR (1981): Low-back pain associated with leg length inequality. *Spine (Phila Pa 1976)* 6, 510-521

Golightly YM, Allen KD, Helmick CG, Schwartz TA, Renner JB, Jordan JM (2010): Hazard of incident and progressive knee and hip radiographic osteoarthritis and chronic joint symptoms in individuals with and without length inequality. *J Rheumatol* 37, 2133-2140

Götze C, Ehrenbrink J, Ehrenbrink H (2010): Bleibt der Krafteinfluss der Kurzschaftprothese auf den methaphysären proximalen Femur begrenzt? Osteodensitometrische Analysen der NANOS®-Schaf-tendoprothese. *Z Orthop Unfall* 148, 398-405

Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC (1979): "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* 141, 17-27

Gustke K (2012): Short stems for total hip arthroplasty: initial experience with the Fitmore stem. *J Bone Joint Surg Br* 94, 47-51

Ha SW, Wintermantel E: Biokompatible keramische Werkstoffe. Hydroxylapatit. In: Ha SW, Wintermantel E: *Medizintechnik life science engineering*. Springer, Berlin 2009, 281-291

Harms Volker: *Biomathematik, Statistik und Dokumentation. Eine leichtverständliche Einführung. Nach dem Gegenstandskatalog für den 1. und 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung. 7. Auflage*; Harms Verlag, Kiel 1988, 167-168

Harris WH (1969): Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 51, 737-755

Höhle P, Schröder SM, Pfeil J (2015): Comparison between preoperative digital planning and post-operative outcomes in 197 hip endoprosthesis cases using short stem prostheses. Clin Biomech (Bristol, Avon) 30, 46-52

Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H (2004): Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenks mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung. Orthopäde 33, 1249-1258

Innmann MM, Maier MW, Streit MR, Grammatopoulos G, Bruckner T, Gotterbarm T, Merle C (2018): Additive Influence of Hip Offset and Length Reconstruction on Postoperative Improvement in Clinical Outcome After Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty 33, 156-161

Jasty M, Webster W, Harris W (1996): Management of limb length inequality during total hip replacement. Clin Orthop Relat Res 333, 165-71

Jerosch J (2011): Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschaftendoprothesen. Orthopäde 40, 1075-1083

Jerosch J (2012): Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft-Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. OUP 07, 304-312

Jerosch J: Vorwort. In: Jerosch J (Hrsg.): Kurzschaftendoprothesen. Wo liegen die Unterschiede? Deutscher Ärzte-Verlag, Köln 2013, VII-VIII

Jerosch J: Klassifikation von Kurzschaftsystemen in der Hüftendoprothetik. In: Jerosch J (Hrsg.): Kurzschaftendoprothesen an der Hüfte. 1. Auflage; Springer, Berlin 2017, 3-6

Jerosch J, Glameyer H (2009): Anatomische Anforderungen an ein Kurzschaftsystem (Mini-Hip). Orthopädische Praxis 45, 74-81

Jerosch J, Grasselli C, Kothny P (2012): Frühe und mittelfristige klinische Ergebnisse nach Versorgung mit einer MiniHip-Kurzschaftprothese. OUP 1, 202-207

Johnston RC, Fitzgerald RH, Harris WH, Poss R, Müller ME (1990): Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. J Bone Joint Surg Am 72, 161-168

Knutsen AR, Lau N, Longjohn DB, Ebramzadeh E, Sangiorgio SN (2017): Periprosthetic femoral bone loss in total hip arthroplasty: systematic analysis of the effect of stem design. Hip Int 27, 26-34

Kolb A, Grübl A, Schneckener CD, Chiari C, Kaider A, Lass R, Windhager R (2012): Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymüller stem: a concise follow-up, at a minimum of twenty years, of previous reports. *J Bone Joint Surg Am.* 94, 1681-1684

Köster G, Poulidis Z: BreXis. In: Jerosch J (Hrsg.): *Kurzschäftendoprothesen an der Hüfte*. 1 Auflage; Springer, Berlin 2017, 243-254

Köster G, Sofer D, Rühl M, Rading S: Knochenumbauvorgänge nach Implantation einer Kurzschäftprothese. Vortrag im Rahmen des deutschen Kongresses für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin, 24.10.-27.10.2007

Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, Rehbein P, Pfeil J (2015): Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *Int Orthop* 39, 1269-1275

Lazennec JY, Brusson A, Dominique F, Rouseau MA, Pour AE (2015): Offset and anteversion reconstruction after cemented and uncemented total hip arthroplasty: an evaluation with the low-dose EOS system comparing two- and three-dimensional imaging. *Int Orthop* 39, 1259-1267

Learmonth ID (2009): Conservative stems in total hip replacement. *Hip Int* 19, 195-200

Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stinel E (2009): Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 95, 210-219

Lechler P, Frink M, Gulati A, Murray D, Renkawitz T, Bücking B, Ruchholtz S, Boese CK (2014): The Influence of hip rotation on femoral offset in plain radiographs. *Acta Orthop* 85, 389-395

