

**Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie  
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann -**

**Langfristige Nachuntersuchungsergebnisse  
der zementfreien**

**Zweymüller-Hüfttotalendoprothese**

*Eine retrospektive klinische und radiologische Untersuchung  
12,0 Jahre postoperativ*

**INAUGURAL – DISSERTATION**

**zur**

**Erlangung des doctor medicinae dentium**

**der Medizinischen Fakultät**

**der Westfälischen Wilhelm-Universität Münster**

**vorgelegt von**

**Fels, Hans-Georg  
aus Bottrop-Kirchhellen**

**2007**

**Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelm-Universität Münster**

**Dekan:** Univ.-Prof. Dr. med. V. Arolt

**1. Berichterstatter:** Priv.-Doz. Dr. med. C. Götze

**2. Berichterstatter:** Priv.-Doz. Dr. med. M. Schult

**Tag der mündlichen Prüfung: 14.08.2007**

**Aus dem Universitätsklinikum Münster**  
**Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie**  
**- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann -**  
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. C. Götze  
Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. M. Schult

## **Zusammenfassung**

### **Langfristige Nachuntersuchungsergebnisse der zementfreien Zweymüller-Hüfttotalendoprothese**

*Eine retrospektive klinische und radiologische Untersuchung*

*12,0 Jahre postoperativ*

Fels  
Hans-Georg

**Methoden:** In der retrospektiven Studie wurden nach 12,0 Jahren 101 Hüften vom Typ Zweymüller an 85 Patienten nachuntersucht. Die Nachuntersuchung erfolgte klinisch (Harris-Hip Score) und radiologisch. Das Durchschnittsalter bei der Nachuntersuchung der Patienten betrug 70,11 Jahre (53,1 - 84,8 Jahre). 47 (46,5%) Endoprothesen wurden bei Männern implantiert, 54 (53,5%) bei Frauen. Die rechte Seite war 51 Mal (50,5%) und die linke Seite 50 Mal (49,5%) betroffen.

**Ergebnisse:** 5 Hüften (5%) mussten revidiert werden. Bei den übrigen 96 Hüften konnten keine radiologischen Anzeichen für eine gelockerte Endoprothese gefunden werden. Die Überlebensrate lag für den Schaft bei 98,0% ( $\pm 2,7\%$ ) und für die Pfanne bei 94,3% ( $\pm 7,4\%$ ). Für die femorale Komponente wurden Saumbildungen und Knochenresorptionen vermehrt in den proximalen Gruen-Zonen gefunden. Sklerosierungen und Periostverdickungen wurden überwiegend in den distalen Gruen-Zonen registriert. 2 Schäfte waren um mehr als 4 mm migriert, jedoch stabil im Knochen verankert. 3 Pfannen mussten revidiert werden, 7 Pfannen zeigten eine Migration ohne Einfluss auf den klinischen Befund. Der durchschnittliche Harris-Hip Score lag bei 92,54 Punkten (St.-Abw. 13,33).

**Schlussfolgerungen:** Das Zweymüller-System, speziell der Schaft, zeigt in der vorliegenden Studie bei einem durchschnittlichen Follow-Up von 12,0 Jahren sehr gute stabile Langzeitergebnisse.

**Tag der mündlichen Prüfung: 14.08.2007**

*meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet*

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Entwicklung der Hüftendoprothetik.....	1
1.2	Fragestellung .....	4
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>6</b>
2.1	Patienten.....	6
2.2	Operationsverfahren.....	8
2.2.1	Präoperative Planung.....	8
2.2.2	Instrumentarium .....	8
2.2.3	Lagerung.....	9
2.2.4	Operationstechnik .....	9
2.2.5	Postoperative Behandlung .....	11
2.3	Prothese.....	11
2.3.1	Schaft.....	12
2.3.2	Pfanne.....	13
2.3.3	Inlay .....	14
2.3.4	Kopf .....	14
2.4	Klinisches Testverfahren.....	15
2.5	Radiologische Untersuchung .....	17
2.5.1	Prothesenschaft .....	17
2.5.2	Prothesenpfanne.....	19
2.5.3	Heterotope periartikuläre Ossifikation.....	20
2.5.4	Statistische Testverfahren.....	20
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>21</b>
3.1	Revisionen und Überlebensraten .....	21

3.2	Klinische Testergebnisse .....	23
3.2.5	Harris-Hip Score.....	23
3.2.5.1	Schmerzen .....	26
3.2.5.2	Gang.....	26
3.2.5.3	Aktivität.....	28
3.2.5.4	Deformität.....	31
3.2.5.5	Bewegungsausmaß.....	32
3.2.5.6	Statistische Analyse der klinischen Befunde.....	36
3.2.5.7	Übrige klinische Befunde .....	38
3.3	Radiologische Ergebnisse .....	39
3.3.1	Prothesenschaft .....	39
3.3.1.1	Position des Schaftes .....	39
3.3.1.2	Osteointegration des Schaftes.....	40
3.3.2	Prothesenpfanne.....	47
3.3.2.1	Änderungen des Inklinationswinkels .....	47
3.3.2.2	Pfannenmigration .....	48
3.3.2.3	Osteointegration der Pfanne .....	49
3.3.3	Heterotope periartikuläre Ossifikation.....	51
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>54</b>
4.1	Revisionen und Überlebensraten .....	54
4.2	Klinischer Befund .....	57
4.3	Radiologische Untersuchung .....	59
4.3.1	Prothesenschaft .....	59
4.3.2	Prothesenpfanne.....	61
4.3.3	Heterotope periartikuläre Ossifikation.....	62
<b>5</b>	<b>Schlussfolgerungen.....</b>	<b>64</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>67</b>
<b>7</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>I</b>

7.1	Danksagung .....	I
7.2	Klinischer Hüftscore nach Harris .....	II
<b>8</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>VI</b>



## 1 Einleitung

### 1.1 Entwicklung der Hüftendoprothetik

Der Ersatz eines krankhaft veränderten Hüftgelenkes durch ein künstliches Gelenk zählt heute zu den häufigsten Operationen in der orthopädischen Chirurgie. Gegenwärtig werden in Deutschland jährlich über 150.000 Hüftprothesen implantiert [30]. Als Ergebnis einer konsequenten Entwicklung der Endoprothetik können Ärzte heute unter mehr als 180 verschiedenen Prothesentypen wählen.

1797 durchtrennte der Chirurg BARTON erstmals ein versteiftes Hüftgelenk, um eine Fehlstellung zu beseitigen. Seit Mitte des 19. Jahrhunderts wurde mit dem Ziel der Schmerzlinderung und der Verbesserung der Beweglichkeit immer häufiger die Entfernung eines Gelenkes anstelle einer Amputation angewendet [10]. Im Jahre 1821 resezierte WHITE bei der ersten Dekapitationsplastik den Hüftkopf und stellte den verbliebenen Knochenstumpf in die Gelenkpfanne ein und erzielte damit ein belastungsfähiges Gelenk mit begrenzter Beweglichkeit. CARNOCHON legte 1840 eine Holzplatte in das Gelenk hinein, worauf Interpositionsverfahren folgten, bei denen das Fremdmaterial durch körpereigenes Gewebe ersetzt wurden [10,47]. HELFERICH gelang 1871 erstmals die dauerhafte Remobilisierung versteifter Gelenke, indem er Muskeln als gestielten Lappen zwischen die durchtrennten Knochenfragmente interponierte. Hiermit schaffte er die Grundlage der Arthroplastik.

Um die Jahrhundertwende wurden die ersten Versuche mit künstlichem Gelenkersatz unternommen. 1890 wurde eine aus Elfenbein gefertigte Endoprothese eines künstlichen Kniegelenkes durch GLUCK implantiert. Wegen des ungeeigneten Prothesenmaterials kam es zu Lockerungen aufgrund von Abstoßungsreaktionen [20], zudem konnte Gelenkersatz unter den damaligen Verhältnissen, das heißt unter fehlenden aseptischen und antiseptischen Bedingungen, nicht zum Erfolg führen [62].

1923 legte SMITH-PETERSON eine unfixierte Kappe zwischen Kopf und Pfanne eines Hüftgelenks, um so die Kongruenz zwischen den beiden zu

verbessern. Bei der sogenannten Mould-Plastik wurden damals Kappen aus Glas (später Plexiglas, Viscaloid und Bakelit) verwendet. Diese wurden ab Ende der 30er Jahre durch „Vitallium“, einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, ersetzt, wodurch beachtliche Resultate erzielt wurden [54]

ADAMS und LANGE verwendeten ab 1950 aufsitzende anstatt eingelegte Kappen. WAGNER und FREEMAN gingen diesem Ansatz nach und optimierten diese Art der Arthroplastik über mehrere Zwischenschritte. Ihr Ziel war es, die artikulierenden acetabulären und femoralen Gelenkflächen durch fest implantierte Komponenten zu ersetzen. Diese Weiterentwicklung erwies sich für die Entwicklung der heute eingesetzten Hüftendoprothesen als richtungweisend.

Im Jahre 1950 entwickelten die Brüder JUDET einen künstlichen, pilzförmigen Hüftkopf aus Plexiglas, der mit einem Stiel im Schenkelhals fixiert wurde und prägten somit als erste den Begriff Endoprothese [28]. THOMPSON [57], MOORE und BOHLMAN [42] verwendeten 1954 Metall (Co-Cr-Mo-Legierung) für ihre erste Schenkelhalsprothese.

1951 implantierten MCKEE und WATSON-FARRAR unter Einbezug des Acetabulum die erste Hüfttotalendoprothese, bei der sowohl die femorale als auch die Pfannenkomponente aus einer Co-Cr-Mo-Legierung ohne Polyethylen-Inlay bestand. Sie führten somit die erste Metall/Metall Gleitpaarung der Endoprothetik ein [38]. CHARNLEY und MÜLLER wählten anstelle einer Metallpfanne das hochverdichtete Polyethylen (HDPE) als Material für die Gelenkpfanne.

Nach der Einführung von Polymethylmethacrylat (PMMA) als „Zement“ durch CHARNLEY Anfang der sechziger Jahre gelang es, eine stabile Verbindung zwischen der Endoprothese und dem vitalen Knochengewebe zu erzielen. Die vielversprechenden Anfangsergebnisse führten zu einer stetigen Verbreitung von Knochenzement bis sich bei Verlaufskontrollen über einen längeren Zeitraum zunehmend steigende Lockerungsraten zeigten und daraufhin die Indikation auf die Versorgung von Patienten höheren Alters beschränkt wurde [3,41]. Dies führte dazu, dass die weitere Entwicklung der Hüftendoprothetik nicht nur das Prothesendesign und das Material, sondern auch das Verankerungsprinzip betraf.

Erste Versuche eine zementfreie Verankerung der endoprothetischen Komponenten zu erzielen, wurden 1967 von SIVASH und 1973 von RING unternommen. In den darauf folgenden Jahren wurden viele zum Teil sehr unterschiedlich konzipierte Prothesensysteme entwickelt. In den siebziger Jahren stellte MITTELMEIER die sogenannte „Tragrippen-Endoprothese“ vor, welche aus einer nitrogenhaltigen Co-Cr-Gußlegierung für den Femurstiel und einer aus Aluminiumoxidkeramik bestehenden Pfanne und Kopf bestand [40]. MORSCHER hingegen arbeitete mit isoelastischen Prothesen aus Polyacetalharz, deren Ziel eine möglichst große Angleichung der mechanischen Eigenschaften eines Implantats an diejenigen des Knochens war. Zufriedenstellende Ergebnisse blieben aus [43].

1979 implantierte ZWEYMÜLLER erstmals eine zementfreie Totalendoprothese. Die Titan-Vanadium Schmiedelegierung (Ti-6Al-4V) sollte eine bestmögliche Verankerung im Knochen erreichen. Es handelte sich dabei um eine konische Geradschaftprothese mit einem rechteckigen Querschnitt. Diese wurde in den darauffolgenden Jahren analog mit den über die Zeit gewonnen Erkenntnissen schrittweise geändert. 1986 wurde die Legierung Ti-6Al-4V durch die Legierung Ti-6Al-7Nb ersetzt und somit das Vanadium durch das biokompatible Niobium. Im selben Jahr erfolgte die Einführung des SL-Schaftes, der verschiedene Verbesserungen wie zum Beispiel eine stufenlose Zunahme der erhältlichen Größen sowie die Einführung eines durchgehenden Konus auch im sagittalen Durchmesser aufwies [66,68]. Dieses System, der SL-Schaft und seine modifizierte Form (SL-Plus) sowie die zementfreie, konische Schraubpfanne stellen den Gegenstand dieser Arbeit dar.

## 1.2 Fragestellung

Bei zementfrei implantierten Endoprothesen ist der Erfolg abhängig von der erzielten Primärstabilität sowie der dauerhaften Fixation durch sekundäre Osteointegration der Prothese im Knochenlager.

Ein Versagen von Hüfttotalendoprothesen ist häufig auf zu starke Relativbewegungen an der Prothesen-Knochen-Grenzfläche zurückzuführen, die auf Dauer zu einer bindegewebigen Schicht zwischen Knochen und Implantat führen und eine knöcherne Verankerung unmöglich macht. Deshalb ist für eine Primärstabilität der Prothese die Eliminierung von Mikrobewegungen erforderlich [11]. Um dieses Ziel bei zementfrei implantierten Endoprothesen zu erreichen, ist ein großflächiger Kontakt zwischen Implantatoberfläche und Knochen im Sinne eines Formschlusses durch passgenaue Präparation des Implantatlagers sowie ein zusätzlicher Kraftschluss durch Vorspannung (Press fit) anzustreben. Ob diese Kriterien erfüllt werden können, hängt maßgeblich von dem Prothesendesign ab.

