

Aus der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. Maximilian Rudert

**Retrospektive Analyse des klinisch-radiologischen Outcomes nach
Hüftprothesenwechsel unter Verwendung des Femurstiels MRP**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Jana Engeli

Würzburg, September 2016

Referent: Prof. Dr. med. Maik Hoberg

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. med. habil. Hendrik Armin Jansen

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 09. Oktober 2018

Die Promovendin ist Ärztin.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1 Einleitung	
1.1 Einleitung Hüftendoprothetik.....	1
1.2 Geschichte der Revisionsendoprothetik.....	4
1.3 Die MRP-Revisionsprothese.....	6
1.4 Ziel der Arbeit.....	10
2 Material und Methoden	
2.1 Patientenkollektiv.....	11
2.2 Indikation zum Prothesenwechsel.....	13
2.3 Primärimplantat.....	14
2.4 Verwendete Schäfte.....	16
2.5 Verwendete Pfannen.....	17
2.6 Methodik Klinische Auswertung.....	20
2.7 Methodik Radiologische Auswertung.....	21
3 Nachuntersuchung	
3.1 Anamnestisch erhobene Daten.....	24
3.2 Klinische Untersuchung.....	25
3.3 Radiologische Untersuchung.....	26
3.4 Statistische Auswertung.....	27
4 Ergebnisse	
4.1 Anamnestisch erhobene Daten	
4.1.1 Schmerzen.....	28
4.1.2 Möglichkeit zu gehen.....	32
4.1.3 Gehstrecke.....	34
4.1.4 Gehhilfe.....	35
4.1.5 Treppensteigen.....	36

4.1.6 Sitzen.....	37
4.1.7 Socken und Schuhe anziehen.....	38
4.1.8 Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel.....	39
4.2 Ergebnisse der klinischen Untersuchung	
4.2.1 Inspektion.....	40
4.2.2 Gangbild.....	40
4.2.3 Bewegungsausmaße.....	42
4.3 Ergebnisse des Harris Hüft Scores.....	47
4.4 Ergebnisse der Scores nach Merle d'Aubigné und Postel.....	48
4.5 Ergebnisse der radiologischen Auswertung.....	49
4.6 Revisionen.....	52
5 Diskussion.....	53
6 Zusammenfassung.....	66
7 Literaturverzeichnis.....	67
Anhang	

1 EINLEITUNG

1.1 Einleitung Hüftendoprothetik

Seit über 60 Jahren - bereits seit 1950 - werden in der Hüftendoprothetik Erfolge erzielt und Vorgänge verbessert. Mit zunehmender Erfahrung und besseren Möglichkeiten der Versorgung sowohl in operativer, als auch in endoprothetischer Hinsicht, hat die Anzahl der endoprothetischen Operationen der Hüfte deutlich zugenommen.

Im Zuge der zunehmenden Alterung der Gesellschaft und der steigenden Lebenserwartung sowohl von Männern als auch von Frauen, nimmt auch die Anzahl der revisionschirurgischen Eingriffe an der Hüfte kontinuierlich zu. In der Endoprothetik werden die gesammelten Erfahrungen in immer bessere und leistungsfähigere Prothesen umgesetzt. Mehrfachwechseloperationen sind so heutzutage keine Seltenheit mehr.

Ein Revisionsschaft muss im Vergleich zum Primärschaft größere Defekte und somit längere Strecken überbrücken. Daher sind Revisionsschäfte in einem Längenbereich von etwa 200 – 450 mm und einem Durchmesser von etwa 11 – 25 mm oder mehr verfügbar. Die biomechanische Sicherstellung der primären und sekundären Stabilität stellt beim Revisionsschaft eine größere Herausforderung dar als beim Primärschaft.

Bei Revisionseingriffen wird die Hüftchirurgie mit dem Problem konfrontiert, dass die Knochensubstanz am proximalen Femur für die Implantation eines unzementierten Femurschaftes weniger geeignet ist. Dies liegt daran, dass der vorgeschädigte Knochen eine sichere Verankerung des Implantats im proximalen Femur aus unterschiedlichen Gründen oft nicht zulässt. Dies sind vor allem eine verminderte Stärke der Kortikalis oder osteoporotische Veränderungen des Femur. Aus diesem Grund wird heutzutage die

Verankerung des Implantats in der Diaphyse – erstmals 1987 durch Wagner beschrieben (79) - aufgrund besserer Ergebnisse und erhöhter Stabilität allgemein anerkannt.

Es zeigt sich ein Trend hin zu den zementfrei implantierten Revisionsprothesen. In Langzeituntersuchungen von zementierten Hüftendoprothesen zeigte sich, dass im Falle eines Revisionseingriffes die mechanische Stabilität des Zements deutlich gegenüber der Primärimplantation vermindert war (69).

Während bei zementierten Implantaten die Stabilität durch den Zement als solchen und seine festigenden Eigenschaften erreicht wird, erfolgt die Stabilität bei unzementierten Implantaten primär nach dem sogenannten Pressfit-Prinzip (9). Dabei ist es wichtig, dass der Markraum des Femur möglichst optimal von der Prothese an sich aufgefüllt wird, anstatt den verbleibenden Raum zwischen Implantat und Knochen mit Zement aufzufüllen. Dieses Prinzip erfordert Prothesen, die in Durchmesser und Länge variabel sind und sich an der anatomischen Ausrichtung des Femur orientieren. Auch das Aufbohren des Markraums ist eingeschränkt möglich, sodass eine optimale Verankerung der Prothese im Femurkanal erreicht werden kann.

Derzeit unterscheiden sich die angebotenen Revisionsprothesen neben ihrer Form auch in den unterschiedlichen Verankerungsmöglichkeiten. Es gibt zum einen Implantate, die aus einem einzigen Bauteil bestehen, sogenannte Monobloc-Prothesen, und zum anderen modulare Schaftsysteme. Letztere sind in der Revisionschirurgie von Vorteil, wenn bei der präoperativen Planung mittels Schablonen die Monobloc-Prothese eine unzureichende Passform zeigt und eine individuellere Anpassung des Implantats an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten nötig ist. Dies ist nicht zuletzt in solchen Fällen der Fall, wo aufgrund von Deformitäten des proximalen Femur eine genaue Anpassung an diese Umstände erforderlich ist. Der Vorteil modularer Implantate in diesem Falle ist zusätzlich die stufenlose Einteilung des Antetorsionswinkels (11).

Bei den modularen Prothesen stellt die Möglichkeit zur individuellen Anpassung der Länge von Offset – dem horizontalen Abstand vom Femur zum Becken -

und Prothesenhals zusätzlich auch eine Vereinfachung des Revisionseingriffes dar. So ist es möglich, auch nach dem Einsetzen der diaphysären Komponente bestehende Beinlängendifferenzen bereits intraoperativ auszugleichen und so dem Patienten postoperativ eine bessere Funktion des Hüftgelenks und damit mehr Lebensqualität zu gewährleisten.

Die Modularität der Revisionsschäfte ist in den meisten Fällen zwischen der distalen und der proximalen Schaftkomponente eingesetzt. Die Schaftverankerung ist dadurch von der Rekonstruktion des Offset und der Beinlängendifferenz unabhängig. Durch die proximalen Schaftkomponenten können dann sowohl die Annäherung an die anatomische Form des Femur, die Rekonstruktion des Offset und des Antetorsionswinkels, eine Wiederherstellung des Rotationszentrums sowie der Ausgleich der Beinlänge gewährleistet werden.

Die distalen Schaftelemente werden derzeit in der Regel kegelförmig mit Rippen oder zylindrisch mit poröser Beschichtung verwendet.

1.2 Geschichte der Revisionsendoprothetik

Die erste metallische Totalendoprothese der Hüfte wurde bereits 1938 durch Wiles in London entwickelt. 1951 wurde eine weitere Hüfttotalendoprothese durch McKee vorgestellt, deren Metallkopf durch einen intramedullär verankerten Stiel gehalten wurde. Aufgrund der Metall-Metall-Gleitpaarung kam es zu vermehrtem Abrieb und frühzeitiger Lockerung.

1953 wurde zum ersten Mal Polymethylmethacrylat – Knochenzement – zur Verbesserung der knöchernen Verankerung verwendet. Diese Methode wurde von Haboush erstmals beschrieben, allerdings kam es erst durch Charnley zur weltweiten Anwendung dieser Methode. Charnley war auch der Erstbeschreiber der Einzementierung beider Prothesenkomponenten, um eine belastungsstabile Fixierung der Prothesenteile bei gleichmäßiger Kräfteinleitung in den Knochen zu erreichen. Zusätzlich beschrieb Charnley auch erste Anwendungen, die Metall-Metall-Gleitpaarung durch Verwendung von Teflonpfannen oder Polyethylen zu ersetzen. Beide Methoden zeigten allerdings nicht den erwarteten Erfolg.

1968 wurde durch Weber die erste dreiteilige und somit modulare Hüftendoprothese entwickelt und machte es von nun an möglich, die korrekte Beinlänge einzustellen. Es folgten weitere Materialversuche.

Die Hüftendoprothetik setzte sich dank der aus dem Knochenzement resultierenden Primärstabilität als weltweites Standardverfahren durch. Allerdings traten nach 5 bis 10 Jahren in bis zu 19 % der Fälle aseptische Lockerungen auf. Dies wurde von Mittelmeier im Jahre 1956 auf die mechanische Zerrüttung des Knochenzements zurückgeführt, weshalb Charnley 1979 die Indikation zur Implantation einer Hüftendoprothese auf ältere Patienten beschränkte.

Gleichzeitig ging jedoch auch die Entwicklung der zementfreien Implantation der Hüftendoprothesen weiter. Judet implantierte 1975 erstmals eine Porometallprothese mit makrostrukturierter poröser Oberfläche. Durch die Vergrößerung der Oberfläche sollte eine Verbesserung der ossären Integration

herbeigeführt werden. Lord entwickelte 1973 eine Prothese, deren Oberfläche durch angegossene Kugeln vergrößert wurde und von Mittelmeier wurde 1974 die erste Tragrippenprothese vorgestellt, deren konischer Schaft zirkuläre Tragrippen aufwies. Aufgrund mangelnder Rotationsstabilität wurde ein weiterer Schafttyp mit runden und ovalen Mulden entwickelt, der bald um eine zusätzliche Oberflächenstrukturierung ergänzt wurde.

Neben der Oberflächenstruktur wurde ebenfalls die Form des Prothesenstiels weiterentwickelt mit dem Ziel, neben einer primärstabilen Verankerung auch eine annähernd physiologische Krafteinleitung zu gewährleisten. So wurde bereits 1970 durch Müller der gerade Stiel durch eine gebogene Variante ersetzt. 1980 wurde von Zweymüller der erste Prothesenstiel mit distaler Pressfit-Verankerung aus Titan vorgestellt.

Um auch jungen Patienten mittels Endoprothetik versorgen zu können, wurden in den folgenden Jahren zahlreiche weitere Prothesentypen entwickelt, darunter 1995 die Druckscheibenprothese, welche die Krafteinleitung entlang der medialen stabileren Kortikalis des Femur ermöglichen sollte. Diese Prothesen setzten sich allerdings sämtlich nicht durch.

Heutzutage ist der im proximalen Femur verankerte Prothesenstiel in gerader oder gebogener Form zementiert oder zementfrei noch immer der Goldstandard. (15)

1.3 Die MRP-Titan-Revisionsprothese

Frakturen und knöchernen Defekte stellen die Revisionschirurgie des Hüftgelenks vor diffizile Aufgaben. Bei diesen Funktionseinschränkungen ist es das gängige Vorgehen, die instabilen Bereiche durch längere Prothesenschäfte zu überbrücken, um eine feste Verankerung der Prothese im distalen Anteil des Femur gewährleisten zu können. Ein in den letzten Jahren als gängige Revisionsprothese eingesetztes System ist der MRP-Revisionschaft.

Bei dem MRP-Revisionschaft der Firma Brehm handelt es sich um ein modulares Schaftsystem (MRP steht für Modulare Revisionsprothese) aus einer Ti_6Al_7Nb -Legierung für die Revisionschirurgie des Hüftgelenks. Es besteht aus den modularen Teilen Schaft, Verlängerungshülse, Halsteil und Kopf, die in verschiedenen Längen und Durchmessern verfügbar sind. So lassen sich Prothesenlängenprobleme flexibel auch ohne Komplettwechsel der Prothese ausgleichen und sogar bereits intraoperativ anpassen.



Abb. 1: Der modulare MRP-Titan-Revisionsschaft (89)



Abb. 2: Modulare Komponenten des MRP-Schafts (86)

Der Schaft ist mit radiären Langsrippen versehen und ist in Längen von 140 mm und 200 mm in einer geraden, als auch in einer 200 mm langen gebogenen Form erhältlich, die sich der Antekurvatur des Femur anpassen soll. In den Längen 260 mm und 320 mm sind ebenfalls gebogene Schäfte verfügbar, die bei diesen Längen über zwei distale Verriegelungslöcher verfügen. Weiterhin ist eine Verlängerungshülse als optionales Bauteil verfügbar, die noch einmal 30 mm zur Länge des Schaftes beiträgt. Kombiniert mit unterschiedlich langen Köpfen können dadurch variable Längenabstufungen des Schaftes in 3 mm-Schritten erreicht werden. Insgesamt können so Implantatlängen zwischen 190 und 420 mm eingestellt werden. Der Durchmesser des Schaftes ist in 1 mm-Schritten zwischen 13 mm und 28 mm verfügbar.

Das Halsteil des MRP-Revisionsschaftes ist in drei verschiedenen

Modellgrößen von 50 mm, 60 mm und 70 mm verfügbar. Diese verfügen über eine Standard-Steckkonusverbindung vom Typ Euro 12/14. Die Halsteile sind mit einem Hals-Stiel-Winkel von 130° mit einem Offset von 37 mm, oder einem Hals-Stiel-Winkel von 123° und einem Offset von 47 mm lieferbar.



Abb. 3: Verschiedene Varianten des MRP-Revisionsschafts (90)

Des Weiteren lässt sich bei diesem modularen System der Antetorsionswinkel zwischen den einzelnen Komponenten stufenlos einstellen. Die Steckkonusverbindungen und die Dehnungsschraube werden mit einem Drehmoment von 25 Nm fixiert. Dazu wird der implantatspezifische Drehmomentschlüssel genutzt. Durch diese Eigenschaften soll ein möglichst anatomisch korrekter Sitz der Prothese mit bestmöglicher Auffüllung des

Femurkanals und postoperativ eine bestmögliche Funktion gewährleistet werden.

Der MRP-Revisionschaft wird in der Diaphyse des Femur verankert. Damit folgt er dem 1987 von Wagner (79) beschriebenen Prinzip. Aufgrund der Überbrückung von möglichen proximalen Knochendefekten des Femur soll durch diesen Mechanismus eine Erholung der proximalen Knochendefekte und eine knöcherne Durchbauung möglich werden.

Allerdings ist bei der knöchernen Fixation dieser zementfreien diaphysär verankerten Schäfte besonders auf einen suffizienten flächigen Knochenkontakt mit möglichst dicken Schäften zu achten, da dünne Schäfte oder unzureichender Knochenkontakt zum Versagen der operativen Therapie führen.

Die Indikationen zur Implantation des MRP-Revisionschafts sind:

- Schaftlockerungen bei osteolytischen Knochendefekten vom Typ Paprosky I – III
- Prothesenbruch, periprothetische Frakturen und Frakturen distal des Implantats
- Knochenverlust nach Tumorchirurgie (70)

Deutschlandweit wird der MRP-Titanschaft an mehr als 200 Krankenhäusern vorgehalten und wurde bereits über 28.000 Mal implantiert (91). In der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus Würzburg wird der MRP-Revisionschaft standardmäßig bei Revisionseingriffen der Hüfte verwendet. Es wird bevorzugt die gebogene Version implantiert.

1.4 Ziel der Arbeit

Derzeit sind nur wenige Studien zur Nachuntersuchung des zementfreien Hüftprothesenwechsels unter Verwendung von modularen Prothesensystemen veröffentlicht (10, 17, 18, 29, 49, 56, 62, 73, 74, 85, 86, 87, 88). Es gibt somit bisher nur wenige verlässlichen Daten über die Wertigkeit dieser Prothesen in der Revisionschirurgie des Hüftgelenks.

Während früher bei ausgeprägten Knochendefekten des Femur oder schwierigen intraoperativen Gegebenheiten spezialangefertigte Prothesen verwendet werden mussten, die nicht nur schlecht verfügbar, sondern auch sehr teuer waren, sollen die modularen Prothesensysteme wie der MRP-Revisionsschaft ein flächendeckend verfügbares und dazu noch kostengünstigeres Verfahren darstellen.

In dieser Studie sollen die mittelfristigen Ergebnisse der Hüftrevisionsoperationen unter Verwendung des MRP-Revisionsschaftes erfasst werden, um eine Aussage darüber treffen zu können, ob dieses diaphysär verankerte modulare Prothesensystem auch bei ausgeprägten Knochendefekten des Femur verlässliche Ergebnisse bietet.

Ziel dieser Untersuchung ist es, das klinische und radiologische Outcome bis 10 Jahre postoperativ nach Hüft-TEP-Revisioneingriffen mit Implantation eines MRP-Revisionsschaftes zu erfassen.

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 Patientenkollektiv

Die Rekrutierung des Patientenkollektives erfolgte retrospektiv aus dem Archiv der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus Würzburg.

Wesentliches Einschlusskriterium für die Teilnahme an dieser Studie war die Implantation einer Hüftrevisionsprothese Typ MRP der Firma Brehm in den letzten 10 Jahren. Ausschlusskriterien wurden keine gestellt.

In der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus Würzburg wurden in den Jahren 2003 - 2011 insgesamt 182 Patienten mit einem MRP-Revisionsprothese versorgt. Davon konnten 88 Patienten in dieser Studie klinisch und radiologisch untersucht werden. 16 Patienten waren zum Zeitpunkt der Studie bereits unabhängig von der revisionschirurgischen Operation verstorben, weitere 14 Patienten konnten nicht erreicht werden. Die übrigen 63 Patienten haben sich nicht für eine Nachuntersuchung im Rahmen dieser Studie zur Verfügung gestellt. Gründe hierfür waren vor allem, dass die Patienten aus infrastrukturellen Gründen nicht zu einer Nachuntersuchung in das König-Ludwig-Haus kommen konnten, bettlägerig waren oder in Einzelfällen (n=11) kein Interesse an einer Nachuntersuchung hatten.

Die mittlere Nachuntersuchungszeit beträgt 56 Monate (14 Monate – 117 Monate) bzw. 4,67 Jahre (1,17 Jahre – 9,75 Jahre).

Das Patientenalter zum Zeitpunkt der Revisionsoperation betrug im untersuchten Kollektiv durchschnittlich 72,30 Jahre (52 Jahre – 95 Jahre). Das durchschnittliche Alter der weiblichen Patienten lag bei 74,95 Jahren, das der männlichen Patienten bei 70,00 Jahren. Von den untersuchten Patienten waren 47,73 % (n=42) weiblichen und 52,27 % (n=46) männlichen Geschlechts.

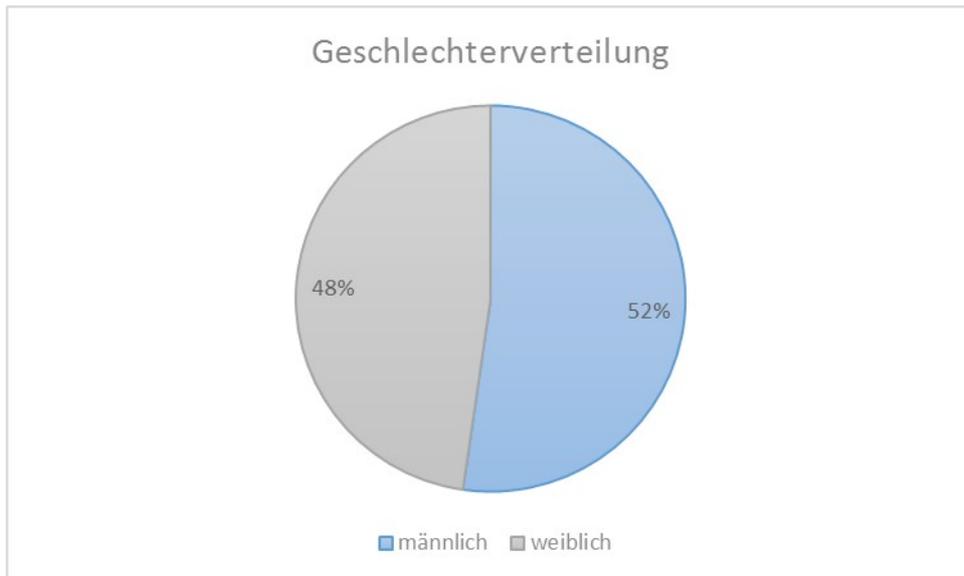


Abb. 4: Geschlechterverteilung

Die durchschnittliche Größe der untersuchten Patienten beträgt 167,48 cm (135 cm – 192 cm). Das durchschnittliche Gewicht liegt bei 81,98 kg (47 kg – 155 kg).