Lerch M, von der Haar-Tran A, Windhagen H, Behrens BA, Wefstaedt P, Stukenborg-Colsman CM (2012): Bone remodelling around the Metha short-stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy x-ray absorptiometry study. *Int Orthop* 36, 533-538

Lester DK, Campbell P (1996): 100-year-old patient with pressfit prosthesis: a postmortem retrieval study. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 25, 30-34

Li M, Xu C, Xie J, Hu Y, Liu H (2018): Comparison of collum femoris-preserving stems and ribbed stems in primary total hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res* 13, 271

Liebs TR, Nasser L, Herzberg W, Rütter W, Hassenpflug J (2014): The influence of femoral offset on health-related quality of life after total hip replacement. *Bone Joint J* 96-B, 36-42

- Mahmood SS, Mukka SS, Crnalic S, Wretenberg P, Sayed-Noor AS (2016): Association between changes in global femoral offset after total hip arthroplasty and function, quality of life, and abductor muscle strength. A prospective cohort study of 222 patients. *Acta Orthop* 87, 36-41
- Maier MW, Streit MR, Innmann MM, Krüger M, Nadorf J, Kretzer JP, Ewerbeck V, Gotterbarm T (2015): Cortical hypertrophy with a short, curved uncemented hip stem does not have any clinical impact during early follow-up. *BMC Musculoskelet Disord* 1, 371
- Malcolm TL, Szubski CR, Nowacki AS, Klika AK, Iannotti JP, Barsoum WK (2014): Activity levels and functional outcomes of young patients undergoing total hip arthroplasty. *Orthopedics* 37, 983-992
- Manaster BJ (1998): Total hip arthroplasty: imaging evaluation. *J South Orthop Assoc* 7, 95-108
- Martins LG, Garcia FL, Picado CH (2014): Aseptic loosening rate of the Mayo femoral stem with medium-term follow up. *J Arthroplasty* 29, 2122-2126
- Matsushita A, Nakashima Y, Jingushi S, Yamamoto T, Kuraoka A, Iwamoto Y (2009): Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 24, 646-651
- McGregor AH, Hukins DW (2009): Lower limb involvement in spinal function and low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 22, 219-222
- McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME (1995): Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 77, 865-869
- McTighe T, Keggi J, Stulberg D, Keppler L, Brazil D, McPherson E (2014): Total hip stem classification system. JISRF publication, june 2014, www.jisrf.org
- Merle C, Waldstein W, Pegg E, Streit MR, Gotterbarm T, Aldinger PR, Murray DW, Gill HS (2012): Femoral offset ist underestimated on anteroposterior radiographs of the pelvis but accurately assessed on anteroposterior radiographs of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 94, 477-482
- Mihalko WM, Saleh KJ, Heller MO, Mollard B, König C, Kammerzell S (2009): Femoral neck cut level affects positioning of modular short-stem implant. *Orthopedics* 32, 18-21
- Morlock MM, Bishop N (2011): Zur Biomechanik von Kurzschaftprothesen. *Orthopädie im Profil* 1, 10-11

Morlock M, Schneider E, Bluhm A, Vollmer M, Bergmann G, Müller V, Honl M (2001): Duration and frequency of every day activities in total hip patients. *Journal of Biomechanics* 34, 873-881

Naal FD, Impellizzeri FM, Leunig M (2009): Which ist the best activity rating scale for patients undergoing total joint arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 467, 958-965

Nilsdotter A, Bremander A (2011): Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 63, 200-207

Pieringer H, Auersperg V, Böhler N (2006): Long-term results of the cementless ALLOCLASSIC hip arthroplasty system using a 28-mm ceramic head: with a retrospective comparison to a 32-mm head. *J Arthroplasty* 21, 967-974

Rading S, Köster G: Knochenremodelling 6 Jahre nach Implantation der Kurzschaftprothese, Typ Mayo. Vortrag im Rahmen der 59. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V., Baden-Baden, 28.04-01.05.2011

Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS (2001): Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 16, 715-720

Ranawat CS, Rodriguez JA (1997): Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 12, 359-364

Rand JA, Ilstrup DM (1983): Comparison of Charnley and T-28 total hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 180, 201-205

Renkawitz T, Weber T, Dullien S, Woerner M, Dendorfer S, Grifka J, Weber M (2016): Leg length and offset differences above 5mm after total hip arthroplasty are associated with altered gait kinematics. *Gait Posture* 49, 196-201

Ries C, Schopf W, Dietrich F, Franke S, Jakubowitz E, Sobau C, Heisel C (2015): Die anatomische Rekonstruktion des Hüftgelenks: ein Vergleich von Kurz- und Standardschaft. *Z Orthop Unfall* 153, 46-50

Rivière C, Grappiolo G, Engh CA Jr, Vidalain JP, Chen AF, Boehler N, Matta J, Vendittoli PA (2018): Long-term bone remodeling around 'legendary' cementless femoral stems. *Effort Open Rev* 3, 45-57