Für eine bleibende sekundäre zementfreie Osteointegration ist die Oberflächenstruktur der Endoprothese entscheidend. Hierzu wurden in der Vergangenheit eine ganze Reihe von unterschiedlichen Oberflächenkonfigurationen mit dem Ziel des knöchernen Einbaus entwickelt [7].

Der von Zweymüller 1982 entwickelte Geradschaft wurde mehrfach im Design verändert. Die in dieser Studie untersuchten Modelle (SL Plus<sup>®</sup> / Alloclassic SL<sup>®</sup>) sind auch heute noch erhältlich. Sie haben eine vollstrukturierte, gestrahlte Oberfläche ( $R_a=4-6\mu\text{m}$ ) und eine diaphysär betonte Verankerung. Die Pfanne ist eine konische, selbstschneidende Schraubpfanne, deren Oberfläche die gleiche Strukturierung (gestrahlt) aufweist wie der Schaft.

Eines der Ziele beim künstlichen Hüftgelenkersatz ist die dauerhafte Fixation der Prothesenkomponenten. In Bezug darauf stellt sich die erste Frage:

- ***Wie hoch sind die langfristigen Revisions- und Überlebensraten für den Schaft und die Pfanne des Zweymüller-Prothesensystems?***

Ein für den Patienten wichtiger Punkt ist die Schmerzfreiheit und beschwerdefreie Funktion im Leben mit der künstlichen Hüfte. Er möchte sich alltäglichen Herausforderungen in Beruf und Freizeit stellen können, ohne Einschränkungen durch die endoprothetische Versorgung hinnehmen zu müssen. Zur Beurteilung des Erfolgs eines Prothesenkonzeptes wurden zahlreiche Verfahren entwickelt und eingesetzt. Durch den in der vorliegenden Studie verwendeten Hip Score nach HARRIS [24] sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- ***Wie stark sind die Schmerzen in der operierten Hüfte mindestens 10 Jahre postoperativ?***
- ***Wie gut ist der subjektive klinische Befund der mit dem Zweymüller-Prothesensystem versorgten Patienten?***

Nach der Implantation einer Hüftendoprothese kommt es durch veränderte biomechanische Bedingungen zu periprothetischen Knochenreaktionen, die sich als radiologische Erscheinungen widerspiegeln. Die radiologische Nachuntersuchung soll folgende Punkte klären:

- ***Wie verhält sich der Krafteinfluss der Zweymüller-Prothese auf den periprothetischen Knochen?***
- ***Wie oft kommt es zur Migration der Zweymüller-Prothesenkomponenten? Kann die angestrebte Osteointegration langfristig radiologisch bestätigt werden?***
- ***Wie oft kommt es zur Ausbildung von heterotopen periartikulären Ossifikationen und beeinflussen diese den klinischen Befund?***

## 2 Material und Methode

### 2.1 Patienten

In der Zeit zwischen 1986 und 1996 wurden in der orthopädischen Gemeinschaftspraxis Dr. Skuginna und Dr. Stukenborg in Beckum über 1000 Patienten durch Dr. Skuginna an der Hüfte operiert. Aus diesem Patientenpool wurden 85 Patienten nachuntersucht. Die Patienten wurden zufällig herausgesucht, einziges Auswahlkriterium war eine primäre Versorgung mit einer zementfreien Hüftendoprothese vom Typ SL / SL Plus nach Prof. Zweymüller.

Die Untersuchung der Patienten erfolgte zwischen November 2003 und Oktober 2006. Die Follow-Up Dauer lag zum Zeitpunkt der Untersuchung bei durchschnittlich 12,0 Jahren (8,7-19,6 Jahre).

Von den 85 Patienten wurden 16 Patienten beidseitig operiert, so dass insgesamt 101 künstliche Hüftgelenke im Rahmen dieser Studie nachuntersucht wurden. Davon waren 47 (46,5%) Endoprothesen bei Männern und 54 (53,5%) Endoprothesen bei Frauen implantiert worden. Die rechte Seite war 51 Mal (50,5%) und die linke Seite 50 Mal (49,5%) betroffen. Als Indikationen lagen idiopathische, Dysplasie- und posttraumatische Coxarthrose sowie idiopathische Femurkopfnekrose vor (Tabelle 1).

**Tabelle 1: Indikation zur TEP-Versorgung**

Diagnose	Anzahl	Anteil
Coxarthrose, idiopathisch	79	78,2%
Dysplasie-Coxarthrose	13	12,9%
Femurkopfnekrose, idiopathisch	6	5,9%
Coxarthrose, posttraumatische	3	3,0%
Gesamt	101	100,0%

Das durchschnittliche Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation betrug 56,7 (34,0 – 74,2, St. Abw. 8,6) Jahre. Am Nachuntersuchungstermin betrug es

im Durchschnitt 68,8 (45,6 – 84,8, St. Abw. 8,1) Jahre (Tabelle 2). Hier wurden 5 Patientenfälle ausgeschlossen, da sich diese Patienten zum Zeitpunkt der Untersuchung bereits einer Revisionsoperation unterzogen hatten. Der Body-Mass-Index (BMI) zum Zeitpunkt der Hüftoperation konnte nur bei 88 Operationen nachvollzogen werden, da 13 Operationsprotokolle nicht mehr zur Auswertung zur Verfügung standen. Im Mittel betrug der BMI 27,3 (19,6 – 42,2, St. Abw. 3,9).

**Tabelle 2: Demographische Daten**

		Alter bei OP	BMI zum Zeitpunkt der OP	Alter bei Nachuntersuchung
Männer	N	47	38	43
	Mittelwert	57,94	27,02	70,11
	Minimum	41,00	22,04	53,10
	Maximum	74,20	33,03	84,80
	Standardabweichung	8,19	2,98	7,52
Frauen	N	54	50	53
	Mittelwert	55,56	27,48	67,80
	Minimum	34,00	19,56	45,60
	Maximum	74,10	42,24	84,30
	Standardabweichung	8,79	4,43	8,46
Gesamt	N	101	88	96
	Mittelwert	56,67	27,28	68,84
	Minimum	34,00	19,56	45,60
	Maximum	74,20	42,24	84,80
	Standardabweichung	8,56	3,86	8,09

Die Untersuchung der Patienten umfasste folgende Punkte:

- klinische Untersuchung
- radiologische Untersuchung

Die einzelnen Untersuchungsschritte werden an späterer Stelle detailliert beschrieben.

## **2.2 Operationsverfahren**

### **2.2.1 Präoperative Planung**

Um die passende Schaftgröße zu ermitteln, wurde präoperativ eine orientierende Planung mit Hilfe von Röntgenschablonen an einer AP- sowie einer axialen Röntgenaufnahme durchgeführt. Die Röntgenschablonen standen in einer Vergrößerung von 15% und einer der Implantatgröße entsprechenden Größenabstufung zur Verfügung. Auf diese Weise wurde die erforderliche Größe und anzustrebende Position des Implantat-Schaftes bestimmt.

Bei der Pfanne wurde erst intraoperativ die geeignete Größe bestimmt, da eine genaue Planung anhand von Röntgenschablonen aufgrund der hohen Fehleranfälligkeit hier nicht sinnvoll war.

Bei 23 (22,8%) von 101 Hüftoperationen wurden im Vorfeld der Operation von den Patienten eine Eigenblutspende genommen, um perioperative Blutverluste ausgleichen zu können.

### **2.2.2 Instrumentarium**

Zum Präparations- und Implantationsinstrumentarium gehörten:

- Oszillierende Säge mit Sägeblättern verschiedener Länge und Breite.
- Bohrmaschine zur maschinellen Aufbereitung des Pfannenlagers.
- Medialisierungsfräse und Körbchenfräsen entsprechend den Pfannengrößen.
- Testpfannen.
- Ratsche zum Eindrehen der Pfanne.



- Schafttraspeln, größenabgestuft, zur Formung der Femurmarkhöhle.
- Manipulierschäfte verschiedener Größen.
- Manipulierköpfe verschiedener Halslängen.
- Einschlaginstrument zur Implantation des Prothesenschaftes.
- Modul zum Einbringen des Pfanneninlays.

### **2.2.3 Lagerung**

Die Lagerung des Patienten erfolgte in Rückenlage. Hierbei wurde das Becken horizontal gelagert, da so die Position der Pfanneneingangsebene korrekt bestimmt werden konnte.

### **2.2.4 Operationstechnik**

Zur Darstellung des Operationsgebietes am proximalen Femurende wurde der laterale, transgluteale Zugang nach BAUER [4] durchgeführt.

Der etwa 15 cm lange Hautschnitt erfolgte hierbei über der Außenseite des Hüftgelenkes, etwa zu zwei Dritteln proximal und zu einem Drittel distal des tastbaren Trochanter major. Nach Spaltung der Subcutis wurde der Tractus ilio-tibialis am Hinterrand des Musculus tensor fasciae latae in Fascienlängsrichtung gespalten. Der dorsale Traktusanteil wurde im Bereich seiner größten Spannung über dem Trochanter major gekerbt. Im Anschluss wurde der Musculus gluteus minimus an seiner Sehne quer durchtrennt und die ventralen Anteile der Sehne des Musculus gluteus medius nahe am Trochanter major gekerbt, soweit es die Spannungsverhältnisse erforderten. Nach dem scharfen Ablösen der sehnigen Verbindung zwischen Musculus gluteus minimus und der ventralen Hüftgelenkscapsel konnten die Muskeln im weiteren Verlauf des Eingriffs nach kranial ausweichen, ohne geschädigt zu werden. In dieser Weise ließen sich Schenkelhals, Hüftkopf und Pfanne übersichtlich darstellen.

Nach dem Umfahren des Schenkelhalses mit zwei Hohmann-Hebeln wurde die Hüftgelenkscapsel doppel-T-förmig inzidiert. Danach erfolgte die Osteotomie des Schenkelhalses lateral am Übergang zum Trochanter major in einem 45°-Winkel zur Femurlängsachse bzw. parallel zur intertrochantären Linie. An-

schließlich wurde der Femurkopf reseziert. Bei einer vorliegenden Kontraktur erfolgte eine plastische Ausschneidung der Iliopsoasehne.

Nach vollständiger Entfernung der Kapsel wurde das Acetabulum mit Hilfe von Hohmann-Haken für die Pfannenimplantation gut sichtbar dargestellt. Dabei wurden die Haken so positioniert, dass sie die Fräs-Instrumente weder behindern oder beschädigen konnten. In einem Winkel von 40 – 50 Grad zur Transversalebene und einem Winkel von 10 – 20 Grad zur Sagittalebene wurde mit der Medialisierungsfräse begonnen zu fräsen, bis randständige, zirkuläre Stufen ausgebildet zurückblieben. Hiernach kamen die Körbchenfräsen zum Einsatz. Durch wenige Umdrehungen wurden die randständigen, zirkulären Stufen weggenommen. Die Fräsung mit den Körbchenfräsen wurde bis zur gewünschten Pfannengröße, welche intraoperativ bestimmt wurde, wiederholt. Anschließend wurde mit dem Eindrehmodul der gewählten Größe die Pfannenschale eingeschraubt, bis sie stirnseitig und seitlich zu einem satten Aufsatz gelangte. Es folgte das Einsetzen des Polyethyleninlays.

Zur Implantation des Schaftes wurde das Bein adduziert und nach außen rotiert, um einen optimalen Zugang zum Femurkanal zu bekommen. Mit dem Kastenmeißel wurde in leichter anteversions-Haltung ein viereckiger Knochenblock aus der dorsalen Kortikalis entfernt. Anschließend wurde dieser Kasten mit der Säge vertieft, um ein exaktes Einbringen der Raspel genau in der Längsachse des Femur zu ermöglichen. Die Spongiosa wurde mit einer Kürette entfernt und der Eingang zum Markraum dargestellt. Das Knochenlager wurde nun sukzessiv, beginnend mit einer Raspel der Größe 1, auf die präoperativ festgelegte Größe aufbereitet. Darauf folgend, wurde mithilfe eines Manipulierschaftes und -kopfes die richtige Halslänge eruiert und eine Probereposition des Beines durchgeführt. Hierbei wurden nochmals Beinlänge, Bewegungsumfang und Luxationstendenz geprüft, bevor der definitive Schaft und der Keramikkopf eingesetzt wurden.

Abschließend erfolgte eine Wundspülung, das Einlegen zweier tiefer Redons, Reinsertation der temporär abgelösten Muskelansätze des Musculus gluteus minimus und medius und der abgelösten Anteile des Musculus vastus lateralis, die Readaptation des Tractus iliotibialis und die Fasciennaht, ein Subcutanredon und der Hautverschluss.

### **2.2.5 Postoperative Behandlung**

Die Patienten bekamen zur postoperativen Thromboseprophylaxe Gaben von niedermolekularen Heparinderivaten subkutan injiziert. Die perioperative antibiotische Prophylaxe erfolgte durch intravenöse Gabe von 2x 2 g Gramaxin® am Operationstag. Das physiotherapeutische Training begann am ersten postoperativen Tag mit isometrischen Übungen und einem Stehtraining. Das Gehtraining mit Unterarmstützen sowie die Mobilisation und Kräftigungsübungen erfolgten nach Entfernung der Redon-Drainagen in der ersten postoperativen Woche. Die Patienten wurden darauf hingewiesen, dass sie eine Adduktion des Beines sowie eine Außenrotation aufgrund der Luxationsgefahr zunächst vermeiden müssen. Das operierte Hüftgelenk wurde in den ersten sechs bis acht Wochen nach der Operation mit 10 kg teilbelastet.

Eine postoperative Prophylaxemaßnahme zur Vermeidung der heterotopen periartikulären Ossifikation wurde nicht durchgeführt.