In 47,73% (n=42) wurde die Revisionsimplantation auf der rechten Seite durchgeführt. In den anderen 52,27 % (n=46) wurde die Hüftprothese auf der linken Seite revidiert.

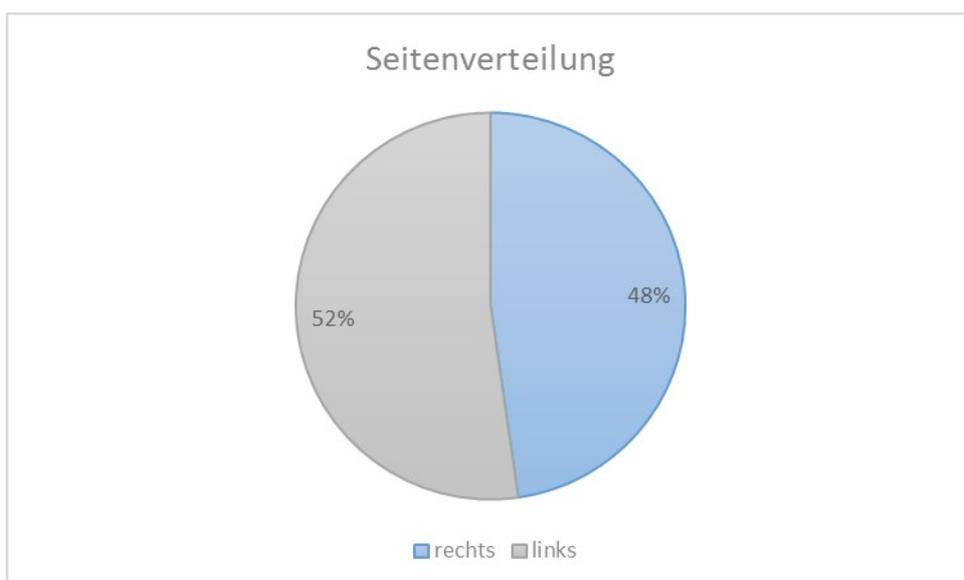


Abb 5: Seitenverteilung der Revisionseingriffe

2.2 Indikation zum Prothesenwechsel

Bei 43,18 % (n=38) der nachuntersuchten Patienten stellte die aseptische Prothesenlockerung die Indikation zur Revisionsoperation dar. In 38,64 % (n=34) musste aufgrund eines Protheseninfekts und septischer Schaftlockerung ein Revisionseingriff durchgeführt werden, bei 1,14 % (n=1) wurde ein Weichteildefekt diagnostiziert.

3,41 % (n=3) der Patienten zeigten rezidivierende Luxationen, die einen Revisionseingriff nötig machten.

In 10,23 % (n=9) lag eine periprothetische Fraktur vor. Weitere 2,27 % (n=2) der Patienten wiesen einen Prothesenbruch auf. 1,14 % (n=1) der Patienten zeigte eine Schaftsinterung.

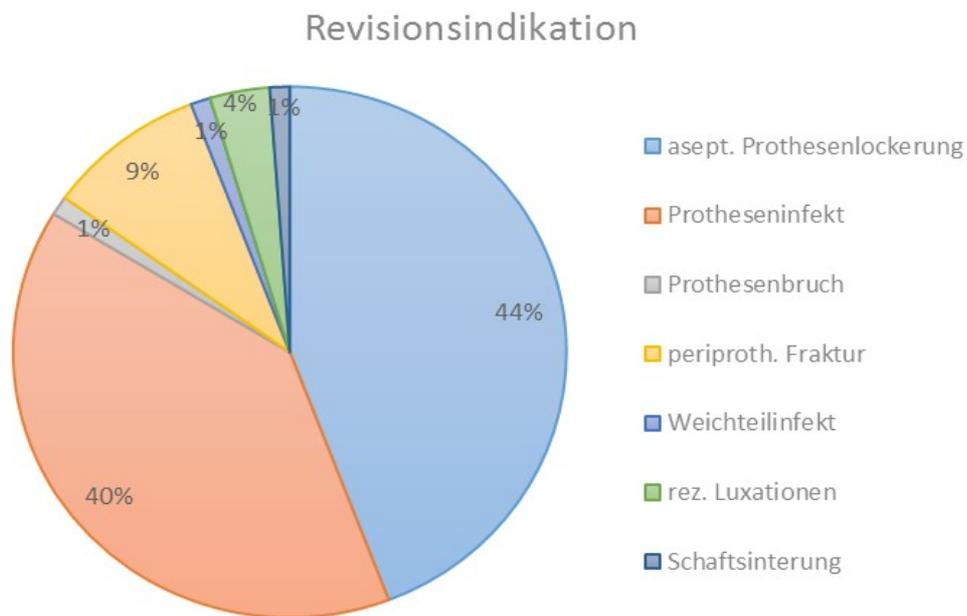


Abb 6: Revisionsindikation

2.3 Primärimplantat

Die mittlere Standzeit der primär implantierten Prothese betrug durchschnittlich 109 Monate (0 Monate – 420 Monate).

Das durchschnittliche Alter der Patienten bei Primärimplantation betrug 58,29 Jahre (32 Jahre – 84 Jahre). Das durchschnittliche Alter der weiblichen Patienten zum Zeitpunkt der Primärimplantation betrug 59,39 Jahre, bei den männlichen Patienten lag das Durchschnittsalter bei 57,30 Jahren.

Die Indikation zur Primärimplantation einer Hüftendoprothese war in 77,92 % (n=60) eine primäre Coxarthrose, in 3,90 % (n=3) eine sekundäre Coxarthrose. In 2,60 % (n=2) der Fälle war eine traumatische Hüftkopfnekrose, in 2,60 % (n=2) eine Dysplasiecoxarthrose und in weiteren 2,60 % (n=2) eine Hüftdysplasie ursächlich.

Weitere 2,60 % (n=2) wiesen eine Schenkelhalsfraktur auf. In 1,30% (n=1) war eine Erkrankung an Rheumatoider Arthritis ursächlich. In einem Falle erfolgte die Indikation zur Primärimplantation infolge einer Osteomyelitis, 1,30 % (n=1).

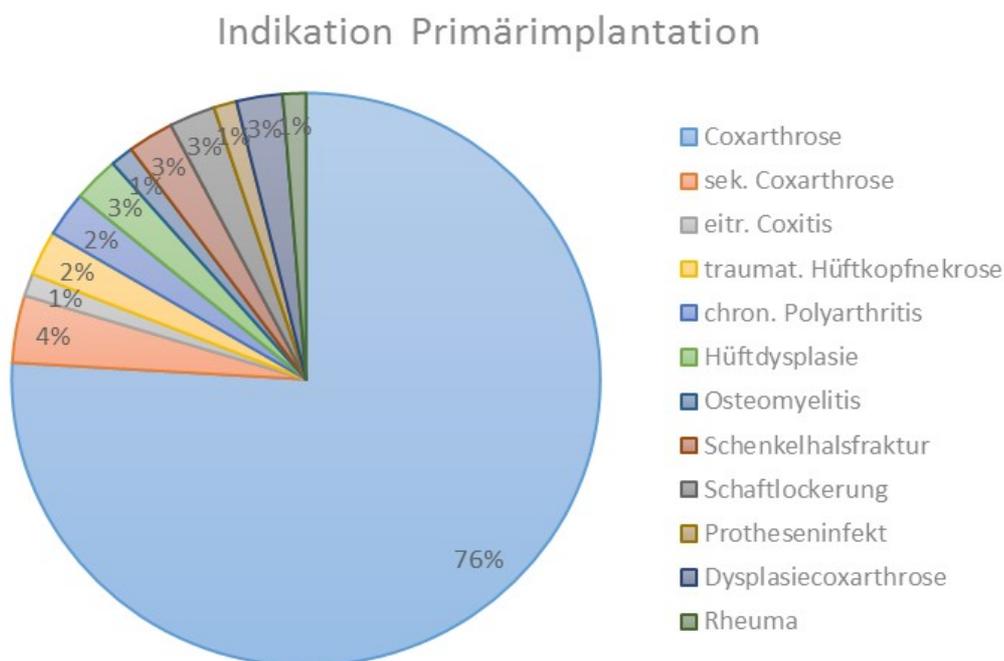


Abb. 7: Indikation Primärimplantation

2.4 Verwendete Schäfte

Für den Erfolg der Revisionsoperation ist die Größe des Schaftes von entscheidender Bedeutung.

Bei den untersuchten Patienten wurden in allen Fällen (n=85) Schäfte mit 200 mm Länge verwendet. Es handelte sich in allen Fällen um kurvierte Schäfte. Gerade Schäfte wurden im untersuchten Kollektiv nicht implantiert. In 18,75 % (n=18) betrug der Durchmesser des Schaftes 17 mm. 15,00 % (n=12) der Patienten erhielten einen Schaft des Durchmessers 16 mm. In je 13,75 % (n=11) der Patienten wurden Schäfte des Durchmessers 15 mm bzw. 18 mm implantiert. In weiteren je 12,50 % (n=10) wurden Schäfte des Durchmessers 19 mm bzw. 20 mm eingesetzt. In 6,25 % (n=5) erhielten die Patienten einen Schaft von 14 mm Durchmesser, in 5,00 % (n=4) einen Schaft von 13 mm Durchmesser. Mit je 1,25 % wurde in jeweils einem Patienten ein Schaft des Durchmessers 21 mm bzw. 22 mm implantiert.

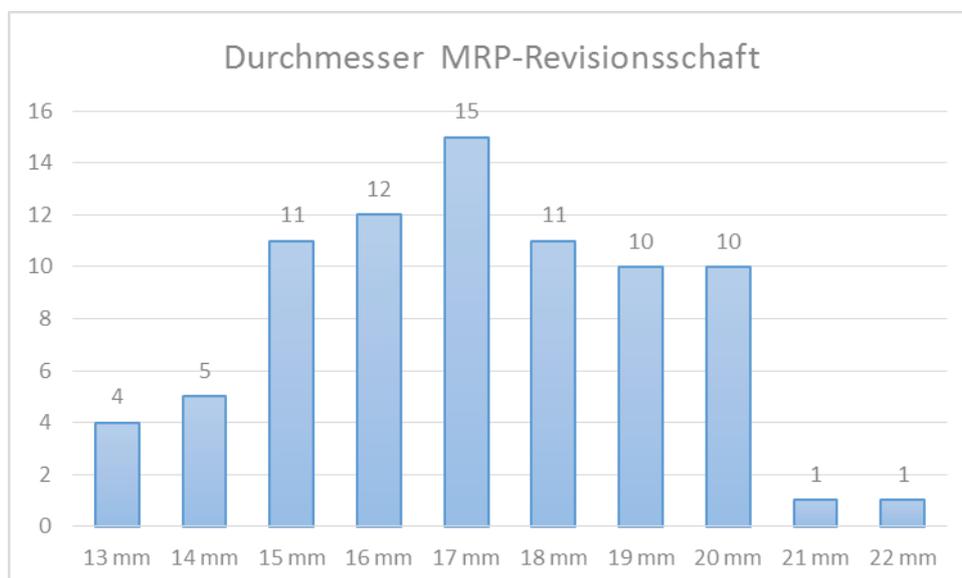


Abb. 8: Durchmesser der implantierten MRP-Revisionschäfte

2.5 Verwendete Pfannen

In der Kombination mit dem MRP-Revisionschaft wurde eine Reihe verschiedener Pfannen verwendet.

	Pfanne	Anzahl Patienten	
Standardpfannen	HG-Trilogy-Pfanne	35	
	ARP-Prothese	1	
	Bicon-Plus-Pfanne	1	
	S+G-Pfanne	1	
	Bicon-Schraubpfanne	1	
	Amis-Hybrid-Medacta-Pfanne	1	
	Müller-Schnapp-Pfanne	1	
	Motta-Dobler	2	
	Polyethylenvollprofilpfanne	1	
	Alcat-Prothese	1	
	Revisionspfannen	ESKA-Kranialpfanne	20
		Orthodynamics-Pfanne	1
Schalen	Brehm-Stützschale	4	
	Burch-Schneider-Stützschale	3	
	Aesculap Stützschale	3	
Beckenteilersatz	ESKA Beckenteilersatz	1	

Tab. 1: Implantierte Pfannen

Pfannentypen

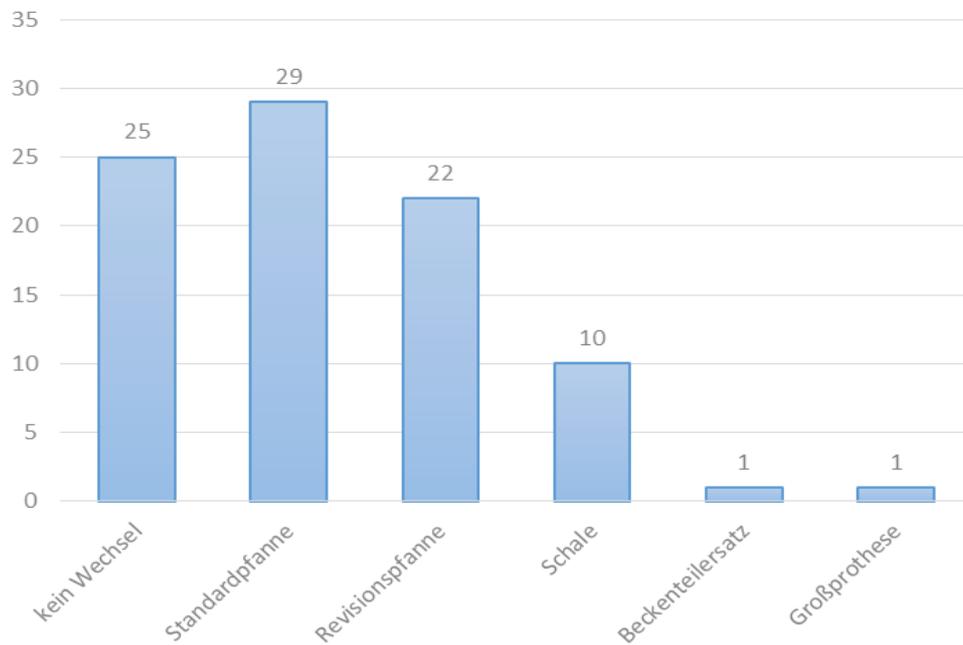


Abb. 9: Verteilung der Pfannentypen

Anzahl Pfannen

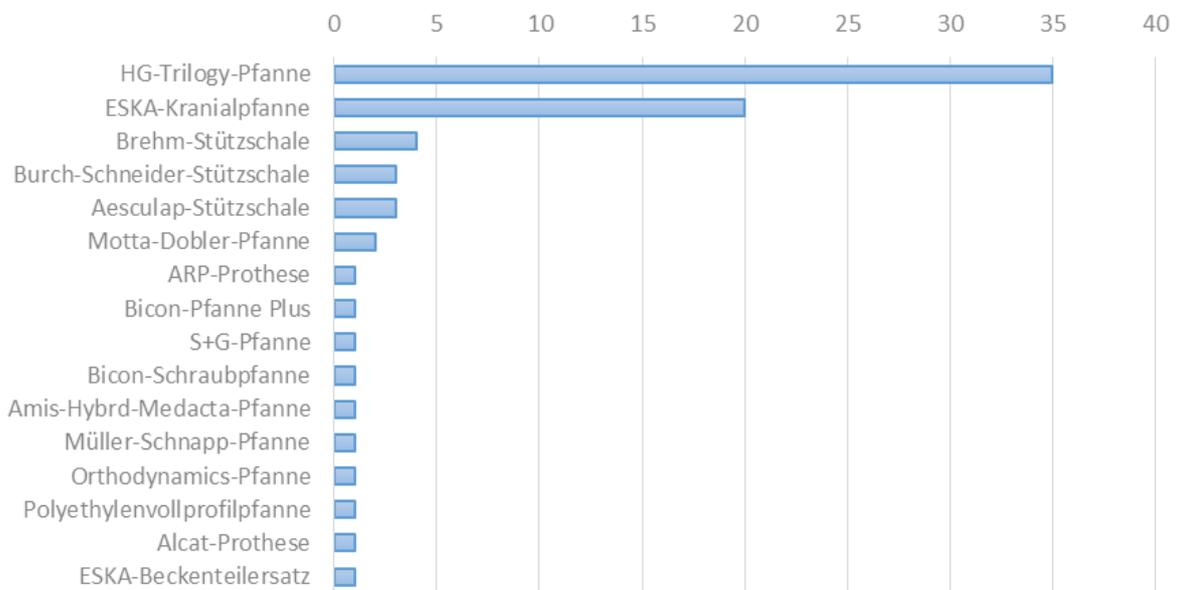


Abb. 10: Verteilung der Pfannen

Bei 28,41 % (n=25) der Patienten erfolgte simultan zur Schaftrevision kein Wechsel der Hüftpfanne. In 32,95 % (n=29) wurde während der Revisionsoperation eine Standardpfanne verwendet, in weiteren 25,00 % (n=22) wurde eine Revisionspfanne eingesetzt. 11,36 % (n=10) erhielten eine Schale. Jeweils 1,14 % (n=1) wurden mit einer Großprothese bzw. einem Beckenteilersatz versorgt.

2.6 Methodik Klinische Auswertung

Die klinische Bewertung der erhobenen Patientendaten hinsichtlich des klinischen Outcomes bis 10 Jahre postoperativ erfolgt mittels des Harris-Hip-Scores (36) und des Scores nach Merle d'Aubigné und Postel (58).

Der Harris-Hip-Score bewertet in Punktwerten nach Schmerzen, funktionellem Ergebnis bzw. der Möglichkeit zur Teilhabe am öffentlichen Leben und dem Bewegungsumfang.

Mit dem Score nach Merle d'Aubigné und Postel werden Schmerzen, der Bewegungsumfang und die Möglichkeit zu Gehen bewertet.

Das Erfassen der Schmerzen erfolgt durch die Visuelle Schmerz-Analogskala.

Eine ausführliche Aufstellung des Harris Hip Scores und des Scores nach Merle d'Aubigné und Postel findet sich im Anhang.

2.7 Methodik Radiologische Auswertung

Die Auswertung des radiologischen Outcomes wird durch eine Analyse der Röntgenkontrollaufnahmen bezüglich Achslagen, Abkippung in Varus- oder Valgusposition, Migration des Schaftes, Spätlockerung, sowie der Kategorisierung azetabulärer und femoraler Defekte nach Paprosky, der Einteilung femoraler Lysesäume anhand der Gruen-Zonen und der Einteilung der Lysesäume um die Pfanne nach DeLee und Charnley (19) vorgenommen.

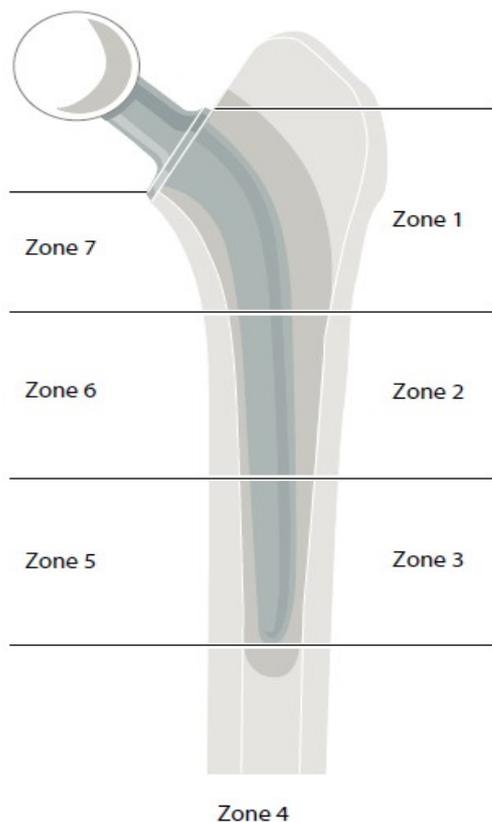


Abb. 11: Femorale Lysezonen nach Gruen (15, S.402)

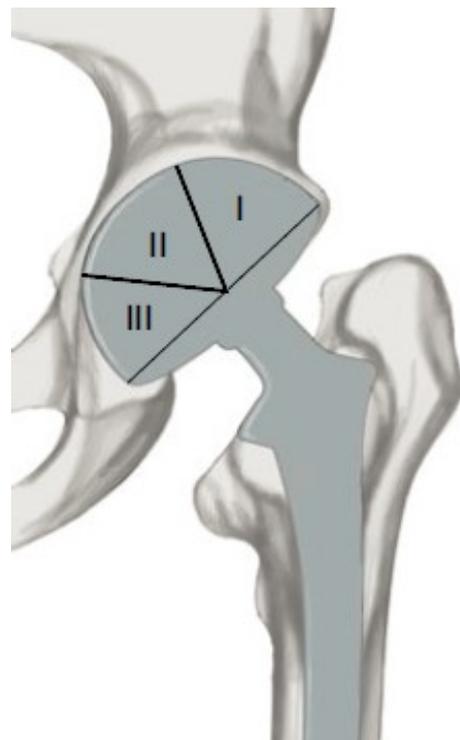


Abb. 12: Azetabuläre Lysezonen nach DeLee und Charnley (15, S. 499)

Periartikuläre Ossifikationen wurden anhand der Klassifikation nach Brooker (7) eingeteilt.