Salemyr M, Muren O, Ahl T, Boden H, Eisler T, Stark A, Sköldenberg O (2015): Lower periprosthetic bone loss and good fixation of an ultra-short stem compared to a conventional stem in uncemented total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 86, 659-666

Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y (2009): Accuracy of reconstruction of the hip using computerized three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular-neck stem. *J Bone Joint Surg Br* 91, 333-340

Sayed-Noor AS, Hugo A, Sjöden GO, Wretenberg P (2009): Leg length discrepancy in total hip arthroplasty: comparison of two methods of measurement. *Int Orthop* 33, 1189-1193

Schmidutz F, Beirer M, Weber P, Mazoochian F, Fottner A, Jansson V (2012): Biomechanical reconstruction of the hip: comparison between modular short-stem hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *Int Orthop* 36, 1341-1347

Spalding TJ (1996): Effect of femoral offset on motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 78, 997-998

Synder M, Drobniowski M, Pruszczyński B, Sibinski M (2009): Initial experience with short Metha stem implantation. *Ortop Traumatol Rehabil* 11, 317-323

Synder M, Krajewski K, Sibinski M, Drobniowski M (2015): Periprosthetic bone remodeling around short stem. *Orthopedics* 38, 40-45

Terwee CB, Bouwmeester W, van Elstrand SL, de Vet HCW, Dekker J (2011): Instruments to assess physical activity in patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of measurement properties. *Osteoarthritis Cartilage* 19, 620-633

Thorey F, Hoefler C, Abdi-Tabari N, Lerch M, Budde S, Windhagen H (2013): Clinical results of the Metha short hip stem: a perspective for younger patients? *Orthop Rev (Pavia)* 5, e34

Tran P, Zhang BX, Lade JA, Pianta RM, Unni RP, Haw CS (2016): Periprosthetic Bone Remodeling After Novel Short-Stem Neck-Sparing Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 31, 2530-2535

Turula KB, Friberg O, Lindholm TS, Tallroth K, Vankka E (1986): Leg length inequality after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 202, 163-168

Umer M, Sepah YJ, Khan A, Wazir A, Ahmed M, Jawad MU (2010): Morphology of the proximal femur in a Pakistani population. *Orthop Surg (Hong Kong)* 18, 279-281

Van Oldenrijk J, Scholtes VAB, van Beeres LWAH, Geerdink CH, Niers BBAM, Runne W, Bhandari M, Poolman RW, CUSTOM trial research collaborative (2017): Better early functional outcome after short stem total hip arthroplasty? A prospective blinded randomized controlled multicenter trial

comparing the Collm Femoris Preserving stem with a Zweymuller straight cementless stem total hip replacement for the treatment of primary osteoarthritis of the hip. *BMJ Open* 7, e014522

Vidalain JP (2011): Twenty-year results of the cementless Corail stem. *Int Orthop* 35, 189-194

Whiteside LA, White SE, McCarthy DS (1995): Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 24, 766-770

Wohlrab D, Droege JW, Mendel T, Brehme K, Riedl K, Leuchte S, Hein W (2008): Minimally invasive vs. transgluteal total hip replacement. A 3-month follow-up of a prospective randomized clinical study. *Orthopäde* 37, 1121-1126

Wolff J (1988): Concerning the interrelationship between form und function of the individual parts of the organism. By Julius Wolff, 1900. *Clin Orthop Relat Res* 228, 2-11

Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A (1999): Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty* 14, 159-164

Xu B, Yang D, Aili R, Cao L (2013): Effect of femoral offset change on pain and function after total hip arthroplasty. *Hongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 27, 843-846

Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Ishiko T (2004): Total hip arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction, abductor muscle strength, and femoral offset. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 12, 164-167

Yan SG, Weber P, Steinbrück A, Hua X, Jansson V, Schmidutz F (2018): Periprosthetic bone remodeling of short-stem total hip arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop* 42, 2077-2086

Zahiri C, Schmalzried T, Szuszczewicz E, Amstutz H (1998): Assessing activity in joint replacement patients. *J Arthroplasty* 13, 890-895

Zeh A, Radetzki F, Diers V, Bach D, Röllinghoff M, Delank KS (2011): Is there an increased stem migration or compromised osteointegration of the Mayo short-stemmed prosthesis following cerclage wiring of an intrasurgical periprosthetic fracture? *Arch Orthop Trauma Surg* 131, 1717-1722

Zweymüller KA, Schwarzingler UM, Steindl MS (2006): Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems: A comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. *Acta Orthop* 77, 871-876

Danksagung

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. G. Köster für die Überlassung des Themas und die Betreuung der Arbeit bedanken.

Ohne die Hilfe der Mitarbeiter der Ambulanz und der Röntgenabteilung der Schön Klinik Lorsch wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Auch ihnen gilt mein persönlicher Dank.