### **2.3 Prothese**

Das untersuchte Endoprothesensystem nach Prof. K. Zweymüller (Plus Orthopedics GmbH, Marl, Deutschland) ist ein Vier-Komponenten-System bestehend aus einer femoralen (Schaft) und einer acetabulären Komponente (Pfanne), sowie einem Pfanneninlay und einem Kopf.

### 2.3.1 Schaft

In dieser Studie wurden 69 Schäfte (68,3%) des Schaft-Typs SL und 32 des Typs SL-Plus (31,7%) untersucht. Der konische Geradschaft besteht bei beiden Typen aus einer warmgeschmiedeten Titanlegierung Ti-6Al-Nb. Sie weisen eine Mikrostrukturierung der Titanlegierung mit einer mittleren Oberflächenrauigkeit von 4-6  $\mu\text{m}$  auf. Die Schaftgrößen für die Primärversorgung sind stufenlos nach dem Vorbild der Anatomie abgestimmt und wurden auf der Grundlage von computergestützten Messreihen entwickelt. In der vorliegenden Studie wurden Größen von 1 bis 8 verwendet.

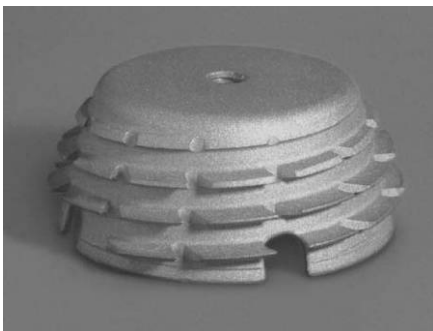
In der Frontalebene verschmälert sich der rechteckige Querschnitt nach distal verlaufend zu einer pyramidenförmigen und am Ende abgerundeten Prothesenspitze, um einen starken Druck auf die umgebende Kortikalis zu vermeiden. Im proximalen Anteil unterscheiden sich die beiden Schäfte. Der SL-Plus-Schaft folgt gegenüber dem SL-Schaft an der medialen Seite im Bereich des Calcar einer modifizierten Bogengeometrie. Diese Änderung erfolgte aufgrund der Feststellung, dass es bei dem SL-Schaft in vielen Fällen zu einer beträchtlichen Distanz zwischen dieser „Calcarhyperbel“ und dem Knochen kam, wodurch infolge der ungenügenden Auffüllung medialseitig Verankerungspotential verschenkt wurde [66]. Auch das proximale Prothesenende wurde geändert. Statt nach oben hin spitzwinkelig zuzulaufen, endet es beim SL-Plus-Schaft horizontal, was die Oberfläche im Bereich des proximalen Trochanteranteils vergrößert. Der lateral ausgeprägte Trochanterflügel ist bei beiden Modellen gleich. Durch das Design beider Typen von Schaftprothesen mit einem durchgehenden Konus in sagittaler Richtung und eines zunehmenden Konuswinkels in der Frontalebene, wird eine großflächige Krafteinteilung im meta- und diaphysären Bereich erreicht. Im proximalen Anteil besteht der Prothesen-Knochenkontakt über die Seitenflächen des Schaftes, distal erfolgt die Verankerung vorwiegend durch die Kanten des rechteckigen Grundprofils, was eine hohe Primär- und Rotationsstabilität des Schaftes gewährleistet [65,67]. Abbildung 1 zeigt die beiden Schafttypen SL und SL-Plus.



**Abb. 1: Der Zweymüller SL-Schaft (links) und SL-Plus-Schaft (rechts).**

### 2.3.2 Pfanne

Die Zweymüller-Pfanne ist eine konische, selbstschneidende Schraubpfanne und ist ebenso wie der Schaft aus geschmiedeten Titan gefertigt. Durch das Konusprinzip wird eine hohe Kippstabilität sowie Vorspannungen im knöchernen Pfannenlager bewirkt, was eine Osteointegration des Implantates sowie den Schutz gegen eine Pfannen-Migration fördern soll. Die Schraubverbindung ist bei Hüftpfannen eine der besten Möglichkeiten, die Implantate stabil im Acetabulum zu verankern [16]. Die Gewindelamellen waren in ihrem Verlauf unter-



brochen, wodurch das beim Eindrehen anfallende Knochenmaterial abtransportiert wurde. Die Pfannenoberfläche wies eine mittlere Rauigkeit von 4-6  $\mu\text{m}$  auf.

Es wurden Pfannen mit einem Durchmesser von 50 mm bis 68 mm verwendet.

**Abb. 2: Die Zweymüller-Schraubpfanne mit geschlossenem Boden**

### **2.3.3 Inlay**

Nach Verankerung der Metallpfanne wurde das dazugehörige Inlay eingebracht. Dieses bestand aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE – Ultra-high-molecular-weight Polyethylen). Die durchschnittliche Abriebrate beträgt für die verwendete Gleitpaarung Al<sub>3</sub>O<sub>3</sub>-Keramik – UHMWPE durchschnittlich 0,1mm/Jahr [61].

### **2.3.4 Kopf**

Als Kopf wurden Aluminiumoxidkeramikugeln (BioloX<sup>®</sup>) der Größe 28 mm und 32 mm verwendet. Der Innenkonus betrug 12/14 mm bzw. 14/16 mm und die Halslängen standen in den Ausführungen Small, Medium und Large zur Verfügung.

## 2.4 Klinisches Testverfahren

1967 stellte HARRIS eine neue Methode zur Beurteilung der Ergebnisse der Hüftgelenkchirurgie vor [24]. In diesem Score wurden alle wichtigen Faktoren in einer verlässlichen, reproduzierbaren und objektiven Zahl zusammengefasst [55]. Dieses System hat sich inzwischen zu einer Standarduntersuchung entwickelt und findet seitdem sowohl bei verschiedenen Hüftgelenkserkrankungen als auch bei unterschiedlichen Behandlungsmethoden weltweit Anwendung.

Schmerz und Funktionalität bilden in dieser Beurteilungsmethode die wichtigsten Kriterien. Zunehmender Schmerz und abnehmende Bewegungsfunktion stellen in den meisten Fällen von Patienten mit Hüftgelenkserkrankungen die Hauptindikation für eine Operation.

Das Bewegungsausmaß und die Ausprägung der Fehlstellungen werden ebenfalls mitberücksichtigt, jedoch waren diese Kriterien für HARRIS in seiner Bewertung weitaus weniger wichtig.

Basierend auf diesen vier Kriterien, beträgt der maximal erreichbare Punktwert 100 Punkte. Diese werden nach dem folgenden Schema verteilt:

• Schmerz	44 Punkte
• Funktionalität	47 Punkte
• Bewegungsausmaß	5 Punkte
• Physiologische Stellung	4 Punkte
<hr/>	
• Gesamt	100 Punkte

Die beiden Hauptkriterien Schmerz und Funktionalität machen zusammen entsprechend ihrer Bedeutung für den klinischen Befund 91% (91 Punkte) des Gesamtergebnisses aus. Um den Zustand des Patienten möglichst genau und nah an seinem klinischen Befund beurteilen zu können, wurden die Kriterien weiter unterteilt.

Die Schmerzintensität wurde in sechs Stufen eingeteilt. Jeder Stufe wurde ein Punktwert zugeordnet.

Das Hauptkriterium Funktionalität wurde in zwei weitere Unterpunkte unterteilt: Gangbild mit 33 Punkten und Aktivitäten mit 14 maximal zu erreichenden Punkten.

Die übrigen 9% (9 Punkte) wurden unter den Kriterien Bewegungsausmaß und Fehlstellung aufgeteilt.

Das Bewegungsausmaß des Hüftgelenkes wurde entsprechend den drei Bewegungsachsen in die sechs Bewegungsqualitäten Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Außenrotation und Innenrotation gewertet. Extension und Innenrotation sollten nach HARRIS nur notiert, jedoch wegen ihrer für den Patienten im täglichen Leben untergeordneten Bedeutung unabhängig vom Bewegungsausmaß mit null Punkten bewertet werden. Die übrigen Bewegungsqualitäten wurden entsprechend ihrer Umfänge mit spezifischen Indizes multipliziert und anschließend addiert. Insgesamt wurden für das Kriterium Bewegungsausmaß maximal fünf Punkte vergeben.

In dem Bereich Fehlstellung wurden maximal vier Punkte verteilt. Für das Vorhandensein einer Beuge-, Innenrotations- oder Adduktionskontraktur sowie einer Beinlängendifferenz wurde jeweils ein Punkt abgezogen.

Das klinische Ergebnis wurde bei einer Punktzahl von 100 – 90 Punkten als sehr gut, bei 89 - 80 als gut, bei 79 – 70 als befriedigend und bei weniger als 70 Punkten als unbefriedigend bewertet [24]. Eine detaillierte Aufschlüsselung des Harris-Hip Score befindet sich im Anhang.



## 2.5 Radiologische Untersuchung

Im Rahmen der radiologischen Untersuchung wurden von jedem Patienten anterior-posterior-Aufnahmen sowie axiale Aufnahmen nach LAUENSTEIN angefertigt. Zur Beurteilung der Implantatlage und deren Veränderungen wurden diese Aufnahmen mit den unmittelbar postoperativ angefertigten Röntgenbildern verglichen.

Durch Vergrößerung auftretende Messfehler wurden versucht zu vermeiden, indem für jede Aufnahme ein Vergrößerungsfaktor mit Hilfe des gemessenen Durchmessers der Pfanne, deren realer Durchmesser aus dem Operationsbericht bekannt war, errechnet wurde.

Dieser Korrekturfaktor wurde bei der weiteren Auswertung berücksichtigt.

Jedes Hüftgelenk wurde anhand der folgenden Kriterien radiologisch begutachtet und bewertet:

1. Prothesenschaft:
  - Lage des Schaftes und dessen Veränderung
  - Periprothetische femorale Knochenveränderungen
2. Prothesenpfanne:
  - Lage der Pfanne und deren Veränderung
  - Periprothetische acetabuläre Knochenveränderungen
3. Heterotope periartikuläre Ossifikation

Im Folgenden werden diese Kriterien im Detail erläutert.

### 2.5.1 Prothesenschaft

Lageveränderungen des Schaftes wurden mit Hilfe der anterior-posterior-Aufnahmen vom betroffenen Hüftgelenk ermittelt. Dabei wurde zum einen die Varus-/Valgusfehlstellung des Schaftes beurteilt und zum anderen dessen Einsinken gemessen.

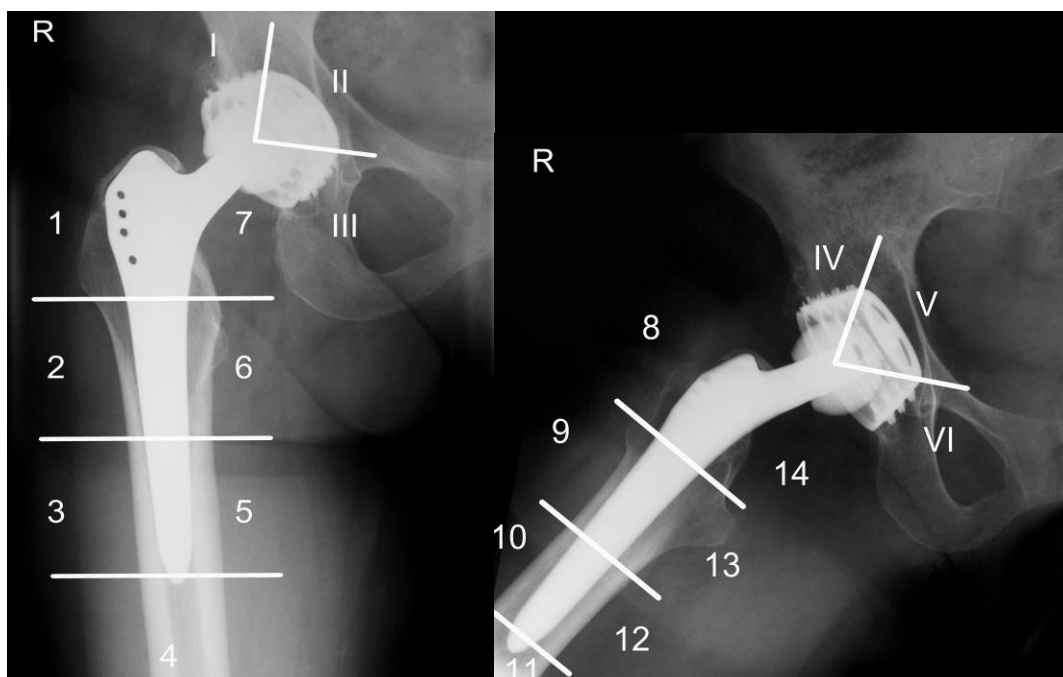
Der Schaft galt als eingesunken, wenn der Abstand zwischen dem Oberrand des Prothesenschaftes und der Spitze des Trochanter minor sich um 5 mm oder mehr verringerte.

In allen Fällen, in denen die erste Messung eine Migration des Schaftes ergab, wurde die durch eine zweite Messung kontrolliert. Ein bestehender Messfehler von  $\pm 3$  mm wurde bei der Untersuchung berücksichtigt [46,37,27].

Die Osteointegration der femoralen Komponente wurde anhand der anterior-posterior-Aufnahmen und der axialen Aufnahme nach LAUENSTEIN begutachtet. Um den Zustand des knöchernen Einbaus beurteilen zu können, wurde der periprothetische Knochen nach GRUEN et al. [23] in sieben Zonen eingeteilt. Für den axialen Strahlengang erfolgte die Erweiterung der Einteilung in die Zonen 8 – 14. Jede Zone wurde auf Sklerosierung, Resorption, Periostverdickung und Lysesaum untersucht und bewertet. Die Lysesäume wurden außerdem hinsichtlich ihrer Breite ausgemessen. Ferner wurde jedes Femur zusätzlich auf Atrophie des Calcar femoris und Sockelbildung im Bereich der distalen Schaftspitze untersucht [68].