Grad I	vereinzelte Knocheninseln in den periartikulären Weichteilen
Grad II	Osteophyten von Becken o. Femurkopf mit mehr als 1 cm Abstand
Grad III	Osteophyten von Becken o. Femurkopf mit weniger als 1 cm Abstand
Grad IV	knöcherner Überbrückung, Ankylose

Tab. 2: Einteilung heterotoper Ossifikationen nach Brooker

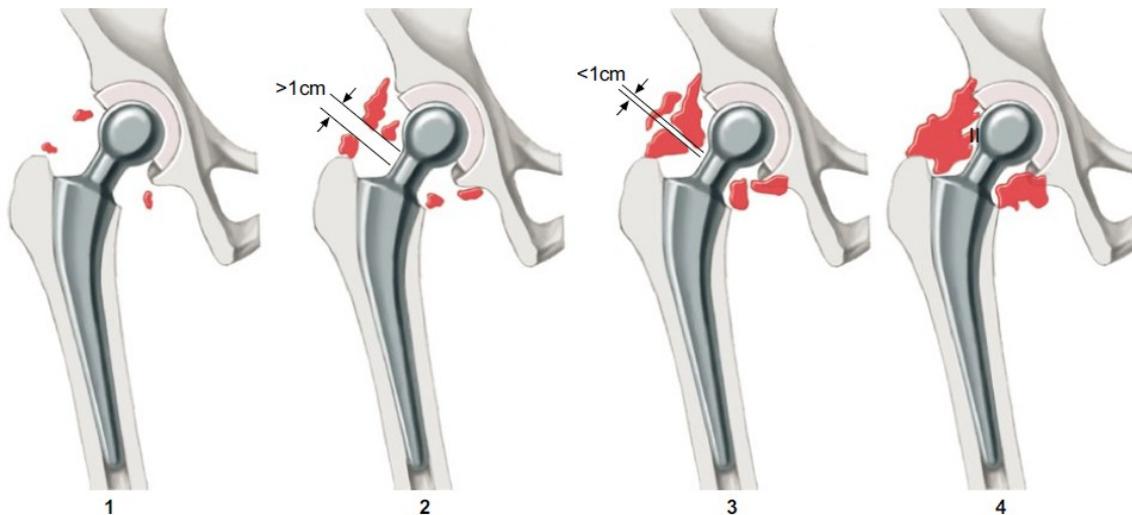


Abb. 13: Einteilung heterotoper Ossifikationen nach Brooker (15, S. 149)

Dabei dient die Kategorisierung nach Paprosky der Bewertung der femoralen Knochendefekte, die Einteilung der femoralen Lysesäume in den Gruen-Zonen der Beurteilung der Lockerungszeichen um den Schaft und die Einteilung nach DeLee und Charnley der Bewertung der Pfannenlockerung.

Die Paprosky-Klassifikation in vier Typen wurde 1992 von Paprosky eingeführt und lässt neben der radiologischen Beurteilung eine direkte Ableitung von Hinweisen zur Implantatverwendung zu (20).

Die Unterteilung der Defekte erfolgte nach der Möglichkeit der Verankerung einer zementfreien oberflächenstrukturierten Prothese. Somit zeigt diese Einteilung eine hohe Praxisrelevanz.

Typ	Defektform und Lokalisation
1	Minimaler metaphysärer spongiöser Defekt bei erhaltener Diaphyse
2	Ausgedehnter metaphysärer Defekt bei erhaltener Diaphyse
2a	Knochendefekt, die subtrochantäre Region nicht überschreitend
2b	fehlender anterolateraler Metaphysenanteil
2c	fehlender/insuffizienter posteromedialer Metaphysenanteil
3	Ausgeprägter metaphysärer und diaphysärer Defekt
3a	Isthmus femoris zu mehr als 4 cm erhalten
3b	Isthmus femoris zu weniger als 4 cm erhalten
4	Ausgeprägter metaphysärer und diaphysärer Defekt, weiter Markraum und vollständige Zerstörung des Isthmus femoris

Tab. 3: Klassifikation femoraler Defekte nach Paprosky

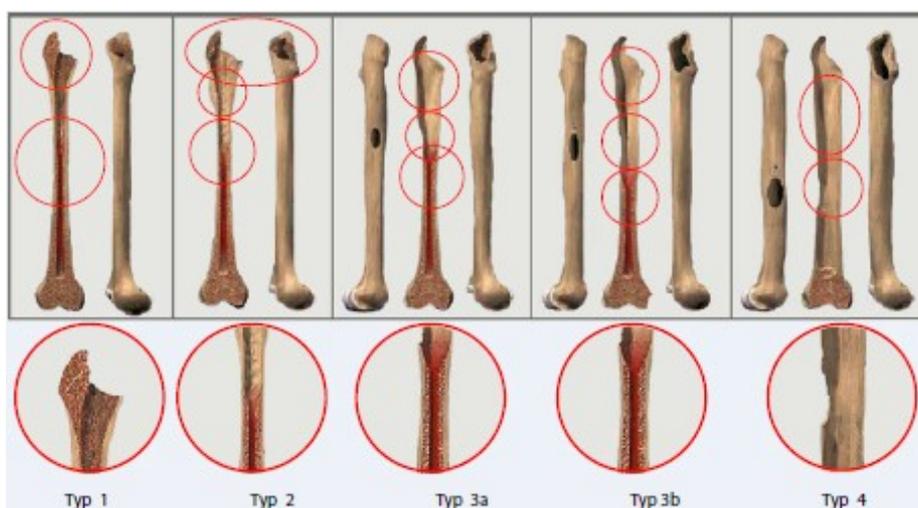


Abb. 14: Klassifikation femoraler Defekte nach Paprosky (70)

3 NACHUNTERSUCHUNG

3.1 Anamnestisch erhobene Daten

Die Anamneseerhebung der Patienten orientierte sich an den zu erhebenden Daten, die für die Auswertung mittels des Harris Hip Scores und des Scores nach Merle d'Aubigné und Postel notwendig sind. Dazu wurde ein standardisierter Fragebogen erstellt.

Ein wesentliches Augenmerk legen diese Scores auf das Vorhandensein und des Ausmaß von Schmerzen. Des Weiteren wird die Funktion des Hüftgelenks anhand diverser Verrichtungen des täglichen Lebens und des Gangbildes, sowie anhand des Bewegungsausmaßes bewertet.

Anhand der Visuellen Schmerz-Analogskala wurde die Aktivität von Schmerzen in der revidierten Hüfte abgefragt.

Die Patienten wurden weiterhin zu ihrer subjektiven Einschätzung der Beschwerdebesserung durch die Revisionsoperation und ihrer Zufriedenheit mit dem erreichten Ergebnis befragt.

Mithilfe des standardisierten Fragebogens wurden Gehfähigkeit und Gehstrecke der Patienten, sowie die verwendeten Hilfsmittel erfasst. Auch die Möglichkeit, Treppen zu steigen und des Sitzens auf einem normal hohen oder erhöhten Stuhl wurden dokumentiert. Die Möglichkeit der Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel, sowie das Vermögen, Socken und Schuhe selbstständig anzuziehen, wurden abgefragt.

3.2 Klinische Untersuchung

Die bei der ausführlichen klinischen Untersuchung erhobenen Parameter wurden anhand eines standardisierten Fragebogens festgehalten. Zur Beurteilung des aktuellen Befundes kam der Erfassung von Schmerzen in der revidierten Hüfte besonderes Augenmerk zu. Des Weiteren wurde das Gangbild des Patienten auf das Auftreten von Hinken untersucht und, sofern vorhanden, dessen Ausprägung festgehalten. Dabei wurde berücksichtigt, dass Schmerzen oder Bewegungseinschränkungen an anderen Gelenken der unteren Extremität ebenfalls zu einer Einschränkung des Gangbildes und zu Hinken führen können.

Der Lokalbefund wurde anhand der Attribute Rötung, Schwellung, Überwärmung und Druckschmerz im Bereich der Narbe dokumentiert.

Die Patienten wurden im Stehen auf einen Beckengeradestand untersucht. Ein Beckentiefstand wurde durch Unterlegen von Holzbrettchen ausgeglichen und dokumentiert. In dem so erreichten ausgeglichenen Zustand wurde das Trendelenburg-Zeichen untersucht, um eine Insuffizienz der Musculi glutei medius et minimus dokumentieren zu können. Eine etwaige Beinlängendifferenz wurde am liegenden Patienten durch eine seitenvergleichende Messung erhoben.

Die Beweglichkeit des revidierten Hüftgelenks wurde nach der Neutral-Null-Methode erhoben. Es erfolgte die Dokumentation von Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion am gestreckten Bein, sowie Innenrotation und Außenrotation bei 90° Beugung in Hüft- und Kniegelenk. Zur Beurteilung einer möglicherweise vorliegenden Hüftbeugekontraktur wurde der Thomas-Handgriff durchgeführt. Bei den Patienten, die nicht zu einer Nachuntersuchung erscheinen konnten, wurde der Bewegungsumfang der letzten jährlichen Nachuntersuchung übernommen.

3.3 Radiologische Untersuchung

Die radiologische Auswertung wurde anhand aktueller konventionell radiologischer Aufnahmen der Hüfte durchgeführt. Die Patienten, die zur Nachuntersuchung erschienen, erhielten jeweils eine aktuelle Beckenübersichtsaufnahme, gegebenenfalls mit einer langen Aufnahme des Oberschenkels, um die gesamte Prothese darzustellen, sowie eine axiale Aufnahme des Hüftgelenks nach Lauenstein.

Bei den Patienten, die nicht persönlich zu der Nachuntersuchung erscheinen konnten, wurden die konventionell radiologischen Aufnahmen der letzten jährlichen Nachuntersuchung zur Auswertung herangezogen.

Es erfolgte die Auswertung der aktuellen radiologischen Befunde im Vergleich zu den postoperativ angefertigten konventionell radiologischen Aufnahmen der Hüfte.

Die Aufnahmen wurden nach Lysesäumen entlang des Schaftes im Bereich der Gruen-Zonen und einer eventuellen Einsenkung im Sinne einer axialen Migration des Schaftes im Vergleich zu den Voraufnahmen beurteilt. Weiterhin wurden die Röntgenbilder auf eine Abkipfung der Prothese in Varus- oder Valgusposition untersucht. Zur Bewertung der femoralen Defektsituation wurde die Kategorisierung azetabulärer und femoraler Defekte nach Paprosky verwendet.

Die Einteilung periartikulärer Ossifikationen wurde nach Brooker vorgenommen. Die Pfanne wurde ebenfalls nach Lysesäumen, Knochendefekten und einer Pfannendislokation bewertet. Die eventuell aufgetretenen Lysesäume wurden dabei nach der Einteilung nach DeLee und Charnley kategorisiert.

3.4 Statistische Auswertung

Die Datenakquise und Berechnung der Prozentwerte erfolgte mittels Microsoft Excel aus Microsoft Office 2013.

4 ERGEBNISSE

4.1 Anamnestisch erhobene Daten

4.1.1 Schmerzen

Auf der visuellen Schmerz-Analogskala gaben immerhin 86,36 % (n=76) der untersuchten Patienten eine Schmerzaktivität von „0“ an. Ein Patient (1,14 %) gab Schmerzen von „2“ an, weitere 3 Patienten (3,41 %) gaben „3“ und 2 Patienten (2,27 %) gaben „4“ an. Für 5,68 % (n=5) der Patienten lagen ihre Schmerzen auf der Visuellen Schmerz-Analogskala bei „6“. Ein einziger Patient (1,14 %) gab den Schmerz mit einem Wert von „8“ an. Dies war der höchste benannte Wert für Schmerzen. Die Werte „1“, „5“, „7“, „9“ und „10“ wurden nicht genannt.

Dies ergibt einen durchschnittlichen Wert von 0,65 auf der visuellen Analogskala.

VAS	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
0	76	86,36
1	0	0
2	1	1,14
3	3	3,41
4	2	2,27
5	0	0
6	5	5,68
7	0	0
8	1	1,14
9	0	0
10	0	0

Tab. 4: Ergebnisse Visuelle Analogskala

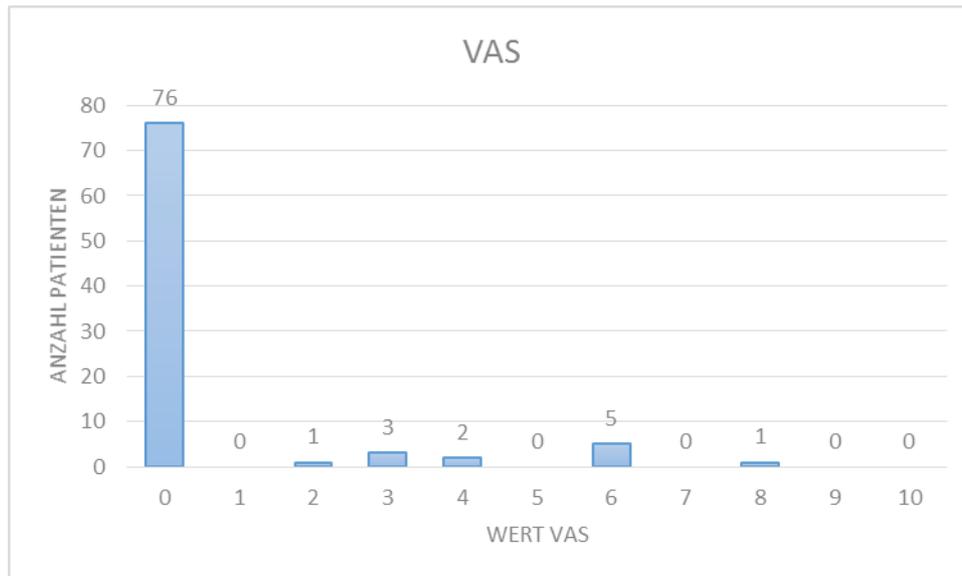


Abb. 15: Ergebnisse Visuelle Analogskala

Von den untersuchten Patienten hatten im Harris-Hip-Score mit 59,09 % (n=52) über die Hälfte dauerhaft keine Schmerzen im Alltag. Weitere 23,86 % (n=21) litten nur gelegentlich unter Schmerzen in der revidierten Hüfte. Dauerhafte Schmerzen im alltäglichen Leben traten bei 1,14 % (n=1) in leichter Ausprägung, bei 7,95 % (n=7) in mittlerer Ausprägung und bei 2,27 % (n=2) in starker Ausprägung auf. 5,68 % (n=5) der Patienten litten unter Ruheschmerzen.

Schmerzen	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Keine Schmerzen	52	59,09
Gelegentliche Schmerzen	21	23,86
Leichte Schmerzen	1	1,14
Mittlere Schmerzen	7	7,95
Starke Schmerzen	2	2,27
Ruheschmerzen	5	5,68

Tab. 5: HHS „Schmerzen“

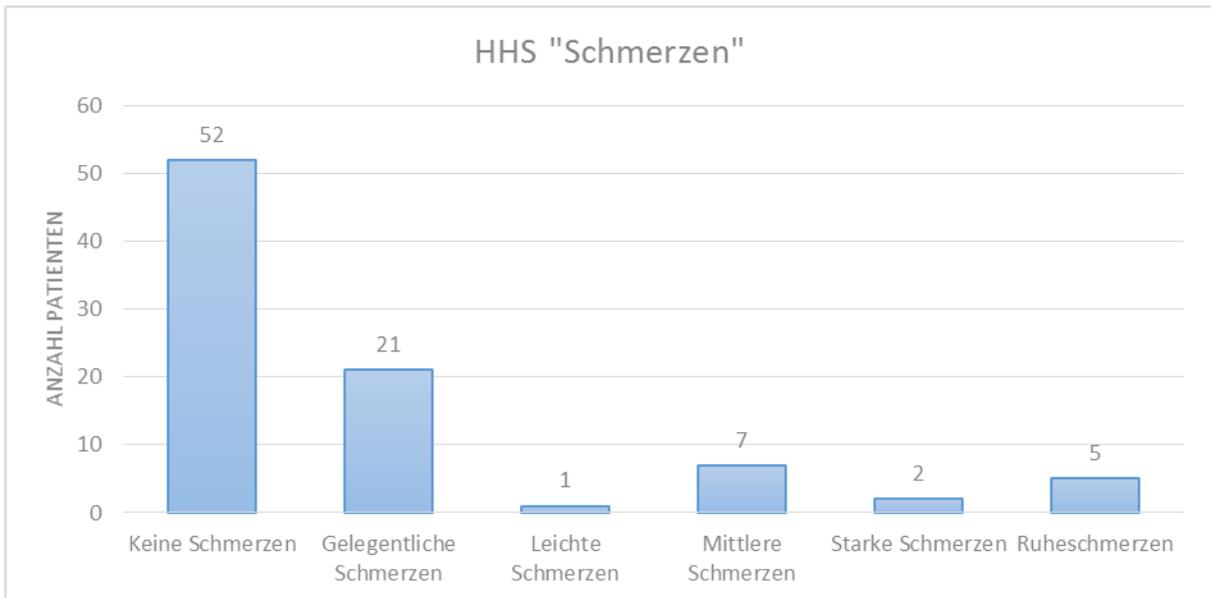


Abb. 16: HHS „Schmerzen“

Im Score nach Merle d’Aubigné und Postel klassifizierten sich dagegen 65,91 % (n=58) der Patienten als schmerzfrei. Keiner der Patienten beschrieb seinen Schmerz als intensiv und dauerhaft. Ebenso beschrieb keiner der Patienten seinen Schmerz als stark und insbesondere nachts auftretend. 8,70 % (n=8) teilten ihren Schmerz als stark beim Laufen mit daraus folgender Aktivitätseinschränkung aufgrund der Schmerzen ein. Weitere 14,77 % (n=13) hielten ihren Schmerz bei wenig Aktivität für tolerierbar. 3,41 % (n=3) hatten leichte Schmerzen beim Gehen, die beim Ausruhen nachlassen. 6,82 % (n=6) hatten unregelmäßig leichte Schmerzen, die zu keiner Aktivitätseinschränkung führten.