## 2.5.2 Prothesenpfanne

Die Prothesenpfanne wurde auf Veränderung ihrer Position hin untersucht. Dies geschah anhand der anterior-posterior-Aufnahmen. Die Position wurde ermittelt, indem der horizontale Abstand zwischen dem Pfannenzentrum und einer Vertikalen (KÖHLER-Linie: vom pelvinen Rand des Os ilium zum medialen Rand des Corpus Os ischii) gemessen wurde. Der vertikale Abstand wurde zwischen dem Pfannenzentrum und einer senkrecht auf der KÖHLER-Linie stehenden Horizontalen gemessen, die durch den tiefsten Punkt der ipsilateralen Tränenfigur läuft [30]. Der Inklinationswinkel wurde zu der vertikal verlaufenden Linie definiert. Da die einzelnen radiologischen Untersuchungen mit Fehlern behaftet sind, wurden nach der Empfehlung von HEEKIN et al. [26] nur Veränderungen des Inklinationswinkels von mehr als 5° und Änderungen der Pfannenposition um 5 mm oder mehr in vertikaler oder horizontaler Richtung registriert. Für die Beurteilung der Osteointegration erfolgte eine Unterteilung des periprothetischen Knochenlagers in die Zonen I-III nach DELEE und CHARNLEY [14]. Registriert wurden hier ebenfalls Sklerosierung, Resorption und Lyse-säume.



**Abb. 3: Aufteilung der Zonen nach GRUEN für den Schaft und nach DELEE und CHARNLEY für die Pfanne**

### 2.5.3 Heterotope periartikuläre Ossifikation

Die heterotope periartikuläre Ossifikation wurde sowohl mittels der anterior-posterior-Aufnahme als auch mit der axialen Aufnahme nach LAUENSTEIN beurteilt. Die Klassifizierung erfolgte anhand der Einteilung nach BROOKER et al. [8] und wurde in folgende fünf Grade unterteilt:

- Grad 0       Keine Ossifikation
- Grad I       Einzelne Knocheninseln in den periprothetischen Weichteilen um das Hüftgelenk
- Grad II       Osteophyten vom Becken oder dem proximalen Femur ausgehend, Mindestabstand zwischen den Knochenspornen größer als 1 cm
- Grad III       Osteophyten vom Becken oder dem proximalen Femur ausgehend, Mindestabstand zwischen den Knochenspornen kleiner als 1 cm
- Grad IV       Ankylose des Hüftgelenkes

### 2.5.4 Statistische Testverfahren

Die statistische Auswertung erfolgte mittels eines handelsüblichen Computers mit dem Programm SPSS für Windows® Version 13.0.1 (SPSS Inc., Chicago, USA).

Die statistische Auswertung für zwei unverbundene Stichproben erfolgte mit dem t-Test und dem Mann-Whitney-U-Test und für mehrere unverbundene Stichproben mit dem Kruskal-Wallis-H-Test. Zur Testung der Beziehungen zwischen Variablen wurde das Verfahren für bivariate Korrelation mit dem Koeffizienten nach Pearson angewendet.

Die Überlebensanalyse wurde nach dem Kaplan-Meier-Verfahren ermittelt [29].

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Revisionen und Überlebensraten

In dieser Arbeit wurde der Misserfolg eines implantierten Hüftgelenks definiert durch eine vorgenommene Revisionsoperation der Hüfttotalendoprothese.

Zum Zeitpunkt der Untersuchung waren 5 Hüftgelenke (5,0% aller Hüftgelenke) bei 4 Patienten revidiert worden (bei einem beidseitig versorgten Patienten mussten beide Endoprothesen revidiert werden). Die Indikation für die Revision setzte sich wie folgt zusammen (Tabelle 3):

**Tabelle 3: Indikationen für Revisionsoperationen**

	Hüften	Anteil gesamt	Anteil von Revisionen
Aseptische Lockerung – Schaft	1	1,0%	20,0%
Aseptische Lockerung – Pfanne	3	3,0%	60,0%
Femurfraktur nach Sturz	1	1,0%	20,0%
Gesamt	5	5,0%	100,0%

Die kumulative Überlebensrate wurde nach dem Verfahren von KAPLAN und MEIER [29] berechnet. Bei diesem Verfahren werden sowohl echte als auch zensierte Beobachtungen aller Patienten miteinbezogen, wobei auch kurze Beobachtungszeiten berücksichtigt werden.

Die Abbildungen 4-6 zeigen die so berechnete kumulative Überlebensrate für Schaft und Pfanne in Abhängigkeit vom Prothesenalter. So lag die Wahrscheinlichkeit, einen Schaft nach 12,9 Jahren noch in situ vorzufinden bei 98,0% ( $\pm 2,7\%$ ) (Abbildung 4) und für die Pfanne bei 94,3% ( $\pm 7,4\%$ ) (Abbildung 5). Die für beide Komponenten berechnete kumulative Überlebensrate betrug unabhängig von der Indikationsstellung 92,5% ( $\pm 7,8\%$ ) (Abbildung 6).

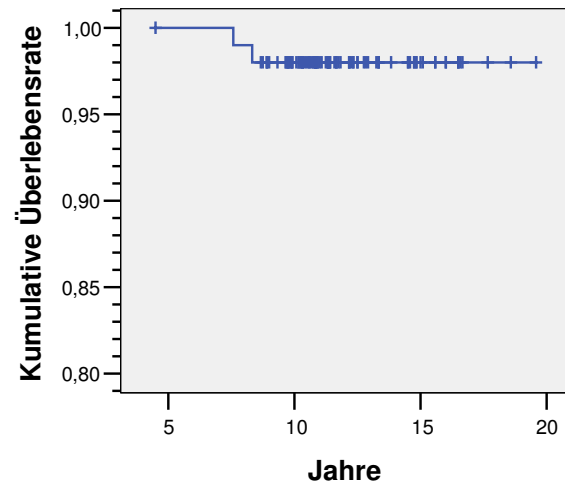


Abb. 4: Kumulative Überlebensrate für die femorale Komponente (n. Kaplan-Meier)

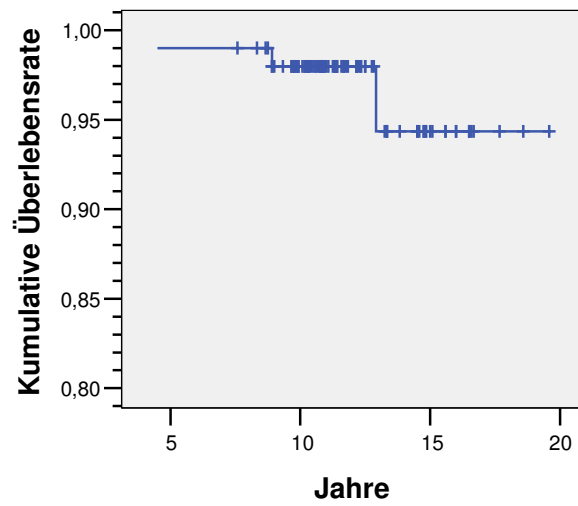


Abb. 5: Kumulative Überlebensrate für die Pfannen-Komponente (n. Kaplan-Meier)

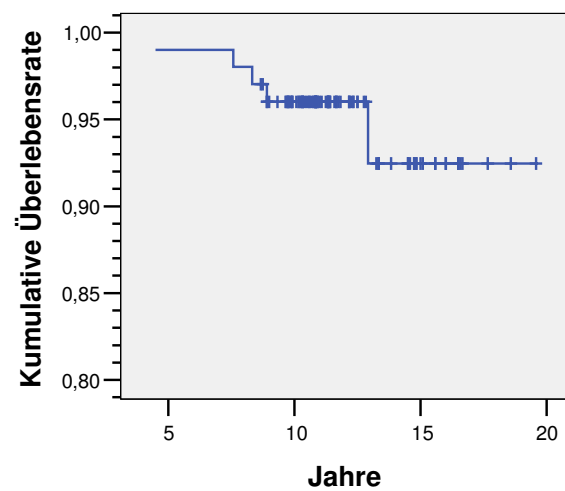


Abb. 6: Kumulative Überlebensrate für das gesamte Prothesensystem (n. Kaplan-Meier)

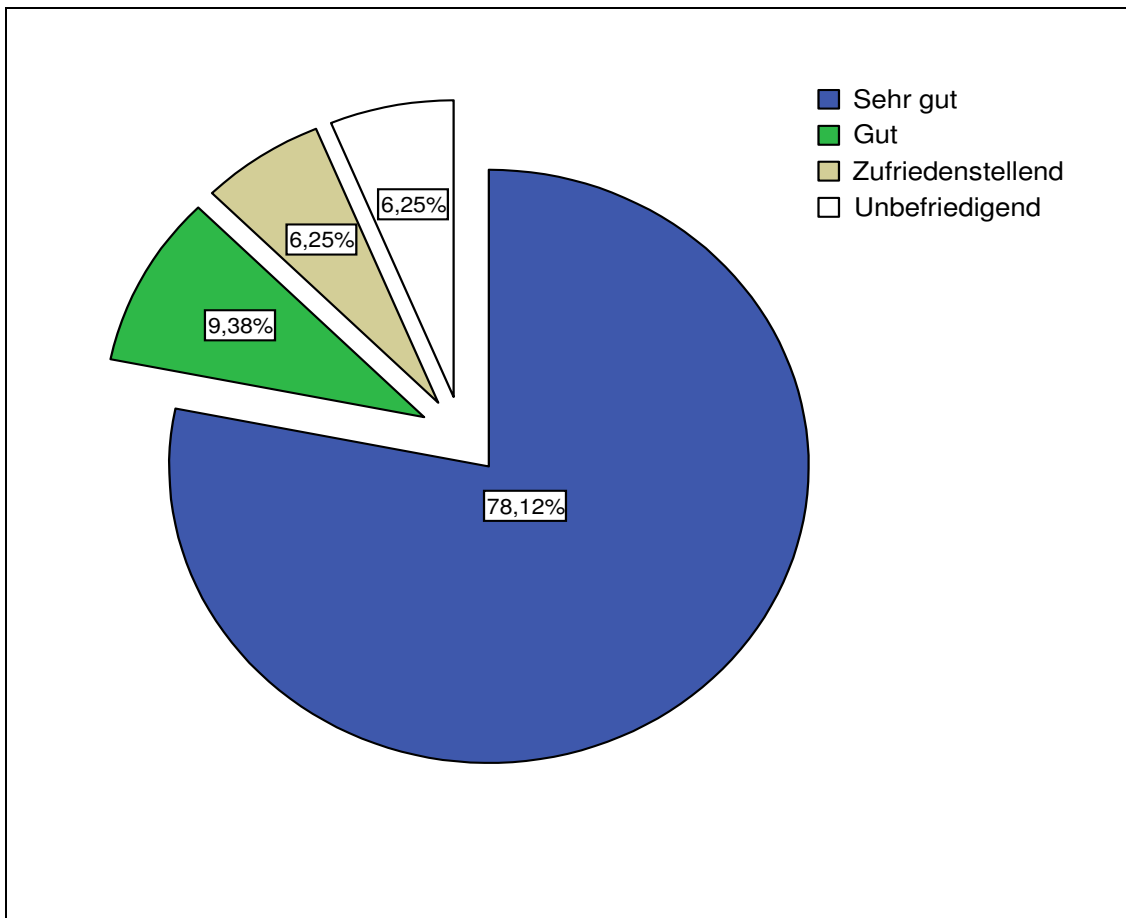
## **3.2 Klinische Testergebnisse**

### **3.2.5 Harris-Hip Score**

Das Versagen eines Implantats ist kein punktuelles Ereignis, sondern es zieht sich über einen Zeitraum, in dem der Patient unter zunehmenden Schmerzen leidet. Demnach ist nicht allein die Standzeit, also der Zeitraum von der Implantation bis zur Revision, von Interesse, sondern auch das klinische Befinden des Patienten. Um den klinischen Befund zu quantifizieren, wurde als Hilfsmittel der Harris-Hip Score herangezogen.

Der maximal erreichbare Punktwert dieses Scores liegt bei 100,025 Punkten und entspricht dem Befund eines schmerz- und beschwerdefreien Patienten ohne Einschränkung der Alltagstätigkeiten. Im Folgenden werden die Ergebnisse des Harris-Hip Score und seiner Einzelkriterien beschrieben.

Für die gesamte Patientengruppe betrug der Mittelwert des Harris-Hip Scores 92,5 Punkte (44,7 – 100,0, Standardabw. 13,3). Aufgeteilt nach dem Geschlecht ergab sich ein Punktmittelwert für Männer von 96,2 Punkten (53,6 – 100,0, Standardabw. 8,2) und für Frauen von 89,6 (44,7 – 100,0, Standardabw. 15,8) (Tabelle 4).



**Abb. 7: Verteilung der Ergebnisse des Harris-Hip Score**

75 (78,1%) Hüften wurden als sehr gut (90-100 Punkte), 9 (9,4%) als gut (80-89 Punkte), 6 (6,3%) als zufriedenstellend (70-79 Punkte) und 6 (6,3%) als unbefriedigend (weniger als 70 Punkte) beurteilt (Abbildung 7). Die Patienten mit dem unbefriedigendem Harris-Hip Score Ergebnis wiesen einen so schlechten allgemeinmedizinischen Gesundheitszustand auf, dass andere Beschwerden (z. B. sehr starke Rückenschmerzen) nicht klar von Hüftgelenksbeschwerden abzugrenzen waren.



**Tabelle 4: Ergebnisse des Harris-Hip Score – unterteilt in Einzelkriterien**

	Schmerz	Gang	Aktivität	Deformität	Bewegungs- ausmaß	Gesamt
[Max]	[44]	[33]	[14]	[4]	[5,03]	[100,03]
Männer [n]	43	43	43	43	43	43
Mittelwert	42,60	31,51	13,12	4,00	4,94	96,22
Minimum	10,00	24,00	6,00	4,00	4,03	53,60
Maximum	44,00	33,00	14,00	4,00	5,03	100,03
St.-Abw.	5,60	2,90	1,69	0,00	0,18	8,16
Frauen [n]	53	53	53	53	53	53
Mittelwert	40,49	28,38	11,98	4,00	4,92	89,56
Minimum	10,00	6,00	4,00	4,00	4,10	44,65
Maximum	44,00	33,00	14,00	4,00	5,03	100,03
St.-Abw.	8,22	7,11	2,57	0,00	0,20	15,84
Gesamt [n]	96	96	96	96	96	96
Mittelwert	41,44	29,78	12,49	4,00	4,93	92,54
Minimum	10,00	6,00	4,00	4,00	4,03	44,65
Maximum	44,00	33,00	14,00	4,00	5,03	100,03
St.-Abw.	7,21	5,81	2,28	0,00	0,19	13,33

### 3.2.5.1 Schmerzen

Die Schmerzen im operierten Hüftgelenk sind ein wichtiger Indikator, ob eine Hüfte revidiert werden muss. Sie wurden entsprechend ihrer Stärke nach dem Harris-Hip Score kategorisiert. Die Ergebnisse des Kriteriums „Schmerzausmaß“ sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

**Tabelle 5: Schmerzausmaß nach Harris-Hip Score**

Schmerz	[Punkte]	Hüften	Anteil
Ruheschmerz, starke Behinderung	[0]	0	0%
Stark, schwere Einschränkung tägl. Aktivität	[10]	3	3,1%
Erträglich, Einschränkung tägl. Aktivität	[20]	2	2,1%
Gering, ohne Einfluss auf tägl. Aktivität	[30]	4	4,2%
Leicht, gelegentlich	[40]	10	10,4%
Kein	[44]	77	80,2%
Gesamt		96	100,0%

77 Hüften (80,2%) waren zum Zeitpunkt der Untersuchung schmerzfrei. Bei 14 Hüftgelenken (14,6%) gaben die Patienten gelegentliche, leichte Schmerzen an, die sie jedoch nicht bei ihren täglichen Aktivitäten behinderten. 5 Hüften (5,2%) waren derart schmerzhaft, dass sie die täglichen Aktivitäten der Patienten einschränkten.

### 3.2.5.2 Gang

Das Kriterium „Gang“ setzt sich aus den Einzelkriterien „Hinken“, „Gehleistung“ und „Gehhilfen“ zusammen. Die Auswertung nach diesen Kriterien zeigen die Tabellen 6-8.

**Tabelle 6: Hinken nach Harris-Hip Score**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Stark, mit Gehilfe	[0]	3	3,1%
Mäßig	[5]	2	2,1%
Leicht	[8]	15	15,6%
Kein	[11]	76	79,2%
Gesamt		96	100,0%

In 94,8% der Fälle (79 Patienten mit 91 Hüftendoprothesen) zeigte sich ein flüssiges hinkfreies bzw. leicht hinkendes Gangbild. Bei 5,2% der Fälle (4 Patienten mit 5 Hüftendoprothesen) wurde ein mäßig bis stark hinkendes Gangbild beobachtet. Der Einfluss weiterer morbider Gelenke wurde so weit wie möglich berücksichtigt, ihre Einflussnahme auf das zu beurteilende Gelenk konnte jedoch nur abgeschätzt werden.

**Tabelle 7: Gehleistung nach Harris-Hip Score**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Nicht gehfähig	[0]	0	0%
Nur in der Wohnung	[2]	0	0%
500m	[5]	12	12,5%
1000m	[8]	11	11,5%
Unbegrenzt	[11]	73	76,0%
Gesamt		96	100,0%

Alle Patienten waren gehfähig und nicht an ihre Wohnung gebunden. 21 Patienten mit 23 operierten Hüften (24%) waren in ihrer Gehleistung eingeschränkt, so dass sie nur 500-1000m weit gehend zurücklegen konnten. 76% der Fälle (62 Patienten mit 73 operierten Hüften) konnten mehr als 1000 m zu Fuß zurücklegen, was von Harris als unbegrenzte Gehleistung eingestuft wurde.

**Tabelle 8: Benutzung von Gehhilfen**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Nicht gehfähig	[0]	0	0%
Gehwagen	[1]	2	2,1%
2 Unterarmgehstützen	[2]	0	0%
2 Gehstöcke	[3]	0	0%
Eine Unterarmgehstütze	[4]	3	3,1%
Ein Gehstock für kurze Strecken	[5]	8	8,3%
Ein Gehstock für lange Strecken	[7]	8	8,3%
Keine	[11]	75	78,1%
<b>Gesamt</b>		<b>96</b>	<b>100,0%</b>

2 Patienten (2,1%) benötigten als Gehhilfe einen Gehwagen. 3 Patienten (3,1%) waren permanent auf eine Unterarmgehstütze angewiesen. 6 Patienten (mit 8 (8,3%) künstlichen Hüftgelenken) konnten kurze Strecken außerhalb ihrer Wohnung nur mit einem Gehstock bewältigen, während 7 Patienten (mit 8 (8,3%) künstlichen Hüften) diesen erst für lange Wege benötigten. Für die übrigen 65 Patienten (mit 75 (78,1%) künstlichen Hüften) waren Gehhilfen auch für lange Strecken nicht erforderlich.

### 3.2.5.3 Aktivität

Die Aktivität der Patienten mit operierten Hüftgelenken wurde im Rahmen des Harris-Hip Score erhoben und beurteilt. Die Verteilung der Ergebnisse der Unterpunkte „Treppensteigen“, „Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel“, „Sitzfähigkeit“ und „Anziehen von Schuhen und Strümpfen“ werden in den folgenden Tabellen 9-12 einzeln dargestellt.

**Tabelle 9: Treppensteigen**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Nicht möglich	[0]	0	0%
Mit Nachziehen des Beines	[1]	6	6,3%
Festhalten am Geländer	[2]	29	30,2%
Problemlos möglich	[4]	61	63,5%
Gesamt		96	100,0%

Mit allen 96 Hüftgelenken war das Treppensteigen möglich. 52 Patienten mit 61 implantierten Hüften (63,5%) konnten beschwerdefrei Treppen begehen. Die übrigen 31 Patienten (35 Hüften – 36,5%) mussten das Treppengeländer als Hilfe nehmen bzw. das operierte Bein nachziehen.

**Tabelle 10: Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Benutzung nicht möglich	[0]	1	1,0%
Benutzung möglich	[1]	95	99,0%
Gesamt		96	100,0%

Die Fähigkeit zur Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel wurde ebenfalls anhand des Harris-Hip Score erhoben. Hierbei stellt vor allem das Ein- und Aussteigen ein Problem dar, da es hierbei oft gilt, größere Stufen bzw. Unebenheiten zu überwinden. Nur eine Patientin fühlte sich nicht im Stande, mit Bussen oder Bahnen zu reisen. Diese Patientin war eine der beiden Patienten, die einen Gehwagen als Hilfe benutzten.

**Tabelle 11: Sitzfähigkeit**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Nicht beschwerdefrei sitzfähig	[0]	2	2,1%
Hoher Stuhl für ½ Stunde	[3]	10	10,4%
Jeder Stuhl für mind. 1 Stunde	[5]	84	87,5%
Gesamt		96	100,0%

Eine Patientin, die an beiden Hüften operiert wurde, konnte nicht beschwerdefrei sitzen. 9 Patienten mit 10 operierten Hüften (10,4%) benötigten zum bequemen Sitzen einen hohen Stuhl. Die übrigen 73 Patienten mit 84 operierten Hüften (87,5%) konnten auf jedem Stuhl beschwerdefrei für mindestens eine Stunde sitzen.

**Tabelle 12: Anziehen von Schuhen und Strümpfen**

	[Punkte]	Hüften	Anteil
Beides nicht möglich	[0]	2	2,1%
Schwierig, aber möglich	[2]	15	15,6%
Beides ohne Schwierigkeiten	[4]	79	82,3%
Gesamt		96	100,0%

Um die Funktion des künstlichen Hüftgelenks im Alltag beurteilen zu können, nahm Harris die Fähigkeit Schuhe und Strümpfe anzuziehen mit als Kriterium auf. Bei der Befragung der Patienten gaben nur 2 Patienten an, dass sie ohne Hilfsmittel wie einem Schuh- oder Strumpfanzieher bzw. einer helfenden Person, nicht in der Lage sind, sich die Schuhe oder Strümpfe anzuziehen. Die übrigen 81 Patienten mit 94 (97,9%) versorgten Hüftgelenken waren hierzu in der Lage, 68 (82,3%) von ihnen hatten keinerlei Schwierigkeiten, während 13 (15,6%) geringfügige Probleme hatten.

### 3.2.5.4 Deformität

Der Harris-Hip Score berücksichtigt weiterhin das Vorhandensein von Deformitäten. Hierzu wurden verschiedenen Arten von Kontrakturen als auch Beinlängendifferenzen ausgemessen und beurteilt.

**Tabelle 13: Beugekontraktur**

	Hüften	Anteil
0°	95	99,0%
>30°	1	1,0%
Gesamt	96	100,0%

Es wurde bei einem Patienten eine Beugekontraktur festgestellt, die knapp über 30 Grad lag. Nach Angaben des Patienten lag diese schon vor der Hüftimplantation vor. Dieser Patient erreichte mit 80 Gesamtpunkten im Harris-Hip Score trotzdem noch ein gutes Ergebnis.

Es fand sich bei keinem Patienten eine Adduktions- oder Abduktions-, Innen- oder Außenrotationskontraktur.

**Tabelle 14: Beinlängendifferenz, betroffenes Bein im Vergleich zur Gegenseite**

Beinlängendifferenz [cm]	Hüften	Anteil
-2,00	1	1,0%
-1,00	8	8,3%
-0,5	1	1,0%
0	68	70,8%
0,5	3	3,1%
0,75	1	1,0%
1,00	11	11,5%
1,50	3	3,1%
Gesamt	96	100,0%

Wie Tabelle 14 zeigt, lag in 68 Fällen (70,8%) keine Beinlängendifferenz vor. In 19 Fällen (19,8%) wurde ein Beinlängenunterschied von 1cm gemessen, wovon 8 Hüften (8,3%) eine Verkürzung und 11 Hüften (11,5%) eine Verlängerung des operierten Beines im Vergleich zum kontralateralen Bein aufwiesen. In keinem Fall wurde der von Harris festgelegte Grenzwert von 3 cm überschritten.

### 3.2.5.5 Bewegungsausmaß

Für das Zurechtkommen im alltäglichen Leben ist die Beweglichkeit des Hüftgelenkes eine entscheidende Größe. Wichtige Funktionen sind hierbei die Flexionsfähigkeit, die Abduktions- sowie die Außenrotationsfähigkeit. Aber auch für den Alltag weniger wichtige Bewegungen wie Adduktion, Innenrotation und Extension wurden im Rahmen des von Harris entwickelten Score notiert und ausgewertet.

**Tabelle 15: Statistische Verteilung der Bewegungsausmaße**

	Flexion	Extension	Adduktion	Abduktion	Außenrot.	Innenrot.
Anzahl	96	96	96	96	96	96
Mittelwert	111,45	0,42	25,22	35,02	31,51	15,57
Minimum	70	0	10	10	5	0
Maximum	150	5	50	55	60	35
St.-Abw.	12,868	1,389	8,631	8,382	12,077	8,999



### 3.2.5.5.1 Flexion

Zur Beurteilung der Flexion wurden die Werte in vier Gruppen aufgeteilt:

1. bis 45°: Alle Bewegungen sind deutlich eingeschränkt, das Sitzen ist kaum möglich.
2. 45° - 90°: Das tiefe Sitzen ist erschwert, das Sitzen auf Stühlen und Toiletten erfordert ein Arthrodesekissen bzw. einen Toilettenaufsatz.
3. 91° - 110°: Die meisten Bewegungen des täglichen Lebens können nahezu problemlos ausgeführt werden.
4. über 110°: Alle Bewegungen sind möglich.

**Tabelle 16: Flexion**

[Grad]	Hüften	Anteil
Bis 45°	0	0,0%
45° - 90°	8	8,3%
91° - 110°	37	38,6%
Über 110°	51	53,1%
Gesamt	96	100,0%

Die Zuordnung der Hüftgelenke in die Gruppen aufgrund ihrer Flexionswerte zeigt Tabelle 16. 88 Hüftgelenke (91,7%) ermöglichten eine Flexion des Beines von über 90 Grad, somit konnten die Patienten nahezu problemlos alltägliche Arbeiten, wie z. B.

Gegenstände vom Boden aufheben oder sich hinknien, verrichten. Kein Patient war bei der Flexionsbewegung in seiner Beweglichkeit drastisch eingeschränkt. Bei Männern lag der Mittelwert für die Flexion bei 110,3° (85 - 150, Standardabw. 12,50), bei Frauen bei 112,8° (70 - 140, Standardabw. 13,33) und bei allen Hüften insgesamt bei 111,5° (70 - 150, Standardabw. 12,87).