Schmerz	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
intensiv und dauerhaft	0	0
stark, insbesondere nachts	0	0
stark beim Laufen, führt zu Aktivitätseinschränkungen	8	9,09
tolerierbar bei wenig Aktivität	13	14,77
leicht beim Gehen, lässt nach beim Ausruhen	3	3,41
unregelmäßig und leicht, keine Aktivitätseinschränkungen	6	6,82
kein Schmerz	58	65,91

Tab. 6: Score nach Merle d'Aubigné und Postel „Schmerz“

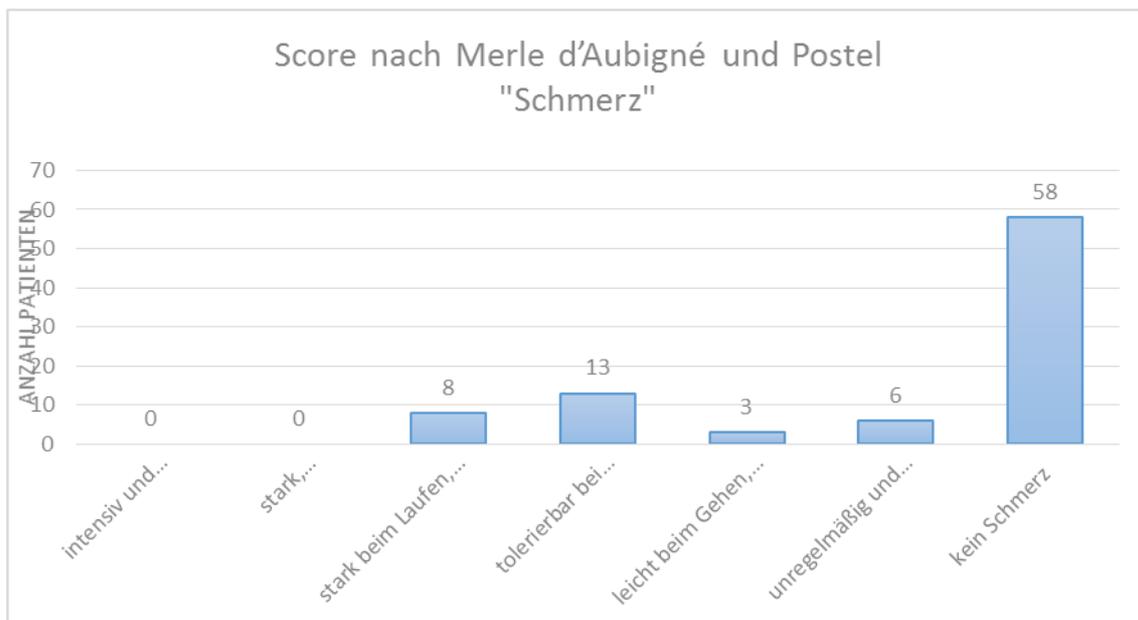


Abb. 17: Score nach Merle d'Aubigné und Postel „Schmerz“

4.1.2 Möglichkeit zu gehen

Im Score nach Merle d'Aubigné und Postel stuften sich 5,68 % (n=5) der Patienten selbst als nicht gehfähig ein. 17,05 % (n=15) der Patienten konnten nur mit Gehstützen, weitere 3,41 % (n=3) nur mit einem Stock gehen. Für 11,36 % (n=10) ist das Gehen mithilfe eines Stocks weniger als eine Stunde und ohne Stock nur unter Schwierigkeiten möglich, während 10,23 % (n=9) lange Zeit mit einem Stock und kurze Zeit auch ohne Stock mit Hinken gehen konnten.

22,73 % (n=20) der Patienten konnten ohne Zuhilfenahme eines Stocks, jedoch mit unwesentlichem Hinken gehen und 29,55 % (n=26) der Patienten hatten nach der Revisionsoperation eine normale Möglichkeit zu gehen.

Möglichkeit zu gehen	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
nicht möglich	5	5,68
nur mit Gehstützen	15	17,05
nur mit Stock	3	3,41
mit Stock < eine Stunde, ohne Stock nur mit Schwierigkeiten	10	11,36
lange Zeit mit einem Stock, kurze Zeit ohne Stock mit Hinken	9	10,23
ohne Stock, jedoch mit unwesentlichem Hinken	20	22,73
normal	26	29,55

Tab. 7: Score nach Merle d'Aubigné und Postel „Möglichkeit zu gehen“

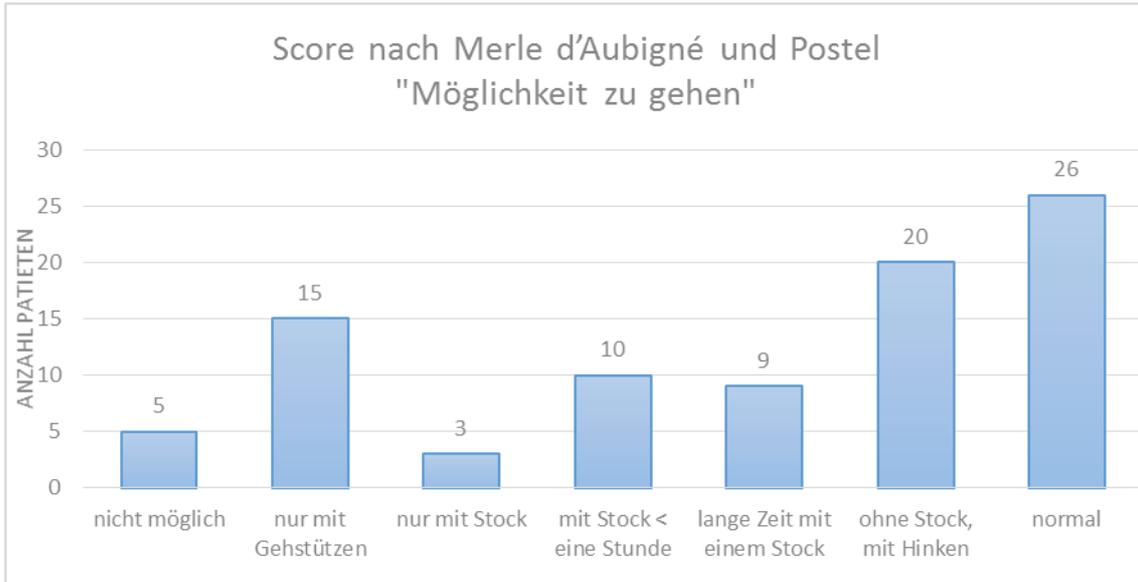


Abb. 18: Score nach Merle d'Aubigné und Postel „Möglichkeit zu gehen“

4.1.3 Gehstrecke

Bei 20,45 % (n=18) der Patienten lag nach der Einteilung im Harris Hip Score keine Einschränkung der Gehstrecke nach der Hüftrevision unter Verwendung des MRP-Revisionssschafts vor. In 25,00 % (n=22) war die Gehstrecke auf 30 Minuten bis 1 Stunde herabgesetzt, in weiteren 20,45 % (n= 18) auf 10 bis 30 Minuten und in 22,72 % (n=20) auf 2 bis 10 Minuten. 7,95 % (n=7) der Patienten konnten weniger als 2 Minuten am Stück nur noch in häuslicher Umgebung zurücklegen und für 3,41 % (n=3) war Gehen unmöglich.

Gehdistanz	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Unbegrenzt	18	20,45
30 Minuten bis 1 Stunde	22	25
10 – 30 Minuten	18	20,45
2 – 10 Minuten	20	22,72
Unter 2 Minuten / nur im Haus	7	7,95
unmöglich	3	3,41

Tab. 8: Harris Hip Score „Gehstrecke“

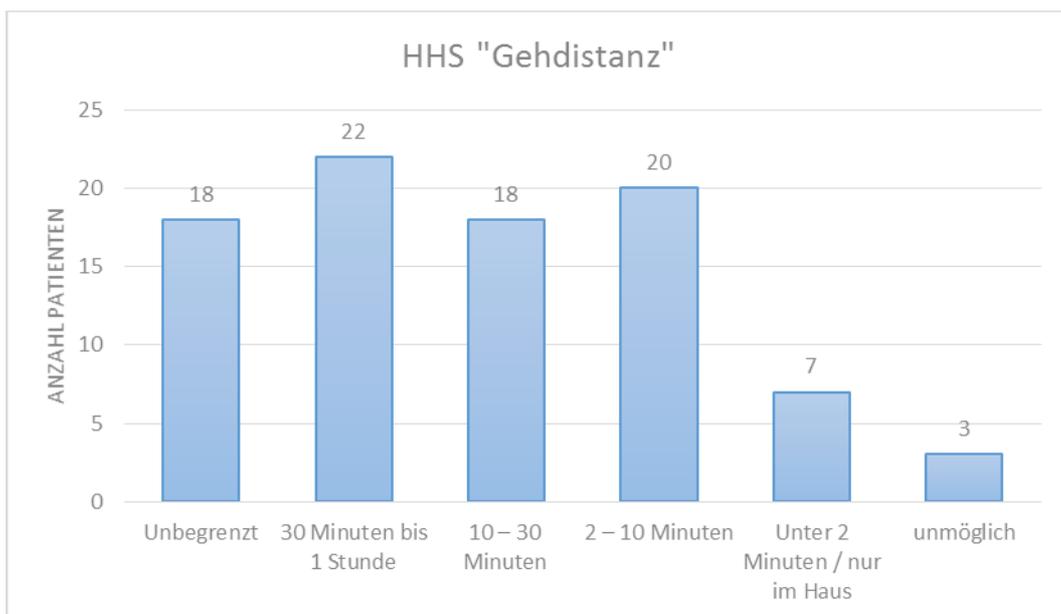


Abb. 19: Harris Hip Score „Gehstrecke“

4.1.4 Gehhilfe

Mit 47,73 % (n=42) kam etwa die Hälfte der nachuntersuchten Patienten ohne Gehhilfe zurecht. 19,32 % (n=17) brauchten lediglich für längere Strecken einen Handstock, während 11,36 % (n=10) ständig auf einen Handstock und 2,27 % (n=2) ständig auf 2 Handstöcke angewiesen waren. 5,68 % (n=5) der Patienten nutzen eine Unterarmgehstütze und immerhin 13,64 % (n=12) waren auf 2 Unterarmgehstützen angewiesen.

Gehhilfen	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Keine Gehhilfen	42	47,73
Handstock für längere Strecken	17	19,32
Handstock ständig	10	11,36
1 Unterarmgehstütze	5	5,68
2 Handstöcke	2	2,27
2 Unterarmgehstützen / Gehen unmöglich	12	13,64

Tab. 9: Harris Hip Score „Gehhilfen“

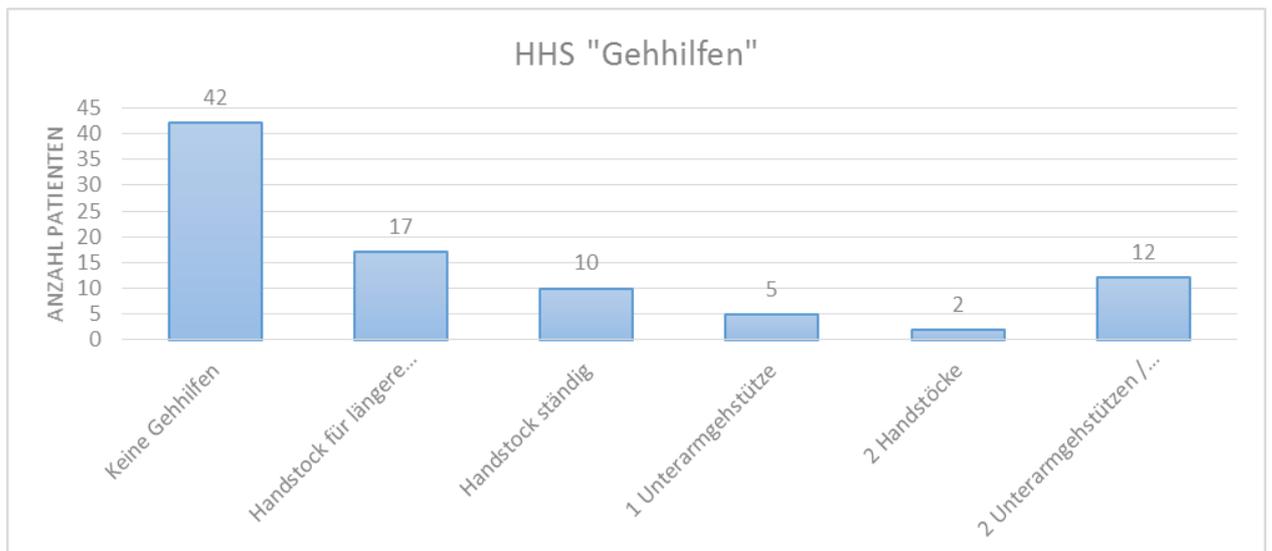


Abb. 20: Harris Hip Score „Gehhilfen“

4.1.5 Treppensteigen

Für 29,54 % (n=26) der Patienten war das Treppensteigen leicht möglich, weitere 50,00 % (n=44) konnten das Treppensteigen mithilfe eines Geländers bewältigen. In 12,50 % (n=11) der Patienten war das Treppensteigen nur mit Schwierigkeiten möglich, während für immerhin 7,95 % (n=7) die Bewältigung von Treppen unmöglich war.

Treppensteigen	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Leicht möglich	26	29,54
Möglich mit Geländer	44	50,00
Mit Schwierigkeiten möglich	11	12,5
Treppensteigen unmöglich	7	7,95

Tab. 10: Harris Hip Score „Treppensteigen“

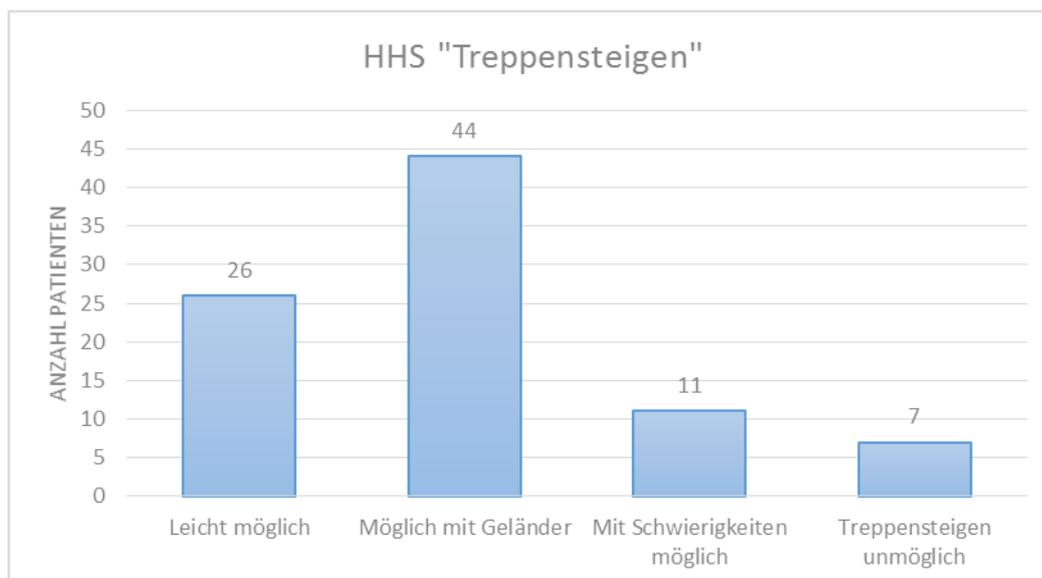


Abb. 21: Harris Hip Score „Treppensteigen“

4.1.6 Sitzen

Für 85,23 % (n=75) der Patienten war das Sitzen auf einem normalen Stuhl für eine Stunde möglich, während 13,64 % (n=12) nur auf einem erhöhten Stuhl für die Dauer von 30 Minuten sitzen konnten. Lediglich für einen Patienten (1,14 % der Fälle) war das Sitzen für 30 Minuten egal auf welcher Art von Stuhl nicht möglich.

Sitzen	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
normaler Stuhl, 1 Stunde	75	85,23
hoher Stuhl, 30 Minuten	12	13,64
Keine 30 Minuten möglich	1	1,14

Tab. 11: Harris Hip Score „Sitzen“

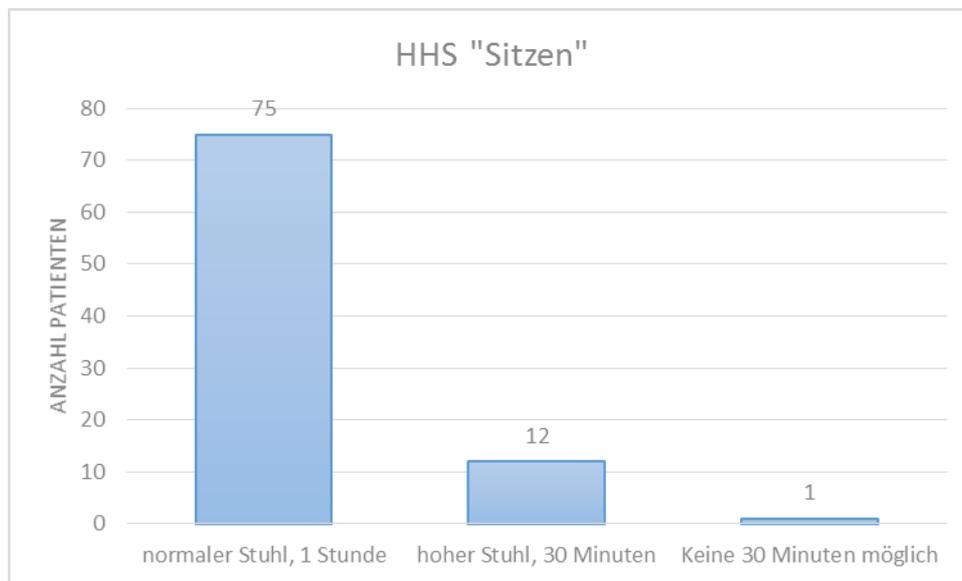


Abb. 22: Harris Hip Score „Sitzen“

4.1.7 Socken und Schuhe anziehen

Das Anziehen von Socken und Schuhen war für 57,95 % (n=51) der untersuchten Patienten ohne Schwierigkeiten möglich. Weitere 23,86 % (n=21) konnten Socken und Schuhe unter Zuhilfenahme von Hilfsmitteln wie beispielsweise einem Schuhlöffel selbstständig anziehen. In 18,18 % (n=16) war das selbstständige Anziehen von Socken und Schuhen nicht möglich und musste durch Dritte ausgeführt werden.

Schuhe und Socken anziehen	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
ohne Schwierigkeiten	51	57,95
mit Hilfsmitteln	21	23,86
Anziehen unmöglich	16	18,18

Tab. 12: Harris Hip Score „Schuhe und Socken anziehen“

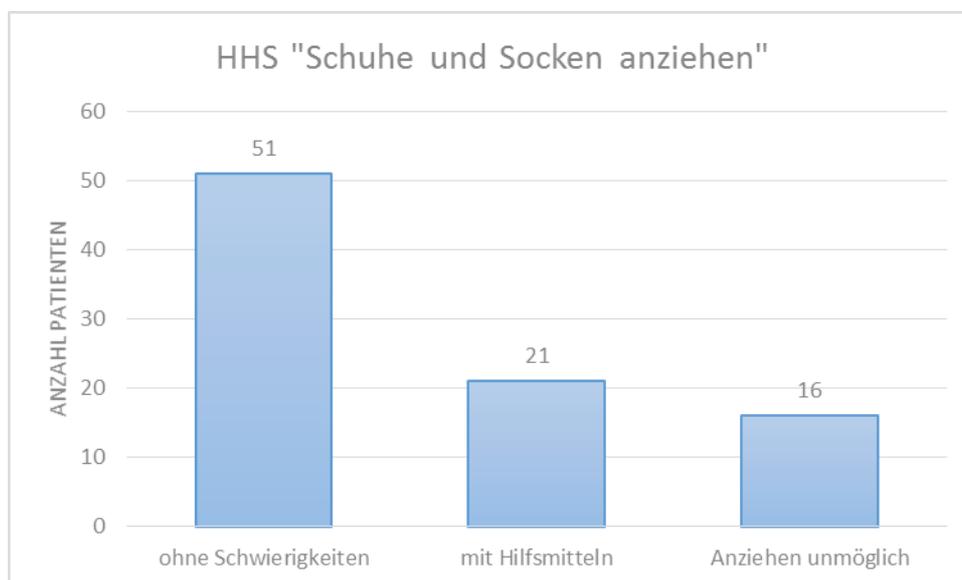


Abb. 23: Harris Hip Score „Schuhe und Socken anziehen“

4.1.8 Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel

Mit 76,14 % (n=67) traut sich ein Großteil der untersuchten Patienten die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel zu. 23,86 % (n=21) der Patienten halten eine Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel nach der Revisionsoperation nicht mehr für möglich.

Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Benutzung möglich	67	76,14
Benutzung unmöglich	21	23,86

Tab. 13: Harris Hip Score „Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel“

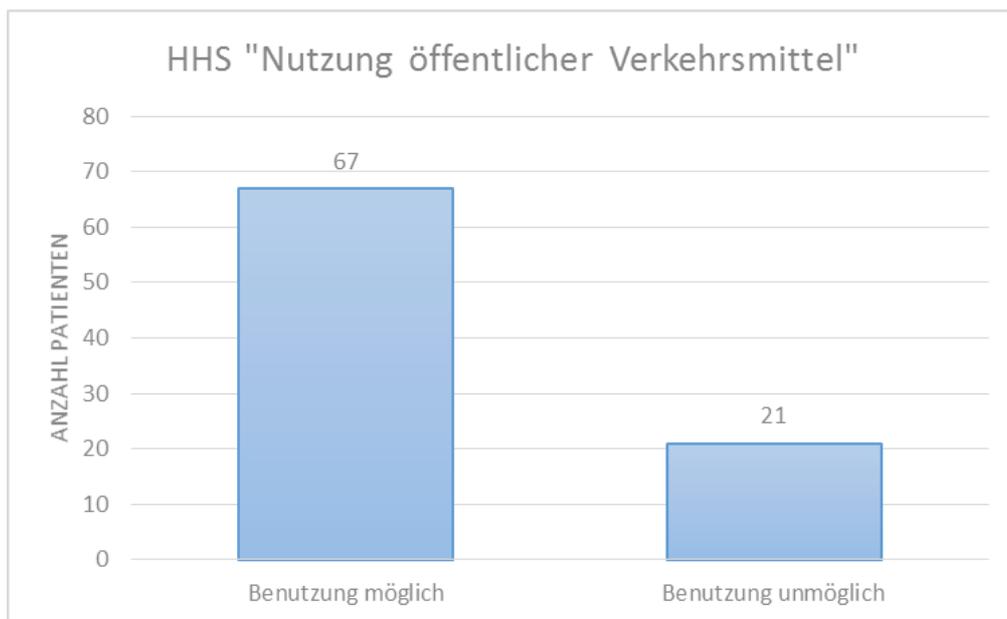


Abb. 24: Harris Hip Score „Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel“

4.2 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

4.2.1 Inspektion

Bei allen Patienten zeigten sich reizlose Narbenverhältnisse ohne Rötung, Schwellung oder Überwärmung.

4.2.2 Gangbild

Bei 29,54 % (n=26) der untersuchten Patienten zeigte sich beim Gehen ohne Schuhe ein normales Gangbild ohne Hinken. Mit 36,36 % (n=32) zeigten über ein Drittel der Patienten ein leichtes Hinken, weitere 20,45 % (n=18) zeigten ein mäßiges Hinken und 9,09 % (n=8) zeigten ein starkes Hinken. Für 4,55 % (n=4) der Patienten war das Gehen nicht möglich.

Hinken	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Kein Hinken	26	29,54
Leichtes Hinken	32	36,36
Mäßiges Hinken	18	20,45
Starkes Hinken	8	9,09
Gehen nicht möglich	4	4,55

Tab. 14: Harris Hip Score „Hinken“

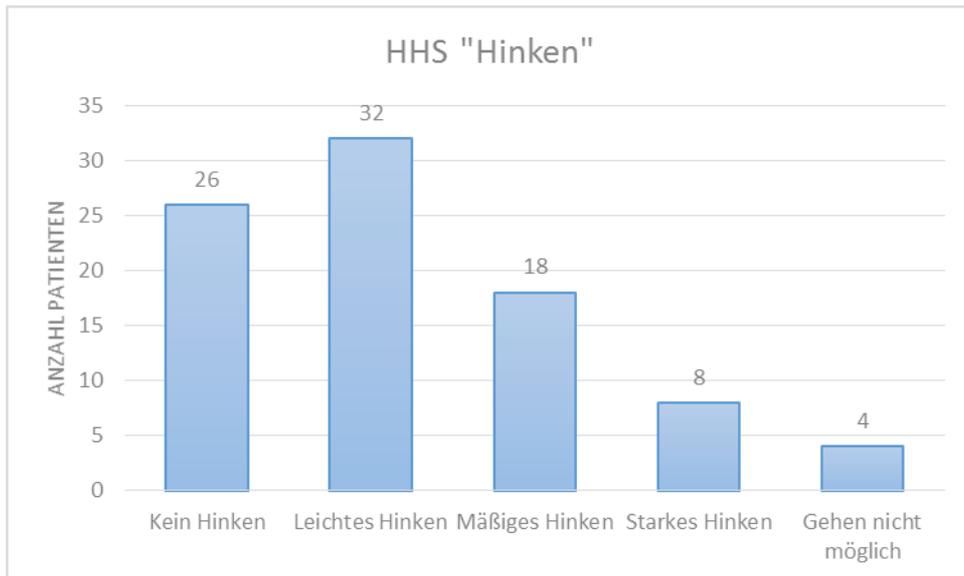


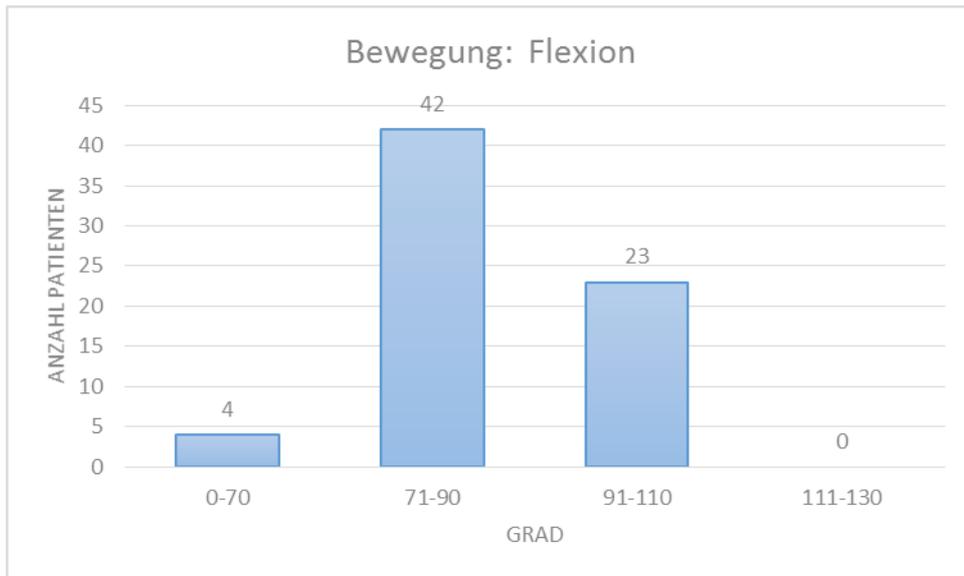
Abb. 25: Harris Hip Score „Hinken“

4.2.3 Bewegungsausmaße

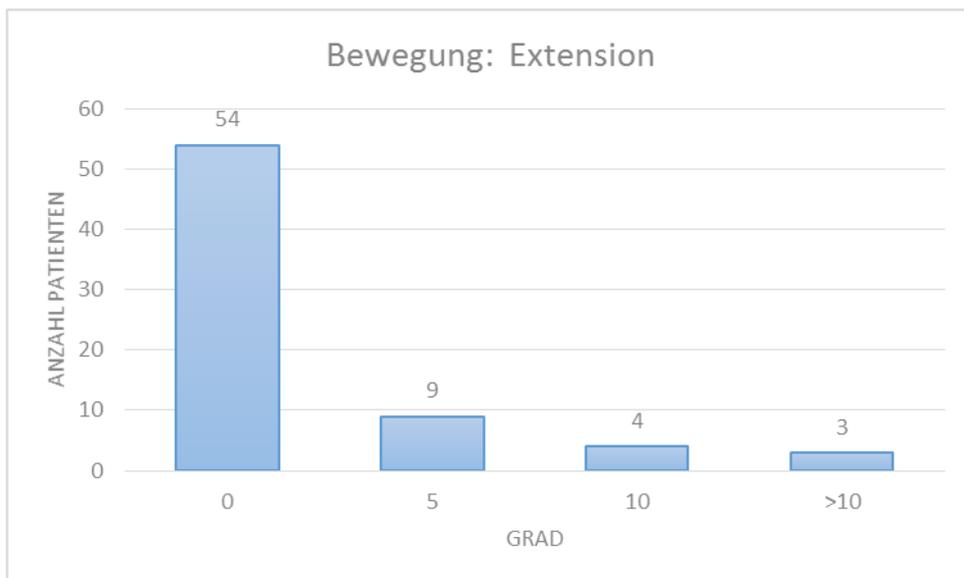
Die Bewegungsausmaße des revidierten Hüftgelenks sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Bewegung	Grad	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Flexion	0-70	4	5,8
	71-90	42	60,9
	91-110	23	33,3
	111-130	0	0,0
Extension	0	54	77,1
	5	9	12,9
	10	4	5,7
	>10	3	4,3
Abduktion	0-15	7	10,5
	16-30	40	59,7
	31-50	18	26,9
	>50	2	3,0
Adduktion	0-15	15	25,0
	16-30	40	66,7
	>30	5	8,3
Außenrotation	0-15	8	11,9
	16-30	38	56,7
	31-50	15	22,4
	>50	6	9,0
Innenrotation	0-15	35	51,5
	16-30	30	44,1
	>30	3	4,4

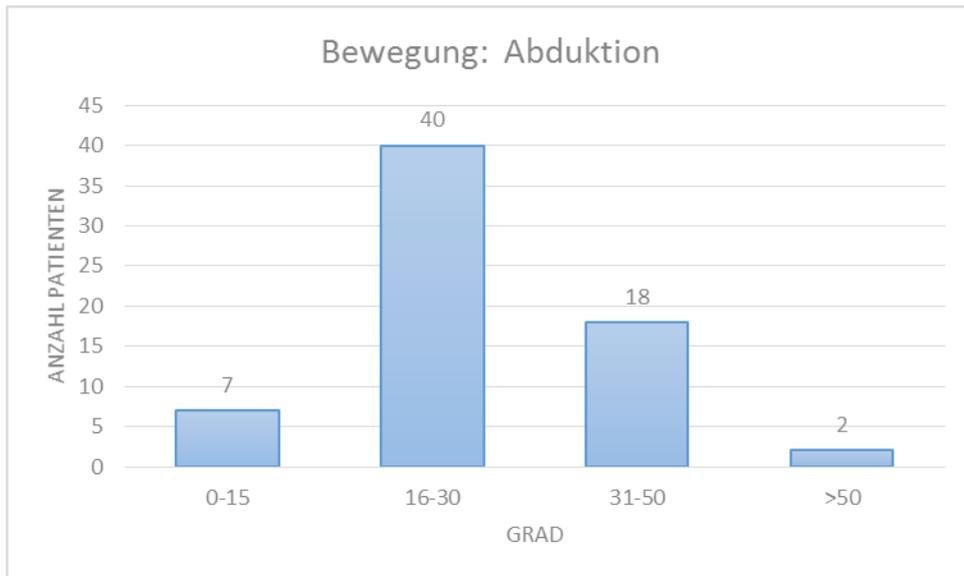
Tab. 15: Bewegungsausmaße



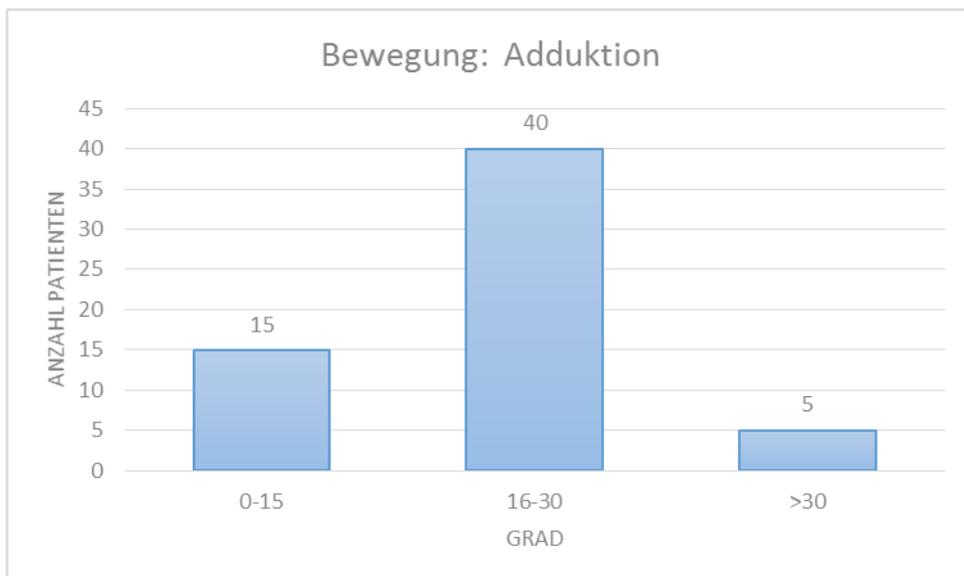
Tab. 26: Bewegungsausmaß Flexion



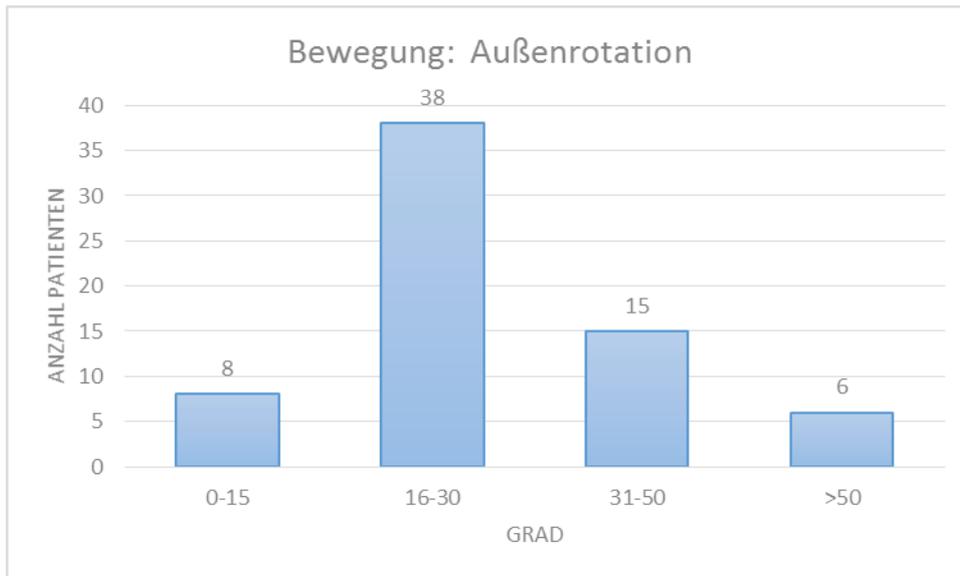
Tab. 27: Bewegungsausmaß Extension



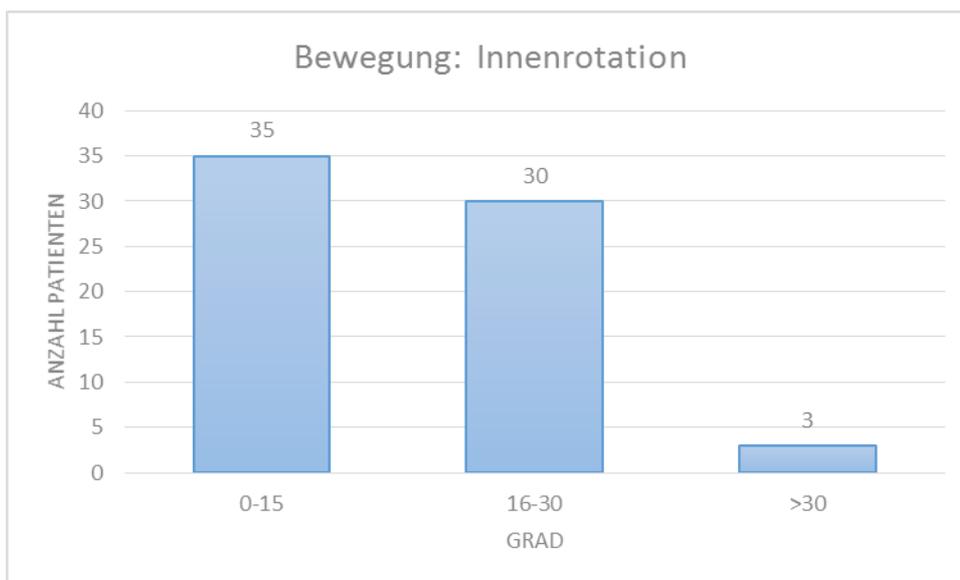
Tab. 28: Bewegungsausmaß Abduktion



Tab. 29: Bewegungsausmaß Adduktion



Tab. 30: Bewegungsausmaß Außenrotation



Tab. 31: Bewegungsausmaß Innenrotation

In der klinischen Untersuchung zeigten 98,75 % (n=69) der Patienten keine fixierte Abduktion über 10°. 97,14 % (n=68) der Patienten zeigten keine fixierte Innenrotation über 10° in Extensionsstellung. In 95,71 % (n=67) der Fälle trat keine Beinlängendifferenz über 3 cm auf. Keiner der untersuchten Patienten wies eine Beugekontraktur über 30° auf.

Deformation (physische Untersuchung)	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
keine fixierte Abduktion über 10°	69	98,75
keine fixierte Innenrotation über 10° in Extension	68	97,14
keine Beugekontraktur über 30°	70	100
keine Beinlängendifferenz über 3 cm	67	95,71

Tab. 16: Harris Hip Score „Deformation“

Mit 50,72 % (n=35) wiesen etwa die Hälfte der Patienten eine Beweglichkeit mit einer Flexion von > 90° und einer Abduktion bis 30° auf. 37,68 % (n=26) der Patienten erreichten Beweglichkeitswerte der Flexion von 80 – 90° und der Abduktion bis zu 15° auf. Weitere 8,7 % (n=6) der Patienten kamen auf Flexionswerte von 60 – 80° und konnten die eigenen Füße noch mit den Fingern erreichen. Lediglich 2,9 % (n=2) der Patienten konnten mit Flexionswerten im Hüftgelenk von 40 - 60° die eigenen Füße nicht erreichen. Keiner der Patienten zeigte Flexionswerte < 40° oder andere Deformationen im Sinne einer Ankylose.

Beweglichkeit	Anzahl Patienten	Anzahl Patienten [%]
Ankylose mit einer schlechten Position der Hüfte	0	0
keine Beweglichkeit, Schmerz oder leichte Deformität	0	0
Flexion <40°	0	0
Flexion 40 - 60°	2	2,9
Flexion 60 - 80°, Patient kann seinen Fuß erreichen	6	8,7
Flexion 80 - 90°, Abduktion bis zu 15°	26	37,68
Flexion >90°; Abduktion bis 30°	35	50,72

Tab. 17: Score nach Merle d'Aubigné und Postel „Beweglichkeit“

4.3 Ergebnisse des Harris Hüft Scores

Die Ergebnisse des Harris Hüft Scores konnten bei 61 der untersuchten 88 Patienten vollständig erhoben werden. Der mittlere Harris Hüft Score wurde mit 75,07 Punkten (18 Punkte - 100 Punkte, Standardabweichung 21,25 Punkte) ermittelt.

Das klinische Ergebnis nach dem Harris Hüft Score war bei 24,64 % (n=17) der Patienten sehr gut mit einem Punktwert von 90 - 100. Mit 24,59 % (n= 15) zeigte etwa ein Viertel der Patienten ein gutes Ergebnis (Punktwert 80 - 89) und

16,39 % (n=10) zeigten ein mäßiges Ergebnis. Bei 31,15 % (n=19) der Patienten lag der erhobene Harris Hüft Score bei weniger als 70 Punkten.

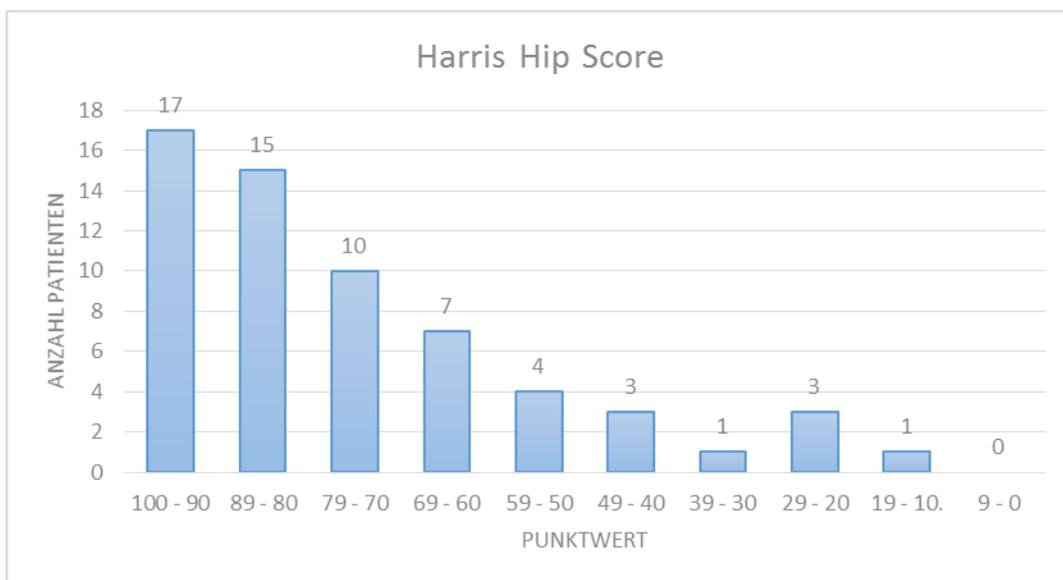


Abb. 32: Punktwerte Harris Hip Score

4.4 Ergebnisse der Scores nach Merle d'Aubigné und Postel

Der Score nach Merle d'Aubigné und Postel konnte von 69 der untersuchten 88 Patienten vollständig erhoben werden. Der mittlere Score nach Merle d'Aubigné und Postel lag bei 14,36 Punkten (5 Punkte – 18 Punkte, Standardabweichung 3,04 Punkte) und entspricht einem guten Ergebnis.

Mit 33,33 % (n=23) wiesen ein Drittel der Patienten ein sehr gutes Ergebnis (Punktwert 17 – 18) auf. Weitere 40,58% (n=28) der Patienten zeigten bei einem Punktwert von 13 – 16 ein gutes Ergebnis. 23,19 % (n=16) zeigten ein mäßiges Ergebnis (Punktwert 9 – 12) und 2,90 % (n=2) bei einem Punktwert von 0 – 8 ein schlechtes Ergebnis.

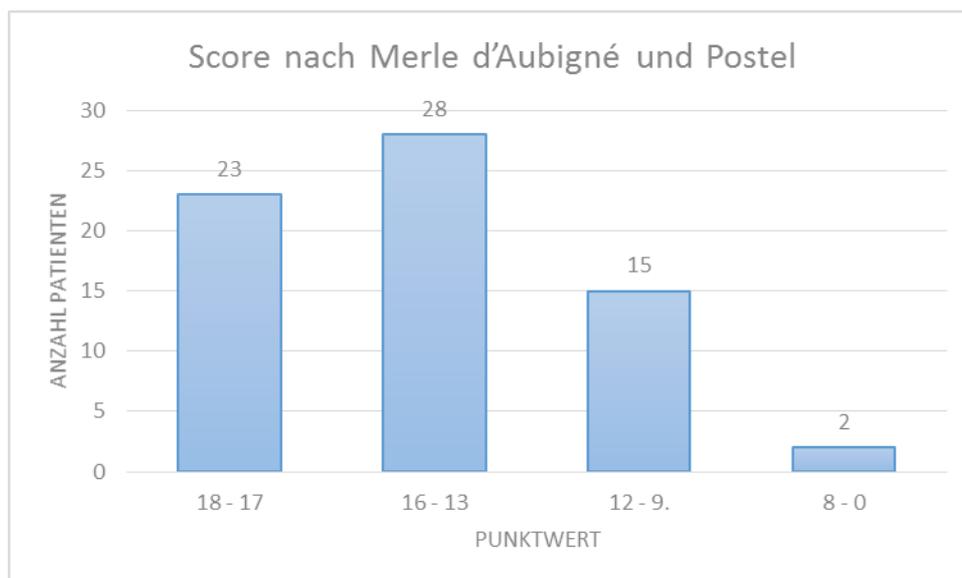


Abb. 33: Punktwerte Score nach Merle d'Aubigné und Postel

4.5 Ergebnisse der radiologischen Auswertung

Paprosky-Typ 1-Defekte mit minimalem Verlust spongiösen Knochens im Bereich der Metaphyse und damit minimaler Schädigung der proximalen Abstützung konnten in 9,09 % (n=8) der Patienten nachgewiesen werden.

In 64,77 % (n=57) der Patienten lag ein Typ 2-Defekt nach Paprosky vor mit ausgedehnten metaphysären Defekten mit kavitären Veränderungen. 38,64 % (n=34) aller untersuchten Patienten weisen einen Typ 2a-Defekt auf, der durch einen metaphysären trichterförmigen Defekt bei noch tragfähigem proximalem Knochen definiert ist. 17,05 % (n=15) aller Patienten entfallen auf den Typ 2b mit anterolateralem Defekt des subtrochantären Metaphysenanteils und 10,23 % (n=10) auf den Typ 2c mit fehlender metaphysärer Verankerungsmöglichkeit.

Paprosky-Typ 3-Defekte machen insgesamt 23,86 % (n=21) der Patienten aus. Diese sind durch einen zusätzlichen diaphysären Knochendefekt oberhalb des Isthmus femoris gekennzeichnet. Davon hatten 15,91 % (n=14) aller Patienten einen Typ 3a-Defekt mit einem zu mehr als 4 cm erhaltenen Isthmus, während 7,95 % (n=7) aller Patienten einen Typ 3b-Defekt zeigten mit einem weniger als 4 cm erhaltenem Isthmus femoris.

Einen Paprosky-Typ 4-Defekt mit ausgedehntem Knochendefekt auch der Diaphyse und weitem Markraum ohne verbliebenem Isthmus femoris wies lediglich ein Patient (1,14 %) auf. In diesem Fall ist keine axiale und rotatorische Stabilität mehr erreichbar und damit die Versorgung mit einer zementfreien Prothese nicht möglich.

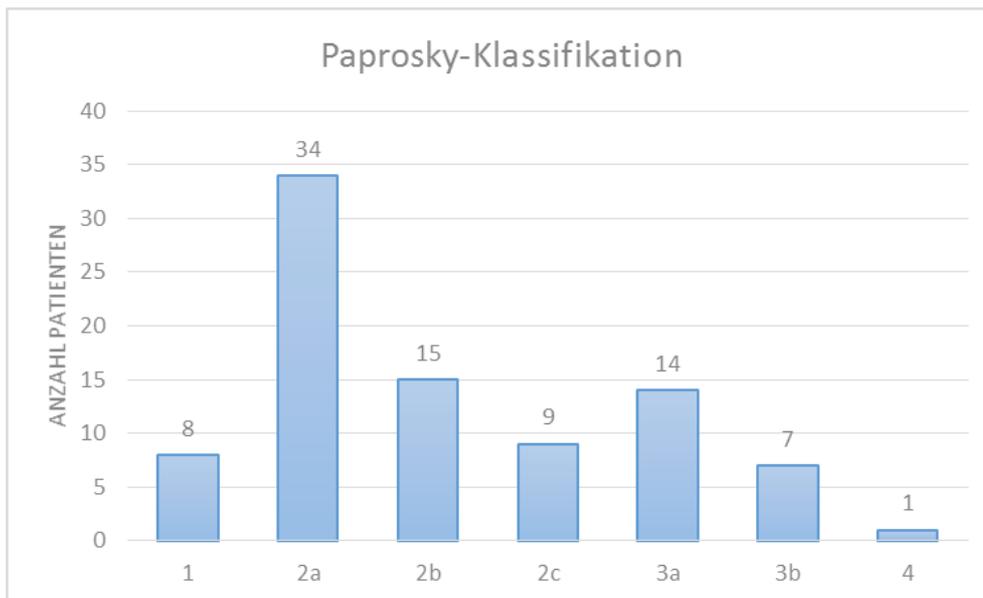


Abb. 34: Ergebnisse nach der Paprosky-Klassifikation

Lysesäume um den Schaft der Prothese in den Gruen-Zonen wurden in keinem der untersuchten Patienten nachgewiesen.

Lysesäume um die Pfanne nach DeLee und Charnley konnten in insgesamt 25,00 % (n=22) der Patienten nachgewiesen werden. Insgesamt zeigten 9 Patienten (10,23 %) einen Typ 1-Defekt, 7 Patienten (7,95 %) einen Typ 2-Defekt und 15 Patienten (17,05%) einen Typ 3-Defekt.

Davon zeigte ein Patient (1,14 % aller untersuchten Patienten) Lysesäume in den Zonen 1 und 2, zwei Patienten (2,27 %) zeigten Lysesäume in den Zonen 1 und 3, weitere drei Patienten (3,41 %) in den Zonen 2 und 3 und noch zwei Patienten (2,27 %) in allen drei Zonen.

In 75,00 % (n=66) aller untersuchten Patienten konnte in keiner Zone nach DeLee und Charnley ein Lysesaum nachgewiesen werden.

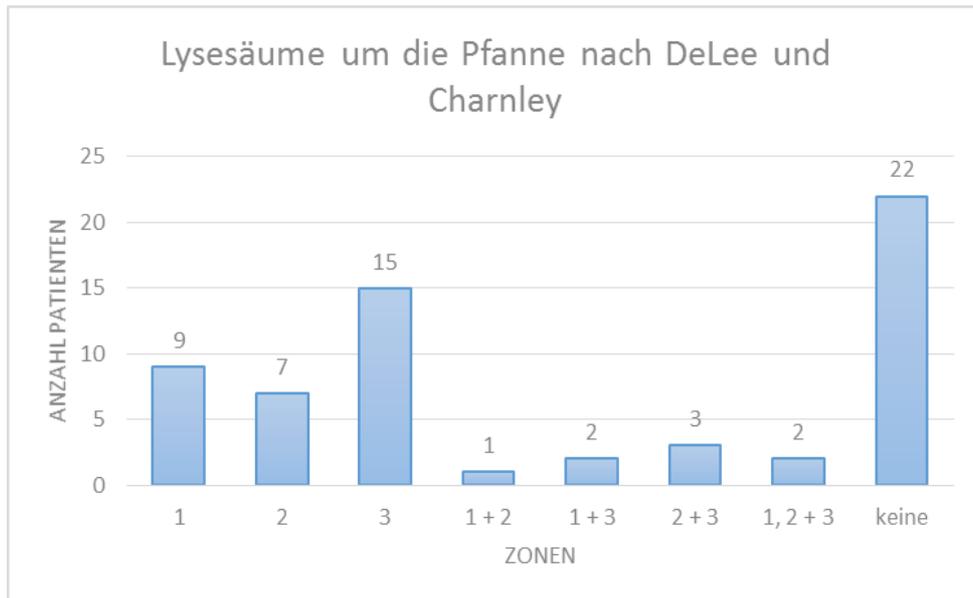


Abb. 35: Lysesäume um die Pfanne nach DeLee und Charnley

In insgesamt 61,36 % (n=54) der Patienten konnten summationsradiographisch keine periartikulären Ossifikationen nach Brooker nachgewiesen werden. 26,14 % (n=23) der Patienten wiesen Ossifikationen vom Typ Brooker I auf, während 5,68 % (n=5) Brooker II-Ossifikationen und 6,82 % (n=6) Brooker III-Ossifikationen aufwiesen.

4.6 Revisionen

In 12,50 % (n=11) der untersuchten Fälle kam es zu Komplikationen, die eine Revisionsoperation notwendig machten. Bei 3 der untersuchten Patienten zeigte sich nach 1, 11 bzw. 15 Monaten eine Lockerung der Hüftpfanne, die einen Pfannenwechsel erforderlich machte. In zwei Fällen kam es in den ersten 2 Monaten zu Infektionen, die bei einem der Patienten eine mehrfache Revision bei chronischem Infekt mit Kopfwechsel erforderlich machten. Der zweite Patient erhielt lediglich einen Wechsel von Kopf und Inlay. Ein Patient erhielt noch im Operationsmonat eine Gelenkspülung. Ein weiterer Patient wurde bei chronischer Fistelung nach 2 Monaten ohne Gelenkeröffnung revidiert. In weiteren 2 Fällen wurde eine Cerclagenentfernung nach 15 bzw. 16 Monaten postoperativ durchgeführt. Ein Patient bekam einen Iliopsoas-Release am Trochanter major mit Refixation der Glutealmuskulatur. In nur einem Fall kam es zu rezidivierenden Luxationen. In diesem Fall wurde die betreffende Hüfte 12 Monate postoperativ revidiert und ein Wechsel von Kopf und Inlay vorgenommen.

Bei keinem der untersuchten Patienten wurde ein Schaftwechsel des MRP-Revisionsschaftes nötig. Alle aufgetretenen Komplikationen konnten durch Wechsel der modularen Komponenten ohne Notwendigkeit der Schaftentfernung behoben werden.

5 DISKUSSION

Hüftprothesenrevisionen mit Implantation moderner zementfreier, diaphysär verankerter Revisionsschäfte sind heutzutage häufig durchgeführte operative Eingriffe. Die zu diesem Thema veröffentlichten Studien zeigen jedoch zum teil sehr heterogene Ergebnisse.

Das primäre Ziel der Revisionsendoprothetik des Femur ist der Erhalt des Knochenlagers bzw. die Regeneration der Knochendefekte dieses Bereichs. Dazu werden heute zementlose Implantationsverfahren gegenüber der zementierten Implantation bevorzugt, da bei zementfreien Verfahren unabhängig vom femoralen Defekttyp bessere Ergebnisse gezeigt wurden (53, 75). Diese Tendenz ist bei vielen Autoren nachweisbar (10, 11, 12, 17, 18, 25, 82, 86, 88). Die Verwendung zementierter Verfahren wird auf ältere Patienten mit eingeschränkter Lebenserwartung oder das Vorliegen gering ausgeprägter Knochendefekte beschränkt (86).

Aktuell sind zwei zementfreie Verankerungsprinzipien verfügbar. Zum einen handelt es sich um die konische diaphysäre Verankerung proximal des Femuristhmus, zum anderen die kombinierte metaphysäre und diaphysäre Verankerung. Dabei wird durch einen möglichst großflächigen Kontakt der proximalen Prothese mit der Kortikalis der Metaphyse ein Absinken des Implantats verhindert. Der distale, die Diaphyse füllende, zylindrische Prothesenteil sichert dagegen die Rotationsstabilität (23).

Dabei ist das Verhältnis von Femurschaft bzw. Markraum zu Stieldurchmesser wichtig, um eine nachträgliche Sinterung der Prothese zu vermeiden. Gruner et. al. zeigten, dass eine kürzere Prothese mit größerem Durchmesser einer längeren und schmalen Variante vorzuziehen ist (34). Es ist also zu empfehlen, eine Prothese mit kürzerem Schaft und größerem diaphysären Durchmesser gegenüber eines längeren, dünneren Schafts zu bevorzugen, um einer möglichen axialen Migration der Prothese vorzubeugen. Die besten Langzeitergebnisse zeigt das kürzeste stabil verankerte Revisionssystem (72).

Das Prinzip „fit and fill“ beschreibt das bessere Ein- bzw. Aufwachsen von Knochen bei verbessertem Kontakt zwischen Implantatoberfläche und der endostalen Kortikalis. Um eine möglichst optimale Füllung des Femurkanals zu gewährleisten, kann eine Anpassung an Kanalgröße und -geometrie durch das Aufbohren des Kanals erreicht werden. Hierbei sollte eine Kontaktzone zwischen Implantat und Kortikalis des Femur von mindestens 7 cm erreicht werden. So ist eine stabile distale Verankerung gesichert (69).

Ein diaphysär fester Sitz wird weiterhin durch den Einsatz von Schäften mit porösem Coating, Hydroxyapatit-Beschichtung oder sog. „Grit-blast-Titaniumschäften“ ermöglicht. Neben einer guten distalen Druckvorspannung, dem „press-fit“, zur Sicherung der distalen Stabilität können ebenfalls Implantate verwendet werden, deren Schaft mit dünnen scharfen Kanten versehen ist, die in die endostale Kortikalis einschneiden, oder weiter vorstehende Kanten aufweist, um den Femurkanal auszufüllen (21).

Weiterhin ist darauf zu achten, die natürliche Rotation bei der Implantation kurvierter Schäfte einzuhalten, um eine Dreipunktfixation anstatt der angestrebten diaphysären press fit-Verankerung zu vermeiden. Diese würde das Risiko für eine Fehlverteilung der eingeleiteten Kräfte über die Implantatspitze und daraus resultierender periprothetischer Stressfraktur beträchtlich erhöhen (85).

Bei Vorhandensein einer femoralen Defektzone sollte eine sichere Kontaktzone von endostaler Kortikalis und Implantatschaft von mindestens zwei Kanaldurchmessern distal des Defekts gewährleistet sein, um eine größtmögliche Stabilität zu gewährleisten (11).

Die Verwendung von Knochentransplantaten ist bei neueren Implantatsystemen in den Hintergrund gerückt.

Faktoren, die den Erfolg der Revisionsoperation beeinflussen:

- Primärstabilität durch metaphysennnahe Verankerung mit höchstmöglichem „press-fit“
- Sekundärstabilität durch ossäre Integration

- Regeneration des ossären Defekts
- Rekonstruktion des mediolateralen Offset
- Anpassung der femoralen Antetorsion
- Rekonstruktion der Sehnenansätze (69)

Der Wagner-Schaft zeigte erstmals einen im Verlauf auftretenden knöchernen Wiederaufbau im Bereich des proximalen Femur durch eine zuverlässige Überbrückung proximaler ossärer Defekte (79, 80). Bei dieser Prothese handelt es sich um eine nicht-modulare gerade Revisionsprothese, deren Stiel durch scharfe konische Längsrippen rotationsstabil im Knochen verankert wird. Die tragfähige Verankerung des Prothesenstiels im verbliebenen Femur, sowie die Verteilung der axialen und rotatorischen Belastung auf metaphysäre und diaphysäre Strukturen sind dabei wesentliche Prinzipien.

Allerdings erlaubt das Prothesendesign gerade bei großen Knochendefekten lediglich die Verankerung durch distale Stabilisierung. Eine proximale Kraffteinleitung fehlt oftmals (69), sodass nur selten durch Stressprotektion eine Atrophie des proximalen Femur verhindert werden kann. Böhm und Bischel (5) zeigten für den Wagner-Schaft weiterhin hohe axiale Migrationsraten von 34 % > 5mm und 20 % > 10 mm in einem Kollektiv von 129 Fällen bei einem mittleren Follow-up von 4,8 Jahren, die Axialmigration wird als einer der wesentlichen Faktoren für ein Versagen der Prothese genannt, der einen Revisionseingriff nötig macht.

Auch Monoblockschäfte zeigen in Revisionssituationen vor allem Schwierigkeiten bei der Anpassung an qualitativ eingeschränkte Knochensubstanz (11).

Eine Übersicht über Studien zu unzementierten Hüftrevisionen zeigt Tab. 18.

Autor	Jahr	Anzahl Revisionen	Mittleres Follow-up (Jahre)	Alter (Jahre)	Lockerungszeichen (%)	Re-Revisions-rate (%)
Hedley et.al.	1988	42	1,6	54,2	9,5	2,4
Engl et.al.	1988	160	4,4	55,8	2,4	1,6
Gustilo et.al.	1988	57	2,8	59	1,8	4
Harris et al.	1988	60	(1 - >2)	57	0	0
Mallory	1988	160	2 – 6			5
Hungerford et.al.	1988	51	2 – 5	54	7,8	4
Engl et.al.	1990	204	4,5	57,7	4	4,9
Morrey et.al.	1992	91	3,2		6	12
Head et.al.	1993	177	2,8			3,3
Lawrence et al.	1993	83	7,4	56,8	1,1	5,7
Pak et.al.	1993	113	4,8	59,6	2,7	4,4
Cameron	1994	62	3,9	59		16,1
Chandler et al.	1994	30	1,8			10
Head et.al.	1994	177	3			3,0
Lawrence et.al.	1994	83	9	57	11	10
Berry et al.	1995	375	4,7	60	15,7	20,8
Chandler et al.	1995	52	3		9,6	25
Moreland et.al.	1995	175	5	62,4	1,7	4,0
Bülow et al.	1996	145	7,8	54	3,2	2,4
Hartwig et.al.	1996	37	2,3	64	2,7	2,7
Mulliken et.al.	1996	52	4,6	64	24	10
Malkani et.al.	1996	69	2,8	62	20	8,7
Buonchristiani et.al.	1997	66	4,7	56	3,0	6,1
Grünig et al.	1997	40	3,9	70	10,0	10,0
Krishnamurthy et al.	1997	297	8,3	59,6	2,4	1,7
Smith et al.	1997	66	3,4	64,5	7,6	3,0
Engl et.al.	1998	21	6,3	54	0	0
Paprosky et al.	1999	170	13,2	61,2	4,1	3,5
Christie et al.	2000	129	6,2	63,3	2,9	0,8
Head et.al.	2000	304	(10 - 13)		0	3,0
Tauber et al.	2000	24	4,6	66	0	4,1
Wirtz et.al.	2000	142	2,3	67,4	1,4	4,9

Bircher et al.	2001	99	5,0	71		6,1
Böhm et al.	2001	129	4,8	64,9		4,6
Cameron	2001	157	2	70	1,3	6,4
Elke et al.	2001	86	7			15
Head et.al.	2001	1.179	6,2			1
Keisu et al.	2001	114	13	60	8	0
Löhr et al.	2001	112	3	67		3
Paprosky et al.	2002	193	5			0
Weeden et al.	2002	170	14,2		4,1	3,5
Sporer et al.	2003	51	6			13,7
Volkman et al.	2003	109	5,2	68		12,8
Böhm et al.	2004	129	8,1		0	4,6
Bolognesi et al.	2004	43	4	70	1,9	3,8
Schuh et.al.	2004	130	2,9	70	0,8	4,6
Schuh et.al.	2004	79	4	67	0	3,8
Wirtz et.al.	2004	424	3,2	67,7		2,2
Mumme et al.	2004	48	4,7	67,2	2,1	2,1
Walter et al.	2006	62	6		5	1,6
McCarthy et al.	2007	92	14		9	
Fink et al.	2007	68	2,6		2,9	4,4
Köster er al.	2008	73	6,2		2,7	4,1
Fink et al.	2009	120	3,2		1,7	1,7
Wimmer et al.	2013	243	4,4	69,2/ 67,1	8,6	10,3
Mittel		138,6	5,2	62,3	4,9	5,7
diese Studie	2014	88	4,6	72,3	0	12,5

Tab. 18: Ergebnisse verschiedener Studien zu unzementierten Hüftrevisionen

Der MRP-Titanschaft zeigt in der Literatur deutlich niedrigere Migrationsraten. Schuh et al. wiesen in 3,07 % (72), Wimmer et al. (85) in 1,65 % der Fälle eine Schaftmigration nach. In dieser Studie zeigte sich im untersuchten Zeitraum kein einziger Schaft axial migriert. Mögliche Gründe für die besseren Ergebnisse des MRP-Schaftes können ein suffizienteres press-fit entlang der anterioren Krümmung des Femur mit höherer Rotationsstabilität zusätzlich zur axialen Abstützung durch eine spezifischere Geometrie des Implantats sein. Die bestmögliche diaphysäre Verankerung mit einem höchstmöglichen Kontakt des Prothesenschafts zum Knochen - für den MRP-Revisionschaft über eine Distanz von 70 mm – ist eines der wichtigsten intraoperativen Ziele. Die stabile Verankerung wird weiterhin durch die spezifischere Geometrie des MRP-Revisionschafts mit longitudinalen Rippen, einer rauen Oberfläche sowie dem konisch zulaufenden gebogenen Schaft erreicht.