### 3.2.5.5.2 Extension

**Tabelle 17: Extension**

	Hüften	Anteil
0°	87	91,6%
über 0°	8	8,4%
Gesamt	95	100,0%

Die Extensionsfähigkeit des Hüftgelenkes ist im Alltag der Patienten von nebensächlicher Bedeutung. Für eine gute Funktion ist es ausreichend,

wenn das Bein in die Neutralstellung (Extension von 0°) zurückgeführt werden kann. Im Falle des Vorliegens einer Beugekontraktur ist dieses nicht möglich. Aufgrund der geringen Bedeutung für das tägliche Leben wurde dieses Kriterium im Harris-Hip Score unabhängig vom Ausmaß mit 0 Punkten bewertet, während das Nichtvorhandensein einer Beugekontraktur einen Punkt für den Gesamtwert einbrachte. Von den 95 Hüftgelenken ohne Beugekontraktur erreichten 87 (91,6%) die Neutralstellung, 8 Hüftgelenke (8,4%) konnten bis auf mindestens 5° überstreckt werden (Tabelle 17).

### 3.2.5.5.3 Abduktion

**Tabelle 18: Abduktion**

	Hüften	Anteil
bis 15°	1	1,0%
15° – 20°	7	7,2%
über 20°	88	91,6%
Gesamt	96	100,0%

Für komplexe Bewegungsabläufe, wie sie beim Sitzen oder Treppensteigen vorkommen, ist die Abduktionsfähigkeit der Beine mitentscheidend. Harris hat hierzu die gemessenen Werte drei Gruppen zugeordnet

(Tabelle 18). Bei 95 Hüftgelenken (98,8%) konnte eine Abduktionsfähigkeit von mehr als 15 Grad festgestellt werden, davon waren 88 Hüftgelenke (91,6%) sogar in der Lage über 20 Grad abgespreizt werden zu können. Nur eine Hüfte wies einen Wert von 10 Grad auf. Der Mittelwert für die Abduktion lag gesamt betrachtet bei 35,0 Grad (10 - 55, Standardabw. 8,38).

### 3.2.5.5.4 Adduktion

**Tabelle 19: Adduktion**

	Hüften	Anteil
bis 15°	4	4,2%
15°-20°	40	41,6%
über 20°	52	54,2%
Gesamt	96	100,0%

Harris hielt die Fähigkeit das Bein anzuspreizen ebenfalls für eine bedeutsame Fähigkeit und nahm sie in den Hip Score mit auf. Wie schon bei der Abduktion wurden die Befunde in drei Gruppen zugeordnet (Tabelle

19). 4 der künstlichen Hüftgelenke (4,2%) erreichten die von Harris geforderten 15 Grad nicht. 92 Gelenke (92,8%) konnten um mindestens 15° adduziert werden.

### 3.2.5.5.5 Außenrotation

**Tabelle 20: Außenrotation**

	Hüften	Anteile
bis 15°	11	11,5%
15°-20°	12	12,5%
über 20°	73	76,0%
Gesamt	96	100,0%

Ähnlich der Abduktion ist auch die Außenrotation des Beines wichtig für die Durchführung komplexer Bewegungsabläufe wie z. B. Drehbewegungen. In Tabelle 20 werden die Untersuchungsergebnisse dargestellt.

11 Hüftgelenke (11,5%) konnten den von Harris geforderten Wert von 15 Grad nicht erreichen. Von diesen 11 Gelenken erreichten zehn 10° und eine nur 5°. 85 Hüften (88,5%) konnten über 15 Grad nach außen gedreht werden, hiervon erreichten 73 Hüften (76,0%) Werte über 20 Grad. Der mittlere Wert für die Außenrotation lag bei 31,51 Grad (5 - 60, Standardabw. 12,08).

### 3.2.5.5.6 Innenrotation

**Tabelle 21: Innenrotation**

	Hüften	Anteil
bis 15°	15	15,6%
15°-20°	59	61,5%
über 20°	22	22,9%
Gesamt	96	100,0%

Harris rechnete der Innenrotation nur eine geringe Bedeutung zu, nahm sie jedoch mit in seinen Hip Score auf, wenngleich er hierfür keine Punkte vergab. 15 Hüften (15,6%) erreichten nicht das Ausmaß von 15 Grad. Der

Großteil (59 Hüften – 61,5%) erreichte eine Innendrehung des Beines zwischen 15 und 20 Grad. Die übrigen 22 Gelenke (22,9%) schafften Rotationswerte von über 20 Grad (Tabelle 21).

### 3.2.5.6 Statistische Analyse der klinischen Befunde

Zwischen dem Body-Mass-Index (BMI) der Patienten zum Zeitpunkt der Operation und dem erreichten Ergebnis des Harris-Hip Score zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung konnte ein signifikanter Zusammenhang gezeigt werden ( $p=0,028$ ). Dies bedeutet, dass Patienten mit einem erhöhten BMI-Wert einen schlechteren klinischen Befund aufweisen.

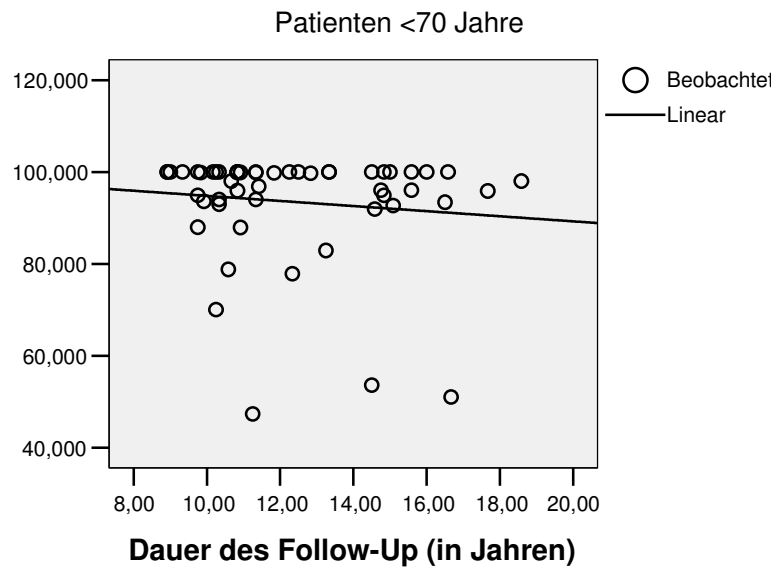
Das Alter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung im Durchschnitt 68,8 Jahre (45,6 – 84,8, Standardabw. 8,1), wobei dieses in keinem signifikanten Zusammenhang mit dem Gesamtergebnis des Harris-Hip Score stand ( $p>0,05$ ).

Untersuchungen der Zusammenhänge zwischen dem klinischen Ergebnis und den Veränderungen im Röntgenbild (anterior-posterior-Aufnahme (AP) und Aufnahme nach Lauenstein (LS)) ergaben keine Signifikanz ( $p>0,05$ ). Im Einzelnen wurden hierbei das Vorkommen untersucht von:

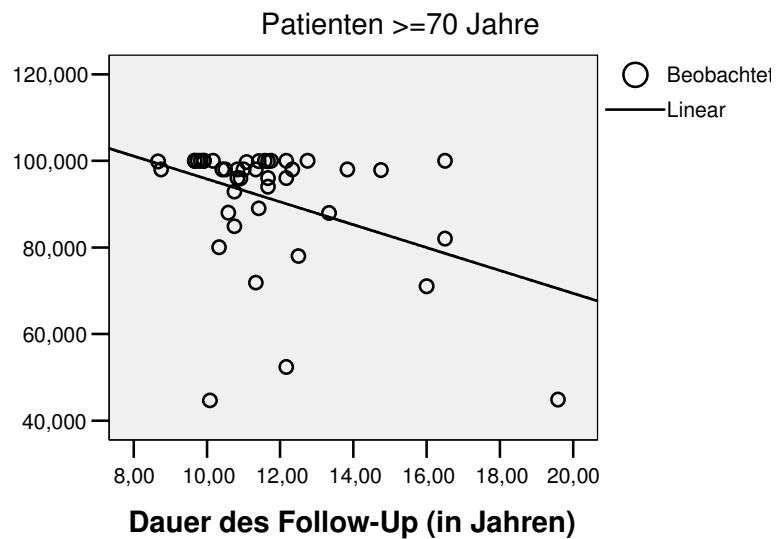
- Lysesaubildungen im proximalen Schaftanteil ↔ HHS  
(AP:  $p=0,592$  / LS:  $p=0,462$ )
- Knochenresorptionen im proximalen Schaftanteil ↔ HHS  
(AP:  $p=0,309$  / LS:  $p=0,754$ )
- Sklerosierungen im mittleren Schaftanteil ↔ HHS  
(AP:  $p=0,094$  / LS:  $p=0,916$ )
- Periostverdickungen im distalen Schaftanteil ↔ HHS  
(AP:  $p=0,298$  / LS:  $p=0,844$ )

Zwischen dem Follow-Up der Endoprothese und dem Harris-Hip Score Ergebnis bestand eine geringe Korrelation (Korrelationskoeffizient n. Pearson:  $-0,114$ ,  $p=0,417$ ) für unter 70-jährige Patienten (Abbildung 8) und eine mittlere Korrelation (Korrelationskoeffizient n. Pearson:  $-0,401$ ,  $p=0,008$ ) für über 70-jährige Patienten (Abbildung 9). Dies bedeutet, dass es Patienten unter 70 Jahren mit

der gleichen Follow-Up-Dauer klinisch besser geht als Patienten die älter als 70 Jahre sind.



**Abb. 8:** graphische Darstellung der Korrelation des klinischen Gesamtergebnisses und der Dauer des Follow-Up bei unter 70-Jährigen



**Abb. 9:** graphische Darstellung der Korrelation des klinischen Gesamtergebnisses und der Dauer des Follow-Up bei über 70-Jährigen

### **3.2.5.7 Übrige klinische Befunde**

Neben den oben beschriebenen Befunden wurden im Rahmen des Harris-Hip Score noch weitere Befunde erhoben, die jedoch im Gesamtergebnis nicht gewichtet wurden. Hierzu zählten der Trendelenburg-Test zur Überprüfung der Hüftmuskulatur, die grobe Kraft der unteren Extremität (Vorhandensein einer Schwächung des M. quadrizeps / M. tibialis ant.), und die Untersuchung auf eine Sensibilitätsstörung. Bei keinem Patienten wurde eine positive, das heißt pathologische, Veränderung eines dieser Kriterien festgestellt.

### 3.3 Radiologische Ergebnisse

#### 3.3.1 Prothesenschaft

##### 3.3.1.1 Position des Schaftes

Ein Prothesenschaft galt als eingesunken, wenn eine Lageveränderung von mehr als 4 mm verzeichnet worden ist [26]. Von den 96 Schäften waren 2 Schäfte (2,1%) betroffen. Die übrigen 94 Schäfte haben ihre Lage nicht verändert bzw. gingen nicht über den Messfehler hinaus (Tabelle 22). Die Migration der Schäfte zeigte keinen Einfluss auf den klinischen Befund der Patienten ( $p > 0,05$ ) und korrelierte auch nicht mit der Standzeit der Prothese ( $p = 0,661$ ).

**Tabelle 22: Migration des Schaftes**

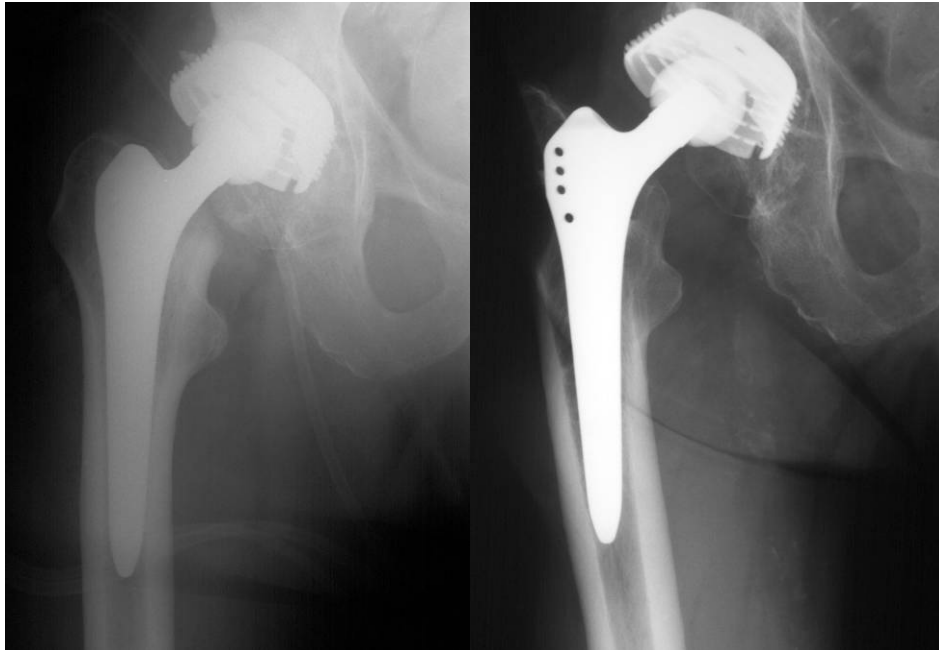
	Hüften	Anteil
0 – 4 mm	94	97,9%
mehr als 4 mm	2	2,1%
Gesamt	96	100,0%

In der Tabelle 23 ist dargestellt, bei wie vielen Schäften eine Varisierung bzw. Valgisierung des Schaftes festgestellt werden konnte. Hierzu wurden die entsprechenden Röntgenaufnahmen im direkten Vergleich beurteilt, wobei in der Regel eine Positionsänderung ohne zusätzliches Ausmessen eindeutig überprüfbar war. Bei 8 Schäften (8,3%) konnte eine Varusstellung nachgewiesen werden. Die restlichen 88 Schäfte (91,7%) wiesen keine Änderung auf. Eine Valgusstellung konnte bei keinem Schaft erkannt werden.