Thomsen et al. konnten in experimentellen Messungen am MRP-Revisionschaft zeigen, dass in Situationen mit fehlender metaphysärer Verankerungsmöglichkeit, in denen der diaphysäre Isthmusbereich als Verankerungszone herangezogen werden muss, die konische MRP-Prothese anderen Systemen überlegen ist (77).

Bei modularen Revisionssystemen können die metaphysären und diaphysären Prothesenteile voneinander unabhängig eingesetzt werden. Die proximale Modularität ermöglicht über die Anpassung des Antetorsionswinkels zwischen Hülse und Schaftkomponente eine optimale metaphysäre Füllung (11). Durch unterschiedliche metaphysäre Komponenten kann die Prothese so individuell angepasst und eine bessere proximale Stabilisierung ermöglicht werden. Ebenfalls können die Beinlänge, der femorale Antetorsionswinkel und das mediolaterale Offset individuell nach den Erfordernissen des Patienten eingestellt werden und liefern so bessere postoperative Ergebnisse (10, 11, 13, 17, 18, 25).

Ein weiterer Vorteil der modularen Systeme zeigt sich auch nach der Implantation. Nachträgliche Korrekturen der einzelnen Prothesenteile können häufig ohne Explantation des gesamten femoralen Implantats erfolgen (22). So

erfolgten auch die in dieser Studie notwendigen Revisionen ohne die Explantation des Prothesenschafts allein durch Wechsel der proximalen Komponenten.

Es zeigte sich ein erhöhtes Luxationsrisiko bei Einschränkung oder gar Verlust der Abduktorenfunktion. Daher ist operativ auf einen Erhalt von Trochanter major und minor zu achten (23).

Die modularen Prothesen erscheinen der Monoblock- bzw. Einkomponenten-Prothese aufgrund der Möglichkeit zur Wiederherstellung der Geometrie des Hüftgelenks und damit auch dem besseren Funktionserhalt der pelvitrochantären Muskulatur überlegen. Die einkomponentigen Prothesen bieten weiterhin auch nur eine erschwerte Möglichkeit der Beinlängenskorrektur. Die modularen Prothesen dagegen bieten den deutlichen Vorteil der variablen Anpassung an die individuellen intraoperativen Gegebenheiten der Patienten. Osteolytische Knochendefekte, die Entfernung der Prothesenstiele im Rahmen der Revisionschirurgie oder zementierte Prothesen können intraoperativ zu femoralen Knochendefekten oder Frakturen führen, die nachfolgend mittels einer langen Revisionsprothese überbrückt werden müssen (73).

Der MRP-Revisionschaft bietet in diesen Fällen aufgrund der Modularität und der primär distalen diaphysären zementfreien Verankerung ein Prothesensystem für die Revisionschirurgie auch ausgedehnter Knochendefekte.

Die in der Literatur beschriebenen Revisionsraten des MRP-Revisionschafts liegen bei Schuh et al. bei 3,79 % bzw. 4,61 % (72). Zeiler et al. (88) zeigten in ihrer Studie eine ähnlich niedrige Revisionsrate von 4 %. Wirtz et al. zeigten Revisionen in lediglich 1,4 % der Fälle (86), bzw. 2,2 % der Fälle (87). Andere Schafttypen, wie beispielsweise der S-ROM-Schaft, sind in der Literatur mit deutlich höheren Revisionsraten von 16,1 - 25 % beschrieben (10, 12).

Das in dieser Studie behandelte Kollektiv zeigt nach durchschnittlich 10,15 Monaten mit Revisionsraten von 12,5 % ein ähnliches Ergebnis wie Wimmer et al. (85). Sie wiesen in 12,75 % der Fälle Revisionen des

implantierten MRP-Revisionschaftes nach. Allerdings wurde bei keinem der von uns untersuchten Patienten der Prothesenschaft gewechselt. Es handelte sich in allen Fällen um Revisionseingriffe zum Wechsel von Kopf oder Inlay. Somit ist in keinem der Revisionsfälle ein Versagen des Schafanteils der Prothese ursächlich. Somit zeigt der MRP-Revisionschaft ein vielversprechendes Ergebnis, das von mehreren aktuellen Studien gestützt wird.

Es wird in der Literatur ein möglicher Schwachpunkt modularer Revisionsysteme diskutiert. Die Konussteckverbindungen der einzelnen Komponenten werden als solcher Schwachpunkt angesehen und kontrovers diskutiert (1, 16, 18, 30, 57, 71, 86). Einzelne Autoren sahen bei verschiedenen Systemen einen erhöhten Schwingungsreibungverschleiß, sog. „fretting“, mit konsekutiven Osteolysen. In seltenen Fällen werden Dislokationen der Verbindungsstellen beschrieben (64, 86). Andere Autoren sahen keine negativen Auswirkungen der Modularität der Konussteckverbindungen (63, 72, 86). Kritiker befürchten, dass durch die Steckverbindungen ein erhöhter Abrieb anfällt. Schramm et. al. konnten hingegen zeigen, dass durch spezielle Fertigungstechniken der Steckverbindungen und eine geeignete Werkstoffwahl der Abrieb vermindert werden kann. Sie zeigten weiterhin, dass auch das Drehmoment, mit dem die einzelnen Komponenten der Konussteckverbindung miteinander fixiert werden, einen wichtigen Aspekt darstellt (11).

Schuh et. al. konnten in ihrer Arbeit über den modularen MRP-Revisionschaft keine Osteolysen im Bereich der Konussteckverbindungen nachweisen. In keinem der untersuchten Fälle traten Probleme oder Komplikationen in Verbindung mit der Konussteckverbindung auf (72). Ebenso wiesen auch Mumme et al. in ihrer Studie zum MRP-Revisionschaft keine auf „fretting“ basierenden Osteolysen, keine Diskonnektionen oder Brüche der Steckkonusverbindungen nach (63).

Auch Smith et. al. (74), Cameron (11) und Christie et. al. (18) kommen zu ähnlich guten Ergebnissen.

Schramm et. al. (71) haben für den MRP-Revisionschaft gezeigt, dass der Abrieb durch ein spezielles Fertigungsverfahren der Konussteckverbindung, das zum einen in einem bestimmten Verhältnis von Wanddurchmesser und Radius der weiblichen Komponente, zum anderen einem Kugelstrahlverfahren bei der Herstellung der männlichen Komponente besteht, minimiert werden kann (11). Auch Gravius et al. wiesen in ihrer Materialverschleißanalyse des MRP-Revisionschafts nach 11,5-jähriger in-vivo-Belastung eine ausreichende Bauteilsicherheit der Modulverbindungen nach (31). Es traten keine Korrosion und kein Abrieb im Bereich der modularen Steckverbindungen des MRP-Revisionschafts auf.

Auch in dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv wurden in Übereinstimmung mit diesen Ergebnissen keine Osteolysezonen um die modularen Steckverbindungen des MRP- Revisionschafts nachgewiesen.

In der Literatur werden aseptische Lockerungsraten von bis zu 26 % in der Revisionsendoprothetik der Hüftgelenke angegeben (85; s. a. Tab. 18). Für den MRP-Revisionschaft zeigten Wirtz et al. (86) Lockerungsraten von 4 %. Auch Wimmer et al. (85) wiesen deutlich niedrigere Lockerungsraten von 2,47 % auf. Schuh et al. (72) wiesen in dem von ihnen untersuchten Patientenkollektiv lediglich mit 0,78 % in einem der Fälle Lockerungszeichen nach. Es zeigten sich im von ihnen untersuchten Kollektiv lediglich nicht-progrediente Lockerungssäume in den Gruen-Zonen 1 und 7 bei Schäften mit einem Durchmesser größer als 17 cm.

In dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv konnten keine Lockerungssäume in den Gruen-Zonen nachgewiesen werden. Im untersuchten Kollektiv wiesen lediglich 23 Patienten Lockerungszonen um die Pfanne und in keinem Fall Lockerungssäume um den Schaft auf. Es wurde daher von einer Lockerungsrate von 0 % für den untersuchten Zeitraum ausgegangen. Gleich den Ergebnissen dieser Studie konnten auch Mumme et al. (63) in ihrem untersuchten Patientenkollektiv keine sekundäre varische oder valgische Abkippung der Prothese um mehr als 2°, sowie keine Rotation des Schaftes nachweisen.

Sicherlich kann davon ausgegangen werden, dass durch modulare Prothesen

mit im Vergleich zu den nicht-modularen Varianten aufgrund der verbesserten Krafteinleitung durch individuellere Anpassung der Komponenten Lockerungssäume insbesondere durch mangelhafte Krafteinleitung verhindert werden. Davon auszugehen, dass bei modularen Revisionsprothesen im Allgemeinen keine oder nur in wenigen Fällen Lockerungssäume auftreten, scheint jedoch nicht angebracht, da auch das Geschick und die Erfahrung des Operateurs bei der Revision nicht außer Acht gelassen werden dürfen.

Schuh et al. (72) sahen in ihrer Studie zum MRP-Revisionsschaft in 4 von 130 Fällen postoperative Luxationen, die jeweils geschlossen reponiert werden konnten. Wirtz et al. (86) kommen mit 16 von 142 Fällen zu einer deutlich höheren Luxationsrate. Fünf der Fälle mussten bei rezidivierenden Luxationen revidiert werden. Auch Wimmer et al. (85) zeigten bei 15 von 243 Fällen rezidivierende Luxationen als Revisionsindikation. Bei dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv zeigte nur ein Patient rezidivierende Luxationen, die eine Revisionsoperation nötig machten. Der betroffene Patient erhielt einen Wechsel von Kopf und Inlay und zeigte bis Studienende keine weiteren Ereignisse. Auch Mumme et al. (63) konnten in 2 Fällen rezidivierender Luxationen (4,2 %) durch eine operative Änderung des Antetorsionswinkels des modularen Prothesenhalsses diesbezüglich Beschwerdefreiheit herbeiführen.

In keinem der in dieser Studie untersuchten Fälle wurde bei einer Revisionsoperation die Entfernung des Femurstiels notwendig.

Somit zeigt sich in dieser Studie ebenso wie in anderen Studien des MRP-Revisionsschafts, dass die Verwendung modularer Revisionsprothesen für den Patienten auch im Falle der Revisionsbedürftigkeit viele Vorteile bietet, da häufig der Wechsel einzelner Komponenten zur Problembeseitigung ausreichend ist.

Mumme et al. (63) konnten keinen signifikanten Unterschied im funktionellen postoperativen Ergebnis in Fällen mit geringen femoralen ossären Defekten vom Typ Paprosky I – IIa im Vergleich zu größeren ossären Defekten vom Typ Paprosky II b – III nachweisen. Auch in dieser Studie zeigt das untersuchte

Patientenkollektiv keine signifikanten Unterschiede der einzelnen Paprosky-Typen bezüglich des funktionellen Ergebnisses.

Somit erweist sich der MRP-Revisionschaft unabhängig von der Situation des Knochendefekts als eine sichere Revisionsprothese mit stabilem postoperativen Ergebnis und kann unabhängig von der knöchernen Defektsituation eingesetzt werden.

Mit einem Harris Hip Score von durchschnittlich 75,07 Punkten und einem Score nach Merle d'Aubigne und Posten von 14,36 Punkten postoperativ zeigten die in dieser Studie untersuchten Patienten ein sehr vielversprechendes klinisches Outcome.

Andere Single- und Multicenter-Studien zeigten bezüglich des klinischen Outcomes nach Implantation des MRP-Revisionschafts in einem größeren Patientenkollektiv etwas geringere Werte (62, 85). Wirtz et al. (86) konnten im Gegensatz dazu mit einem Harris Hip Score von 79 Punkten in einer großen Multicenter-Studie nach Verwendung unterschiedlicher Designs des MRP-Revisionschafts sogar geringfügig bessere Ergebnisse zeigen.

Schuh et al. (73) zeigten im untersuchten Kollektiv einen Score nach Merle d'Aubigne und Postel von 15,2 Punkten und stützen somit ebenfalls die in dieser Studie erreichten Score-Werte.

Persistierende Schmerzen nach dem Revisionseingriff mit Implantation des MRP-Revisionschafts wurden in dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv mit einer Schmerzaktivität von durchschnittlich 0,65 auf der Visuellen Analogskala angegeben. Diese ausgezeichneten Werte bezüglich der für den Patienten sehr belastenden Schmerzen bzw. das Fehlen derselben stützt den potentiellen Vorteil des MRP-Revisionschafts anderen modularen Prothesensystemen gegenüber in der bestmöglichen biomechanischen Rekonstruktion des Hüftgelenks.

Eine Übersicht über Studien zum MRP-Revisionschaft zeigt Tab. 19.

Autoren	diese Studie	Wirtz et.al.	Schuh et.al.	Schuh et.al.	Mumme et al.	Wimmer et al.
Jahr	2014	2000	2004	2004	2004	2013
Anzahl MRP	88	142	130	79	48	243
Follow-up (Jahre)	4,6	2,3	2,9	4	4,7	4,4
Alter (Jahre)	72,3	67,4	70	67	67,2	69,2/67,1
HHS	75,1 +- 21,3	92,4	88,5 +- 11,5	86,8 +- 13,2	71,4	71/70,2
Score nach Merle d'A.	14,4 +- 3,0	k.A.	15,2 +- 2,8	k.A.	k.A.	k.A.
Paprosky 1 (n)	9,1 % (8)	11,97 % (17)	30,77 % (40)	36,71 % (29)	4,17 % (2)	6,58 % (16)
Paprosky 2 (n)	64,8 % (57)	60,56 % (86)	53,85 % (70)	62,02 % (49)	79,17 % (38)	69,96 % (170)
Paprosky 2a (n)	38,6 % (34)	24,65 % (35)	k.A.	17,72 % (14)	29,17 % (14)	30,86 % (75)
Paprosky 2b (n)	17,0 % (15)	14,08 % (20)	k.A.	24,05 % (19)	27,08 % (13)	19,75 % (48)
Paprosky 2c (n)	10,2 % (9)	21,83 % (31)	k.A.	20,25 % (16)	22,92 % (11)	19,34 % (47)
Paprosky 3 (n)	23,9 % (21)	27,46 % (39)	15,38 % (20)	1,27 % (1)	16,67 % (8)	23,46 % (57)
Paprosky 3a (n)	15,9 % (14)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Paprosky 3b (n)	8,0 % (7)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Paprosky 4 (n)	1,1 % (1)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Lockerungszeichen	0,00%	4,00%	0,78%	0,00%	2,10%	8,60%
Revisionen	12,50%	1,40%	4,61%	3,80%	2,10%	10,30%

Tab. 19: Übersicht über Studien zum MRP-Revisionschaft

Das modulare Konzept der Revisionsendoprothetik wird durch gute Langzeitergebnisse bestätigt (27, 47, 78). Auch in dieser Studie konnten viele Vorteile der modularen Prothesen gezeigt werden, wie beispielsweise die Erholung der Knochenstruktur des proximalen Femur. Auch der Vorteil der modularen Austauschbarkeit der einzelnen Komponenten des MRP-Revisionsschaftes im Falle der Revisionsoperation, die vor einer Revision des gesamten Schaftes und den damit verbundenen Komplikationen und Schäden an der Knochenstruktur einhergeht, bildet sich im Datenvergleich mit anderen Studien ab.

Im Vergleich zum Mittel der Hüftrevisionsendoprothesen im Gesamten zeigt der MRP-Revisionsschaft in dieser Studie somit ein sehr erfreuliches Ergebnis im mittelfristigen Verlauf und deutet auf einen erfolgreichen Trend in der Reihe der modularen Revisionsprothesen hin. Die Ergebnisse der unterschiedlichen Studien zu diesem Prothesentyp zeigen ähnliche Trends und stellen den MRP-Revisionsschaft als ein erfolgreiches Konzept in der Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks dar. Viele Anforderungen an eine moderne Revisionsprothese zeigen sich in diesem Konzept der Firma Brehm vereint.

Eine definitive Aussage bezüglich der Langzeitergebnisse steht jedoch aufgrund des kurzen Untersuchungszeitraums dieser Studie weiterhin aus und muss sich im weiteren zeitlichen Verlauf zeigen.

Ein weiterer Nachteil dieser Studie ist sicherlich der Ansatz als retrospektive und rein deskriptive Untersuchung mit fehlender Kontrollgruppe zum direkten Vergleich.

Nichtsdestotrotz handelt es sich bei der vorliegenden Studie um eine monozentrische Studie mit hohen Fallzahlen, die für die Hüftrevisionschirurgie wichtige Eckpunkte untersucht. In dieser Studie wird der Zusammenhang von klinischem Outcome und den Behandlungsmethoden in einer von dem chirurgischen Ergebnis abhängigen Situation betont.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Der MRP-Revisionsschaft zeigt erfreuliche Ergebnisse auch im mittel- bis längerfristigen Verlauf. Die Verwendung modularer Prothesen mit unzementierter diaphysärer Verankerung scheint viele technische Probleme der Revisionschirurgie, wie beispielsweise ausgedehnte Knochendefekte, suffizient zu lösen. Auch bietet die diaphysäre Verankerung die Möglichkeit der Erholung der proximalen Knochenregeneration.

Auch die Modularität der Prothesen ist ein wichtiger Faktor für eine bestmögliche postoperative Funktionalität. Durch die variable Kombination der Größen bzw. Längen der einzelnen Komponenten wird ein individuell optimaler Hebelarm für die Funktionalität der pelvirochantäen Muskulatur geschaffen. Weiterhin können Beinlängendifferenzen einfach ausgeglichen, sowie die notwendige Antetorsion individuell angepasst werden, um so das Risiko postoperativer Luxationen bestmöglich zu vermeiden.

In den bisherigen Nachuntersuchungen konnte kein Nachweis abriebinduzierter oder korrosionsbedingter periprothetischer Osteolysen im Bereich der Konussteckverbindungen erfolgen. Es ist also davon auszugehen, dass die Konussteckverbindung des MRP-Revisionsschaftes zumindest im mittel- bis längerfristigen Verlauf sicher ist.