**Tabelle 23: Positionsänderung des Schaftes**

	Hüften	Anteil
Keine Änderung	88	91,7%
Varisierung	8	8,3%
Valgisierung	0	0,0%
Gesamt	96	100,0%

Ein klinisches Beispiel zur Varisierung eines Schaftes zeigt die Abbildung 10. Dem 69-jährigen Patienten wurde vor 12,3 Jahren aufgrund einer posttraumatischen Coxarthrose rechts eine Totalendoprothese implantiert. Man kann eine Wanderung der distalen Schaftspitze zur lateralen Femurkortikalis klar erkennen. Eine Migration lag nicht vor bzw. lag nicht über 4 mm. Im Harris-Hip Score erreichte der Patient die maximale Punktzahl.



**Abb. 10: Schaftvarisierung bei einem 69-jährigen Patienten 12,3 Jahre postoperativ**

### **3.3.1.2 Osteointegration des Schaftes**

Um die Osteointegration eines zementfrei implantierten Schaftes beurteilen zu können, muss das den Schaft umgebende Knochenlager bewertet werden. In dieser Studie wurden das Vorkommen der Faktoren Resorption, Sklerosierung und die Bildung (ggf. die Breite) von Lysesäumen untersucht. Die Resorption ist durch eine Abnahme der Radiodensität des Knochenlagers charakterisiert. Der Parameter Sklerosierung wurde definiert als eine Zunahme der Radiodensität der an die Prothesenoberfläche angrenzenden Spongiosa und als ein Indikator für eine feste knöcherne Verbindung angesehen. Als Lysesaum wurde ein direkt an die Prothese angrenzender Bereich deutlich geminderter Dichte definiert, der zum Knochen durch einen Sklerosesaum abgegrenzt war.



Das dem Implantat umgebene Knochenlager wurde nach GRUEN bzw. DELEE und CHARNLEY in verschiedene Zonen unterteilt. Zu jeder Zone wurde sowohl in der anterior-posterior-Aufnahme (AP-Aufn.), als auch in der Aufnahme nach Lauenstein (LS-Aufn.) die oben bereits erwähnten Parameter Sklerosierung, Resorption und das Vorhandensein von Lysesäumen untersucht. Zusätzlich wurden eventuelle Periostveränderungen, die Atrophie des Calcar femoris und die Ausbildung einer Sockelformation unterhalb der distalen Schaftspitze begutachtet und registriert.

Besondere Aufmerksamkeit wurde den proximalen Zonen 1 und 7 bzw. 8 und 14 gewidmet, da sich in diesem Bereich das Schaftdesign zwischen SL-Schaft und SL-Plus-Schaft unterscheidet.

**Tabelle 24: Lysesäume AP-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt**

Breite [mm]	Zone 1		Zone 2		Zone 3		Zone 4		Zone 5		Zone 6		Zone 7	
	n	%	n	%	n	%	n	%	N	%	n	%	n	%
0	64	66,7	94	97,9	96	100,0	96	100,0	96	100,0	94	97,9	74	77,1
1	13	13,5	1	1,0							2	2,1	10	10,4
2	10	10,4	1	1,0									9	9,4
3	8	8,3											3	3,1
4	1	1,0												
Σ	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0

In der AP-Aufnahme traten Lysesäume am häufigsten am proximalen Femurende auf. In der Gruen-Zone 1 (proximo-laterales Femur) wurden sie bei 32 Hüften (33,2%) registriert, wovon 9 Hüften (9,3%) von einem mehr als 2 mm breiten Saum umgeben waren. In der Zone 7 (proximo-mediales Femur) wiesen 22 Fälle (22,9%) einen Lysesaum auf. Hier zeigte sich in 3 Fällen (3,1%) ein mehr als 2 mm breiter Lysesaum. Weitere Säume konnten in den angrenzenden Zonen 2 (2 Fälle – 2%) bzw. 6 (2 Hüften – 2,1%) gefunden werden. Diese überschritten in keinem Fall eine Saumbreite von 2 mm (Tabelle 24).

Von den 9 Hüften in Zone 1, die einen Lysesaum von über 2 mm aufwiesen, waren in 6 Fällen SL-Schäfte und in 3 Fällen SL-Plus-Schäfte implantiert worden. In der Zone 7 waren es 1 SL-Schaft und 2 SL-Plus-Schäfte.

**Tabelle 25: Lysesäume LS-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt**

Breite [mm]	Zone 8		Zone 9		Zone 10		Zone 11		Zone 12		Zone 13		Zone 14	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	76	79,2	92	97,9	89	98,9	90	100,0	90	100,0	95	100,0	86	89,6
1	14	14,6	1	1,1									7	7,3
2	5	5,2	1	1,1	1	1,1							2	2,1
3	1	1,0											1	1,0
Σ	96	100,0	94	100,0	90	100,0	90	100,0	90	100,0	95	100,0	96	100,0

Auch in der Röntgenaufnahme nach Lauenstein traten die Lysesäume am proximalen periprothetischen Knochen auf. In Zone 8 (proximo-ventrales Femur) waren 20 Hüften (20,8%) betroffen und in Zone 14 (proximo-dorsales Femur) waren es 10 Hüften (10,4%). In den weiter distal gelegenen Zonen 9 und 10 fanden sich insgesamt 3 Fälle mit einem Lysesaum (Tabelle 25). Die beiden Schäfte, an denen Lysesäume von 3 mm Breite auftraten, waren ein SL-Schaft und ein SL-Plus-Schaft

Kein Schaft wies einen kontinuierlichen Lysesaum um den distalen Schaftanteil auf, so dass alle Schäfte nach den Kriterien von ENGH et al. als „stabil im Knochen verankert“ eingestuft wurden [18].

**Tabelle 26: Sklerosierung AP-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt (0=nachweisbar; 1=nicht nachweisbar)**

	Zone 1		Zone 2		Zone 3		Zone 4		Zone 5		Zone 6		Zone 7	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	1	1,0	4	4,2	2	2,1	0	0,0	3	3,1	5	5,2	1	1,0
1	95	99,0	92	95,8	94	97,9	96	100,0	93	96,9	91	94,8	95	99,0
Σ	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0

Eine Verdichtung des periprothetischen Knochens fand sich am häufigsten in den mittleren Gruen-Zonen (Zone 2: 4,2%; Zone 6: 5,2%) und in den distal gelegenen Bereichen (Zone 3: 2,1%; Zone 5: 3,1%). Dieses Ergebnis entspricht dem Befestigungsprinzip dieses Schaftes, welches auf einer Fixierung der Prothese im mittleren und distalen Bereich beruht. Die in Zone 1 und 7 betroffenen Schäfte waren in beiden Fällen vom Typ SL-Plus (Tabelle 26).

**Tabelle 27: Sklerosierung LS-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt**

(0=nachweisbar; 1= nicht nachweisbar)

	Zone 8		Zone 9		Zone 10		Zone 11		Zone 12		Zone 13		Zone 14	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	0	0,0	9	9,6	1	1,1	0	0,0	2	2,2	5	5,3	0	0,0
1	96	100,0	85	90,4	89	98,9	89	100,0	88	97,8	90	94,7	96	100,0
Σ	96	100,0	94	100,0	90	100,0	89	100,0	90	100,0	95	100,0	96	100,0

Auch in der Aufnahme nach Lauenstein fanden sich vor allem in den Bereichen, in denen der Schaft seinen Halt durch Anliegen an die femorale Kompakta bekommen soll, Sklerosierungen. Dies sind die Zonen 9 (9,6%), 12 (2,2%) und 13 (5,3%) (Tabelle 27).

**Tabelle 28: Resorption AP-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt**

(0=nachweisbar; 1=nicht nachweisbar)

	Zone 1		Zone 2		Zone 3		Zone 4		Zone 5		Zone 6		Zone 7	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
1	9	9,4	1	1,0	1	1,0	0	0,0	0	0,0	1	1,0	5	5,2
2	87	90,6	95	99,0	95	99,0	96	100,0	96	100,0	95	99,0	91	94,8
Σ	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0

Tabelle 28 zeigt das Vorkommen von Resorptionen des Knochens. Diese traten am häufigsten in den proximalen Bereichen des Femurs auf. Die Verteilung entspricht der Verteilung der Lysesäume und trat somit am häufigsten in den Zonen 1 (9,4%) und 7 (5,2%) auf. Bei jeweils einem Patienten war die Zone 2, bzw. die Zone 6 von einem Verlust der Radiodensität des Knochenlagers betroffen.

Es waren in der Zone 1 sowohl 9,4% der SL-Schäfte (6 Hüften) als auch 9,4% der SL-Plus-Schäfte (3 Hüften) von Knochenresorptionen betroffen. Die 5 Hüften, welche in Zone 7 betroffen waren, waren ausschließlich implantierte SL-Schäfte (7,8%), genauso wie in den Zonen 2, 3 und 6 (jeweils 1,6%).

**Tabelle 29: Resorption LS-Aufn., aufgeteilt nach Gruen-Zonen  
(0=nachweisbar; 1=nicht nachweisbar)**

	Zone 8		Zone 9		Zone 10		Zone 11		Zone 12		Zone 13		Zone 14	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	10	10,4	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	5	5,2
1	86	89,6	94	100,0	90	100,0	89	100,0	90	100,0	95	100,0	91	94,8
Σ	96	100,0	94	100,0	90	100,0	89	100,0	90	100,0	95	100,0	96	100,0

In der Aufnahme nach Lauenstein ließen sich nur Resorptionsvorgänge ausschließlich in den proximal gelegenen Femuranteilen nachweisen. Die Zone 8 war in 10,4% der Fälle betroffen, gefolgt von der Zone 14 mit 5,2%.

In Zone 8 waren 9,4% (6 Schäfte) der SL-Schäfte und 12,5% (4 Schäfte) der SL-Plus-Schäfte betroffen. Für Zone 14 waren es 6,3% (4 Schäfte) vom Typ SL und 3,1% (1 Schaft) vom Typ SL-Plus (Tabelle 29).

Die Abbildung 11 zeigt einen 63-jährigen Patienten, der vor 10 Jahren aufgrund einer idiopathischen Coxarthrose an der linken Hüfte operiert wurde. Es zeigt sich sowohl in der anterior-posterior-Aufnahme als auch in der axialen Aufnahme nach Lauenstein eine ausgedehnte Resorption des periprothetischen Knochens in der Zone 1 bzw. 8. Von der Ausbildung einer Trochanterkappe abgesehen waren keine heterotopen periartikulären Ossifikationen nachweisbar (BROOKER Grad 0).



**Abb. 11: links die postoperativen, rechts die aktuell angefertigten Aufnahmen. Deutlich erkennbare Knochenresorption in den aktuellen Aufnahmen in Zone 1 und 8.**

**Tabelle 30: Periostverdickung AP-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt  
(0=nachweisbar; 1=nicht nachweisbar)**

	Zone 1		Zone 2		Zone 3		Zone 4		Zone 5		Zone 6		Zone 7	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	0	0,0	1	1,0	8	8,3	0	0,0	19	19,8	5	5,2	0	0,0
1	96	100,0	95	99,0	88	91,7	96	100,0	77	80,2	91	94,8	96	100,0
Σ	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0	96	100,0

Die Periostverdickung ist als ein Zeichen von Krafteinwirkung anzusehen. Dies wurde besonders in der Zone 5 (19,8%) und der Zone 3 (8,3%) beobachtet. Aber auch die Zone 6 wies in 5,2% der Fälle eine Verdickung auf. Eine Hüfte zeigte auch in Zone 2 eine Reaktion (Tabelle 30).

**Tabelle 31: Periostverdickung LS-Aufn., nach Gruen-Zonen aufgeteilt  
(0=nachweisbar; 1=nicht nachweisbar)**

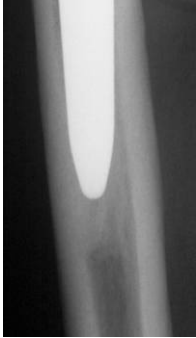
	Zone 8		Zone 9		Zone 10		Zone 11		Zone 12		Zone 13		Zone 14	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	0	0,0	1	1,1	0	0,0	0	0,0	1	1,1	0	0,0	0	0,0
1	96	100,0	93	98,9	90	100,0	89	100,0	89	98,9	95	100,0	96	100,0
Σ	96	100,0	94	100,0	90	100,0	89	100,0	90	100,0	95	100,0	96	100,0

Nur an zwei Femora konnte in der Lauenstein-Projektion eine Periostverdickung notiert werden. Diese befanden sich jeweils in der Zone 9 und in der Zone 12 (Tabelle 31).

**Tabelle 32: Knochenneubildungen in Zone 4 (AP-Aufnahme)**

	Anzahl	Anteil
Nicht vorhanden	94	97,9%
vorhanden	2	2,1%
Gesamt	96	100,0%

Die Ausbildung einer Knochenstruktur im Spitzenbereich bzw. distal über die Spitze hinaus konnte in der AP-Aufnahme bei zwei Schäften und in der Aufnahme nach Lauenstein bei einem Schaft beobachtet werden (Tabelle 32). Diese Knochenneubildungen (Abbildung 12) sind als physiologisch zu betrachten. Man sollte sie hier nicht von einer Sockelbildung sprechen, die im Rahmen von Prothesenlockerungen auftritt. In einem solchen Fall hätte sich ein Saum zwischen dem Sockel und dem Implantat finden müssen. Sockelbildungen als Zeichen der Schaftlockerung wurden bei keinem der untersuchten Fälle gefunden [68].



**Abb. 12: Knochenneubildung über die distale Schaftspitze hinaus bei einer 63-jährigen Patientin 12,8 Jahre postoperativ.**

Alle Femora wurden auf eine Atrophie des Calcar femoris hin untersucht. Diese konnte in keinem Fall nachgewiesen werden.