7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Barrack RL, Burke DW, Cook SD et al. (1993) Complications related to modularity of total hip components. *J Bone Joint Surg Br* 75: 688 – 692
2. Barrack RL (1994) Modularity of Prosthetic Implants. *J Am Acad Orthop Surg* 2: 16 – 25
3. Berry DJ, Harmsen WS, Ilstrup D (1995) Survivorship of Uncemented Proximally Porous-Coated Femoral Components. *Clin Orth* 319: 168 – 177
4. Bircher HP, Riede U, Lüem M, Ochsner PE (2001) Der Wert der SL-Revisionsprothese nach Wagner zur Überbrückung großer Femurdefekte. *Orthopäde* 30: 294 – 303
5. Böhm P, Bischel O (2001) Das zementfreiediaphysäre Verankerungsprinzip für den Hüftschaffwechsel bei großen Knochendefekten. *Z Orthop* 139: 229 – 239
6. Böhm P, Bischel O (2004) The use of tapered stems for femoral revision surgery. *Clin Orthop* 420: 148 – 59
7. Brooker A. (1973) Ectopic ossification following total hip-replacement – incidence and a method of classification. *J. Bone and Joint Surg.* 55 A: 1629 – 1632
8. Bülow JU, Scheller G, Arnold P (1996) Uncemented total hip replacement and thigh pain. *Init Orthop* 20: 65 – 69
9. Buoncristiani AM, Dorr LD, Johnson C, Wan Z (1997) Cementless Revision of Total Hip Arthroplasty Using the Anatomic Porous Replacement Revision Prosthesis. *J. Arthroplasty* Vol. 12, No 4: 403 – 415
10. Cameron HU (1994) The two- to six-year results with a proximally modular noncemented total hip replacement used in hip revisions. *Clin Orthop Relat Res* 298: 47 – 53
11. Cameron HU (2001) Modulare Schäfte in der Hüftprothesenrevisionschirurgie. *Orthopäde* 30: 287 – 293
12. Chandler HP, Ayres DK, Tan RC et al. (1995) Revision total hip replacement using the s-ROM femoral component. *Clin Orthop* 319: 130 – 140
13. Chandler H, Clark J, Murphy S et al. (1994) Reconstruction of major segmental loss of the proximal femur in revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 298: 67 – 74

14. Chandler H, Lopez C, Murphy S, VanEenenaam DP (1995) Acetabular reconstruction using structural grafts in total hip replacement: a 12 1/2- year follow-up. *Semin Arthroplasty* 6 (2): 118 – 30
15. Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M (Hrsg.) *AE-Manual der Endoprothetik. Hüfte und Hüftrevision.* Springer, Heidelberg Dordrecht London NewYork 2012
16. Collier JP, Mayor MB, Williams et al. (1995) The tradeoffs associated with modular hip prostheses. *Clin Orthop* 311: 91 – 101
17. Crawford SA, Siney PD, Wroblewski BM (2000) Revision of failed total hip arthroplasty with a proximal femoral modular cemented stem. *J Bone Joint Surg Br* 82: 684 – 688
18. Christie MJ, DeBoer DK, Tingstad EM et al. (2000) Clinical experience with a modular noncemented femoral component in revision total hip arthroplasty: 4- to 7-year results. *J Arthroplasty* 7: 840-8
19. DeLee J.G., Charnley J. (1976) Radiological Demarcation of Cemented Sockets in Total Hip Replacement. *Clin. Orth.* 121: 20 – 32
20. Della Valle CJ, Paprosky WG (2004) The femur in revision total hip arthroplasty evaluation and classification. *Clin Orthop Relat Res* 420: 55 – 62
21. Effenberger H, Imhof M, Witzel U, Rehart S (2005) Zementfreie Hüftschäfte. *Orthopäde* 34: 477 – 502
22. Eichinger S, Forst R (2004) Analyse der Revisionskonzepte von modularen und nichtmodularen Systemen.
In: Thümler P, Forst R, Zeiler G (Hrsg) *Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes.* Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 86–96
23. Elke R (2001) Schaftrevision: Klassifikation und Behandlung. *Orthopäde* 30: 280 – 286
24. Engh CA, Culepper WJ, Kassapidis E (1998) Revision of Loose Cementless Femoral Prostheses to Larger Porous Coated Components. *Clin Orth* 347: 168 – 178
25. Engh CA, Glassman AH, Griffin WL (1988) Results of cementless Revisions for Failed Cemented Total Hip Arthroplasty. *Clin Ortho* 235: 91 – 110
26. Engh CA, Glassman AH, Suthers KE (1990) The case for porous-coated hip implants. The femoral side. *Clin Orthop Relat Res* 261: 63 – 81
27. Fink B, Fuerst M, Hahn M et al (2005) Fixationsprinzipien des zementlosen modularen Hüftrevisionsschaftes Revitan. *Unfallchirurg* 108: 1029 – 1037

28. Fink B, Grossmann A, Schubring S et al. (2007) A modified transfemoral approach using modular cementless revision stems. *Clin Orthop Relat Res* 462: 105 – 114
29. Fink B, Grossmann A, Schubring S et al. (2009) Short-term results of hip revisions with a curved cementless modular stem in association with the surgical approach. *Arch Orthop Trauma Surg* 129 (1): 65 – 73
30. Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ (1993) In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations. The effect of crevice, stress, motion and alloy coupling. *J Biomed Mater Res* 27: 1533 – 1544
31. Gravius S, Mumme T, Andereya S et al. (2007) Die Steck-Konus-Verbindung in der modularen Revisionsendoprothetik der Hüfte. *Z Orthop Unfallchir* 145: 157 – 160
32. Gruen T.A., McNeice G.M., Amstutz H.C. (1997) „Modes of Failure“ of Cemented Stem-type Femoral Components. *Clin. Orth.* 141: 17 – 27
33. Grünig R, Morscher E, Ochsner PE (1997) Three- to 7-year results with the uncemented SL femoral revision prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 116 (4): 187 – 197
34. Gruner A, Heller KD (2009) Revisionsalloarthroplastik des Hüftgelenks. Schaftrevision: Wann ist welches Implantat sinnvoll? *Orthopäde* 38: 667 – 680
35. Gustilo RB, Pasternak HS (1988) Revision total hip arthroplasty with titanium ingrowth prosthesis and bone grafting for failed cemented femoral component loosening. *Clin Orthop Relat Res* 235: 111 – 119
36. 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 (4): 737 - 755
37. Harris WH, Kruschell RJ, Galante JO (1988) Results of cementless revisions of total hip arthroplasties using the Harris-Galante prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 235: 120 – 126
38. Hartwig CH, Böhm P, Czech U, Reize P, Küsswetter W (1996) The Wagner revision stem in alloarthroplasty of the hip. *Arch Orthop Trauma Surg* 115 (1): 5 – 9
39. Head WC, Emerson RH Jr, Higgins LL (2001) A titanium cementless calcar replacement prosthesis in revision surgery of the femur: 13-year experience. *J Arthroplasty* 16 (8 Suppl 1): 183 – 187
40. Head WC, Malinin TI, Emerson RH Jr, Mallory TH (2000) Restoration of bone stock in revision surgery of the femur. *Int Orthop* 24 (1): 9 – 14
41. Head WC, Wagner RA, Emerson RH Jr, Malinin TI (1993) Restoration of femoral bone stock in revision total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 24 (4): 697 – 703

42. Head WC, Wagner RA, Emerson RH Jr, Malinin TI (1994) Revision total hip arthroplasty in the deficient femur with a proximal load-bearing prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 298: 119 – 126
43. Hedley AK, Gruen TA, Ruoff DP (1988) Revision of failed total hip arthroplasties with uncemented porous-coated anatomic components. *Clin Orthop Relat Res* 235: 75 – 90
44. Holzwarth U, Schuh A, Zeiler G (2004) Biomechanische Aspekte der Revisionsendoprothetik. In: Thümmler P, Forst R, Zeiler G (Hrsg) *Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 60–75
45. Holzwarth U, Zeiler G, Lintner F, Schuh A (2004) Modulare Hüftrevisionschäfte auf Titanbasis – Einfluß und Optimierung des Steifigkeitsverhaltens. *Biomed Technik* 49: 216 – 221
46. Hungerford DS, Jones LC (1988) The rationale of cementless revision of cemented arthroplasty failures. *Clin Orthop Relat Res* 235: 12 – 24
47. Jones RE (2004) Modular revision stems in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 420: 142 – 147
48. Keisu KS, Mathiesen EB, Lindgren JU (2001) The uncemented fully textured Lord hip prosthesis: a 10- to 15-year followup study. *Clin Orthop Relat Res* 382: 133 – 42
49. Köster G, Walde TA, Willert H-G (2008) Five- to 10-year results using a noncemented modular revision stem without bone grafting. *J Arthroplast* 23: 964 – 970
50. Krishnamurthy AB, MacDonald SJ, Paprosky WG (1997) 5- to 13-year follow-up study on cementless femoral components in revision surgery. *J Arthroplasty* 12 (8): 839 – 847
51. Lawrence JM, Engh CA, Macalino GE (1993) Revision total hip arthroplasty. Long-term results without cement. *Orthop Clin North Am* 24 (4): 635 – 644
52. Lawrence JM, Engh CA, Macalino GE, Lauro GR (1994) Outcome of revision hip arthroplasty done without cement. *J Bone Joint Surg Am* 76 (7): 965 – 973
53. Malchau H, Herberts P, Eisler T et al (2002) The Swedish total hip replacement register. *J Bone Joint Surg Am* 84-A [Suppl 2]: 2 – 20
54. Malkani AL, Lewallen DG, Cabanela ME, Wallrichs SL (1996) Femoral component revision using an uncemented, proximally coated, long-stem prosthesis. *J Arthroplasty* 11 (4): 411 – 418

55. Mallory TH (1988) Preparation of the proximal femur in cementless total hip revision. *Clin Orthop Relat Res* 235: 47 – 60
56. McCarthy JC, Lee J (2007) Complex revision total hip arthroplasty with modular stems at a mean of 14 yrs. *Clin Orthop Relat Res* 465: 166 – 169
57. McKellop HA, Sarmiento A, Brien W, Park SH (1992) Interface corrosion of a modular head total hip prosthesis. *J Arthroplasty* 7: 291 – 294
58. Merle d'Aubigne R, Postel M(2009) Functional Results of Hip Arthroplasty with Acrylic Prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 467: 7 – 27
59. Moreland JR, Bernstein ML (1995) Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems. *Clin Orthop Relat Res* 319: 141 – 150
60. Morrey BF, Kavanagh BF (1992) Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty. Comparison between cemented and uncemented techniques. *J Arthroplasty* 7 (1): 71 – 79
61. Mulliken BD, Rorabeck CH, Bourne RB (1996) Uncemented revision total hip arthroplasty: a 4- to 6-year review. *Clin Orthop Relat Res* 325: 156 – 162
62. Mumme T, Müller-Rath R, Andereya S, Wirtz DC (2007) Uncemented femoral revision arthroplasty using the modular revision prosthesis MRP-TITAN revision stem. *Oper Orthop Traumatol* 19 (1): 56 – 77
63. Mumme T, Müller-Rath R, Weißkopf M et al. (2004) Die zementfreie modulare MRP-Hüftrevisionsschaftendoprothese im „klinischen Follow-up“. *Z Orthop* 142: 314 – 321
64. Pak JH, Paprosky WG, Jablonsky WS, Lawrence JM (1993) Femoral strut allografts in cementless revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 295: 172 – 178
65. Paprosky WG, Burnett RS (2002) Assessment and classification of bone stock deficiency in revision total hip arthroplasty. *Am J Orthop* 31: 459 – 464
66. Paprosky W.G., Greidanus N., Antoniou J. (1999) Minimum 10-Year-Results of Extensively Porous-Coated Stems in Revision Hip Arthroplasty. *Clin. Orth.* 369: 230 – 242
67. Paprosky W.G., Lawrence J., Cameron H. (1990) Femoral defect classification: clinical application. *Orthop. Rev.* 19: 9
68. Paprosky W.G., Perona P., Lawrence J. (1994) Acetabular Defekt Classification and Surgical Reconstruction in Revision Arthroplasty. *J. Arthroplasty* Vol. 9, No 1: 33 – 44
69. Rosenstein A., MacDonald W., Iliadis A. (1992) Revision of cemented fixation and cement-bone interface strength. *Proc. Inst. Mech. Eng.* 206: 47

70. Rudert M, Hoberg M, Prodinge PM, Gradinge R, Holzapfel BM (2010) Femoraler Hüftprothesenwechsel. *Chirurg* 81: 299 – 309
71. Schramm M, Wirtz C, Holzwarth U, Pitto RP (2000) The morse taper junction in modular revision hip replacement - a biomechanical and retrieval analysis. *Biomed Tech* 45: 105 – 109
72. Schuh A, Holzwarth U, Zeiler G (2004) Der modulare MRP-Titanrevisionschaft in der Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks. *Orthopäde* 33: 63 – 67
73. Schuh A, Werber S, Holzwarth U, Zeiler G (2004) Cementless modular hip revision arthroplasty using the MRP Titan Revision Stem: outcome of 79 hips after an average of 4 years' follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 124: 306 – 309
74. Smith JA, Dunn HK, Manaster BJ (1997) Cementless femoral revision arthroplasty. 2- to 5-year results with a modular titanium alloy stem. *J Arthroplasty* 12 (2): 194 – 201
75. Springer BD, Fehring TK, Griffin WL et al (2009) Why revision total hip arthroplasty fails. *Clin Orthop Relat Res* 467: 166 – 173
76. Tauber C, Kidron A (2000) Total hip arthroplasty revision using the press-fit CLS Spotorno cementless stem. Twenty-four hips followed between 1987 and 1998. *Arch Orthop Trauma Surg* 120 (3 - 4): 209 – 211
77. Thomsen M, Kretzer JP, Heisel C et al. (2010) Femorale Revisionsprothesen. *Orthopäde* 39: 623 – 630
78. Thorey F, Lerch M, Kiel H et al (2007) The uncemented primary Bicontact stem in revision total hip arthroplasty in young patients. *Z Orthop Unfall* 145 [Suppl 1]: 40 – 43
79. Wagner H (1987) Revisionsprothese für das Hüftgelenk bei schwerem Knochenverlust. *Orthopäde* 16: 295 – 300
80. Wagner H (1989) Revisionsprothese für das Hüftgelenk. *Orthopäde* 18: 483 – 453
81. Wagner H (1993) Femur Revision prosthesis. *Z. Orthop.* 131: 574 – 577
82. Wagner H (1997) Hip prostheses revision with non-cemented femoral revision stem – 10 year experience. *Med Orthop Tech* 177: 138 – 148
83. Walter WL, Walter WK, Zicat B (2006) Clinical and radiographic assessment of a modular cementless ingrowth femoral stem system for revision hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 21: 172 – 178
84. Weeden SH, Paprosky WG (2002) Minimal 11-year follow-up of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty. *J Arthroplast* 17 (Suppl 1): 134 – 137

85. Wimmer MD, Randau TM, Deml MC, Ascherl R, Nöth U, Forst R, Gravius N, Wirtz D, Gravius S (2013) Impaction grafting in the femur in cementless modular revision total hip arthroplasty: a descriptive outcome analysis of 243 cases with the MRP-TITAN revision implant. *BMC Musculoskeletal Disorders* 14: 19
86. Wirtz DC, Heller KD, Holzwarth U, Siebert C (2000) A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. *Int Orthop* 24: 134 – 138
87. Wirtz DC, Schuh A, Carl HD et al. (2004) Zementfreier Hüftschaffwechsel mit der modularen MRP-Titanprothese.
In: Effenberger H, Zichner L, Richolt J (Hrsg.) *Hüftschäfte*, 2006
88. Zeiler G (2001) Revisionsarthroplastik des Hüftgelenkes unter Verwendung der Modularen-Revisions-Prothese (MRP-Titan).
In: Perka C, Zippel H (Hrsg.) *Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks*.
Einhorn, Reinbek, 185 – 192

89. <http://www.peter-brehm.de/typo3temp/pics/6f9f28e453.jpg>
90. <http://www.peter-brehm.de/typo3temp/pics/d54b9cd2d4.jpg>
91. <http://www.peter-brehm.de/146.0.html?&L=1%2F%5C%5C%5C%27>

ANHANG

I. Harris Hüft Score (modifiziert nach Haddad)

A Schmerzen

- keine Schmerzen..... 44 Punkte
- gelegentliche Schmerzen..... 40 Punkte
- leichte Schmerzen..... 30 Punkte
- mittlere Schmerzen..... 20 Punkte
- starke Schmerzen..... 10 Punkte
- Ruheschmerzen..... 0 Punkte

B Funktion

Treppensteigen

- leicht möglich..... 4 Punkte
- mithilfe eines Geländers..... 2 Punkte
- mit Schwierigkeiten möglich..... 1 Punkt
- Treppensteigen unmöglich..... 0 Punkte

Hinken

- kein Hinken..... 11 Punkte
- leichtes Hinken..... 8 Punkte
- mäßiges Hinken..... 5 Punkte
- starkes Hinken..... 0 Punkte
- Gehen nicht möglich..... 0 Punkte

Schuhe und Socken anziehen

- ohne Schwierigkeiten..... 4 Punkte
- mit Hilfsmitteln..... 2 Punkte
- Anziehen unmöglich..... 0 Punkte

Gehstrecke

- unbegrenzt..... 11 Punkte
- 30 Minuten bis 1 Stunde.....8 Punkte
- 10 - 30 Minuten..... 5 Punkte
- 2 - 10 Minuten..... 2 Punkte
- unter 2 Minuten / nur im Haus..... 0 Punkte
- unmöglich.....0 Punkte

Sitzen

- normaler Stuhl, 1 Stunde.....5 Punkte
- hoher Stuhl, 30 Minuten..... 3 Punkte
- keine 30 Minuten möglich..... 0 Punkte

Nutzung von öffentlichen Verkehrsmitteln

- Benutzung möglich..... 1 Punkt
- Benutzung nicht möglich..... 0 Punkte

Gehhilfen

- keine Gehhilfen..... 11 Punkte
- Handstock für längere Strecken..... 7 Punkte
- Handstock ständig.....5 Punkte
- 1 Unterarmgehstütze..... 4 Punkte
- 2 Handstöcke.....2 Punkte
- 2 Unterarmgehstützen..... 0 Punkte

C physische Untersuchung

Keine Deformation

- keine fixierte Abduktion über 10°..... 1 Punkt
- keine fixierte Innenrotation über 10° in Extension..... 1 Punkt
- keine Beugekontraktur über 30°..... 1 Punkt
- keine Beinlängendifferenz über 3 cm..... 1 Punkt

D Beweglichkeit

Bewegungsumfang

Flexion	Extension
Abduktion	Adduktion
Außenrotation	Innenrotation

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

Auswertung Punkte

90 – 100 Punkte	sehr gutes Ergebnis
80 – 89 Punkte	gutes Ergebnis
70 – 79 Punkte	mäßiges Ergebnis
< 70 Punkte	schlechtes Ergebnis

II. Score nach Merle d'Aubigné und Postel

Schmerz

- Schmerz ist intensiv und dauerhaft..... 0 Punkte
- Schmerz ist stark, insbesondere nachts..... 1 Punkte
- Schmerz ist stark beim Laufen, führt zu
Aktivitätseinschränkungen..... 2 Punkte
- Schmerz ist tolerierbar bei wenig Aktivität..... 3 Punkte
- Schmerz ist leicht beim Gehen, lässt nach
beim Ausruhen..... 4 Punkte
- Schmerz ist unregelmäßig und leicht, keine
Aktivitätseinschränkungen..... 5 Punkt
- kein Schmerz..... 6 Punkte

Beweglichkeit

- Ankylose mit einer schlechten Position der Hüfte..... 0 Punkte
- keine Beweglichkeit, Schmerz oder leichte Deformität.. 1 Punkt
- Flexion <40°..... 2 Punkte
- Flexion 40 - 60°..... 3 Punkte
- Flexion 60 - 80°, Patient kann seinen Fuß erreichen... 4 Punkte
- Flexion 80 - 90°, Abduktion bis zu 15°..... 5 Punkte
- Flexion >90°; Abduktion bis 30°..... 6 Punkte

Möglichkeit zu gehen

- nicht möglich..... 0 Punkte
- nur mit Gehstützen..... 1 Punkt
- nur mit Stock..... 2 Punkte
- mit einem Stock weniger als eine Stunde, ohne
Stock nur mit Schwierigkeiten..... 3 Punkte
- lange Zeit mit einem Stock, kurze Zeit ohne Stock
mit Hinken..... 4 Punkte
- ohne Stock, jedoch mit unwesentlichem Hinken..... 5 Punkte
- normal..... 6 Punkte

Auswertung Punkte

17 – 18 Punkte	sehr gutes Ergebnis
13 – 16 Punkte	gutes Ergebnis
9 – 12 Punkte	mäßiges Ergebnis
0 – 8 Punkte	schlechtes Ergebnis