### 3.3.2 Prothesenpfanne

#### 3.3.2.1 Änderungen des Inklinationswinkels

Der Inklinationswinkel der Pfannen konnte in dieser Arbeit nicht untersucht werden, da zur Auswertung nur anterior-posterior-Aufnahmen und Aufnahmen nach Lauenstein zur Verfügung standen. 96,8% der Hüftpfannen wiesen keine oder nur eine geringe ( $<5^\circ$ ) Änderung des Inklinationswinkels auf, während bei nur 3,2% (3 Pfannen) eine Winkeländerung von mehr als  $5^\circ$  gemessen wurde. Diese 3 Pfannen zeigten keine radiologischen Zeichen der Lockerung und die Patienten erreichten im Harris-Hip Score ein sehr gutes Ergebnis ( $>91$  Punkte).

Tabelle 33 zeigt die Häufigkeiten der Winkeländerungen.

**Tabelle 33: Häufigkeiten der Winkeländerungen**

	Hüften	Anteil
Keine Änderung	27	29,0%
1° - 5°	63	67,7%
Über 5°	3	3,2%
Gesamt	93	100,0%

### 3.3.2.2 Pfannenmigration

Die Änderung der Pfannenposition wurde mit einer Messfehlertoleranz von 5 mm durchgeführt. Von den 96 nachuntersuchten Hüftgelenken wurde in 93 Fällen eine zementlose Schraubpfanne implantiert. 92,5% dieser Hüftgelenkspfannen zeigten keine bzw. eine geringfügige Änderung ihrer Position von weniger als 5 mm. 7 Pfannen wanderten um mehr als 5 mm: drei Pfannen (3,2%) wanderten nach kranial und jeweils zwei nach medial oder lateral. Von diesen 7 Pfannen zeigten drei eine Änderung des Inklinationswinkels von mehr als 5 Grad auf (Tabelle 34).

**Tabelle 34: Pfannenwanderung**

	Hüften	Anteil	Winkeländerung
Keine Änderung	86	92,5%	-
Kranial	3	3,2%	14° / 8° / 5°
Medial	2	2,2%	7° / 1°
Lateral	2	2,2%	5° / 5°
Mediokranial	0	0,0%	-
Laterokranial	0	0,0%	-
Gesamt	93	100,0%	



Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Lageänderung der Pfanne und den Ergebnissen des Harris-Hip Score nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ).



**Abb. 13:** links unmittelbar postoperativ, rechts 8,9 Jahre später

Die Abbildung 13 zeigt eine Pfannendislokation ins Ilium bei einem 68-jährigen Patienten 8,9 Jahre postoperativ, welche zu einer Revisionsoperation führte.

### **3.3.2.3 Osteointegration der Pfanne**

Zur Beurteilung der Osteointegration der Prothesenpfanne wurde das umgebende Knochenlager in drei Zonen nach DELEE und CHARNLEY [14] aufgeteilt. Wie schon am Prothesenschaft wurde der Knochen auf eine Saumbildung, Sklerosierung und Resorption untersucht und bewertet.

Nur in zwei Fällen wurde in den Röntgenaufnahmen eine Saumbildung um die Prothesenpfanne beobachtet. Beide traten in der Zone III auf, einmal mit einer Saumbreite von 1 mm und einmal mit 2 mm (Tabelle 35).

**Tabelle 35: Saumbildung um die Prothesenpfanne**

	Zone I		Zone II		Zone III	
	n	Anteil	n	Anteil	N	Anteil
0 mm	93	100,0%	93	100,0%	91	97,8%
1 mm	0	0,0%	0	0,0%	1	1,1%
2 mm	0	0,0%	0	0,0%	1	1,1%
Gesamt	93	100,0%	93	100,0%	93	100,0%

Eine Zunahme der Radiodensität des die Pfanne umgebenden Knochens wurde in 6 Fällen (6,4%) verzeichnet. Diese verteilten sich zu gleichen Anteilen (je 3,2%) auf die Zone I und II. In Zone III war keine Sklerosierung festzustellen (Tabelle 36).

**Tabelle 36: Sklerosierung des Knochenlagers um die Prothesenpfanne**

	Zone I		Zone II		Zone III	
	n	Anteil	n	Anteil	n	Anteil
Nachweisbar	3	3,2%	3	3,2%	0	0,0%
Nicht nachweisbar	90	96,8%	90	96,8%	93	100,0%
Gesamt	93	100,0%	93	100,0%	93	100,0%

Das Auftreten einer Resorption des Knochens in direkter Umgebung der Prothesenpfanne wurde in nur einem Fall registriert. Diese wurde in der dritten Zone beobachtet (Tabelle 37). In den Zonen I und II traten keine Resorptionen auf.

**Tabelle 37: Resorption des Knochenlagers um die Prothesepfanne**

	Zone I		Zone II		Zone III	
	n	Anteil	n	Anteil	n	Anteil
Nachweisbar	0	0,0%	0	0,0%	1	1,1%
Nicht nachweisbar	93	100,0%	93	100,0%	92	98,9%
Gesamt	93	100,0%	93	100,0%	93	100,0%

Die Verteilung des Auftretens der untersuchten Parameter innerhalb der drei die Pfanne umgebenden Zonen entspricht der physiologischen Reaktion des Knochens auf die Kräfteinteilung bei der Lastaufnahme der Prothesepfanne. So weisen die Zonen I und II die höchsten Sklerosierungsraten auf, jedoch weder eine Saumbildung noch eine Resorption des Knochens. Diese wurden nur in Zone III registriert.

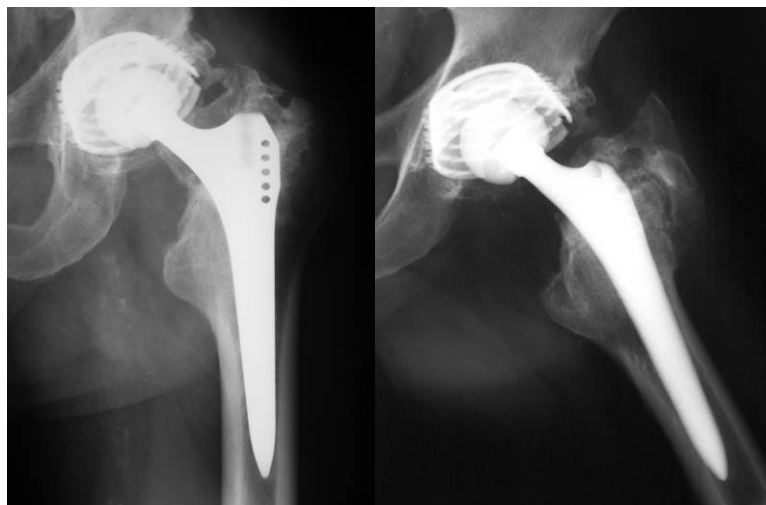
### 3.3.3 Heterotope periartikuläre Ossifikation

Alle 96 nachuntersuchten Hüftgelenke konnten im Hinblick auf heterotope periartikuläre Ossifikation befundet werden. Hierbei wurden die anterior-posterior-Aufnahmen sowie auch die Röntgenaufnahme nach Lauenstein geprüft. Das Ausmaß der Ossifikation wurde der Gradeinteilung nach BROOKER et al. [8] zugeordnet. Keiner der Patienten erhielt eine postoperative Ossifikationsprophylaxe durch Medikamente oder Bestrahlung.

In der anterior-posterior-Aufnahme wurde bei 39 Hüften (40,9%) keine Ossifikation festgestellt (Grad 0). In 34 Fällen (35%) traten einzelne Knocheninseln im umgebenden Weichteilgewebe auf (Grad 1). 23 der operierten Hüften (24%) zeigten vom Becken oder vom Femur ausgehende Osteophyten, wovon in 16 Fällen (16,7%) ein Mindestabstand von mehr als 1 cm bestand (Grad 2) und in 7 Fällen (7,3%) dieser Abstand unterschritten wurde (Grad 3). Keines der untersuchten Hüftgelenke wies eine Ankylose (Grad 4) auf (Tabelle 38).

**Tabelle 38: Heterotope periartikuläre Ossifikation (BROOKER): AP-Aufnahme**

	Anzahl	Anteil
Grad 0	39	40,6%
Grad 1	34	35,4%
Grad 2	16	16,7%
Grad 3	7	7,3%
Grad 4	0	0,0%
Gesamt	96	100,0%



**Abb. 14: Grad 3 nach BROOKER bei einem 71-jährigen Patienten 12,1 Jahre postoperativ**

Abbildung 14 zeigt bei einem 71-jährigen Patienten die Bildung von heterotopen periartikulären Ossifikationen. Die Knochensporne weisen sowohl in der anterior-posterior-Aufnahme als auch in der Aufnahme nach Lauenstein einen geringeren Abstand als 1 cm auf (Grad 3). Der Patient erzielte die maximale Punktzahl im Harris-Hip Score.

In der Röntgenaufnahme nach Lauenstein (LS) zeigte sich eine ähnliche Verteilung der Ossifikationsgrade wie in der anterior-posterior-Aufnahme. Auch hier zeigten 39 Hüftgelenke (40,6%) keine Anzeichen von Ossifikation (Grad 0). 4 Hüften wiesen in dieser Projektion schlechtere Werte auf, so dass nur noch in 32 Fällen (33,3%) Grad 1 festgestellt wurde und die Anzahl von Grad III um 2 Fälle auf insgesamt 9 zunahm (9,4%) (Tabelle 39).

**Tabelle 39: Heterotope periartikuläre Ossifikation (BROOKER): LS-Aufnahme**

	Anzahl	Anteil
Grad 0	39	40,6%
Grad 1	32	33,3%
Grad 2	16	16,7%
Grad 3	9	9,4%
Grad 4	0	0,0%
Gesamt	96	100,0%

Die statistische Analyse ergab, dass die Differenz der Mittelwerte des klinischen Befundes (das Gesamtergebnis des Harris-Hip Score) zu den heterotopen Ossifikationsgraden sowohl für die anterior-posterior-Aufnahme ( $p > 0,05$ ) als auch für die Aufnahme nach Lauenstein ( $p > 0,05$ ) nicht signifikant ist. Auch der Vergleich der Ossifikationsgrade 2 und 3 in Bezug auf das Harris-Hip Score Gesamtergebnis nach dem Mann-Whitney-U-Test für zwei unverbundene Stichproben war nicht signifikant ( $p = 0,513$ ).

Das Ergebnis des Bewegungsausmaßes der künstlichen Hüften war zu nicht signifikant zu den heterotopen Ossifikationsgraden 2 und 3 nach BROOKER ( $p = 0,513$ ).

## 4 Diskussion

### 4.1 Revisionen und Überlebensraten

Die Analyse der im Rahmen dieser Nachuntersuchung aufgetretenen Revisionsfälle ergab eine Revisionsrate von 5,0%, welche 5 Prothesenwechselln entsprach. Basierend auf diesen Daten wurde nach dem KAPLAN-MEIER-Verfahren [29] nach 12,9 Jahren eine gesamte kumulative Überlebensrate für Pfanne und Schaft von 92,5% ( $\pm 7,8\%$ ) errechnet. Die Überlebensrate für den Schaft betrug 98,0% ( $\pm 2,7\%$ ) und für die Pfanne 94,3% ( $\pm 7,4\%$ ). Dabei wurden alle Revisionsoperationen unabhängig von ihrer Indikation berücksichtigt [45]. Die meistgestellte Indikation zur Revision war in der vorliegenden Studie die aseptische Lockerung, welche im Bereich der zementfreien Hüftendoprothetik langfristig das größte Problem darstellt [25,35,36,51]. 4 von 5 Hüften (80%) mussten aufgrund der aseptischen Lockerung reoperiert werden. Bei einem weiteren Fall erfolgte die Revision aufgrund einer periprothetischen Fraktur. Folgende Studien befassten sich mit dem Zweymüller SL-Schaft und der Zweymüller-Schraubpfanne:

- KNAHR et al. untersuchten 103 Hüften klinisch und radiologisch nach. Die einzige Schaftrevision erfolgte nach 13,6 Jahren wegen Lockerung durch erhöhten Polyethylenverschleiß. Drei Pfannen wurden wegen aseptischer Lockerung revidiert [32].
- VERVEST et al. berichteten nach 6,3 Jahren über 68 Patienten (74 Prothesen) mit einem mittlerem Patientenalter von 43 Jahren zum Zeitpunkt der Operation. 3 Fälle mussten aufgrund einer Infektion nachoperiert werden. 2 Pfannen wurden wegen aseptischer Lockerung revidiert [59].
- GARCIA-CIMBRELO et al. ermittelten nach 11,3 Jahren drei revidierte Hüften (3 Pfannen, keine Schäfte) [19].
- GRÜBL et al. berichteten nach einem Nachuntersuchungszeitraum von 12 Jahren über 12 revidierte Hüften (9 Pfannen und 3 Schäfte) bei 133 Patienten mit [21].

- DELAUNAY et al. untersuchten 185 Patienten mit 200 Hüften mit einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 10 Jahren. 13 Hüftgelenke (6,5%) wurden revidiert. Es wurde eine gesamte Überlebensrate von 91,5% ermittelt [13].
- TRAULSEN et al. berichteten von 113 nachuntersuchten Zweymüller-Schäften und 37 Zweymüller-Schraubpfannen. Das Ergebnis zeigte 3 explantierte Schäfte (keiner ursächlich wegen einer aseptischen Lockerung) und 3 Pfannen. Nach 12 Jahren betrug die Überlebenswahrscheinlichkeit für die Schäfte 95%, für die Zweymüller-Pfanne nach 10 Jahren 83,9% [58].

**Tabelle 40: Revisionsraten Zweymüller-Prothesensystem (Literaturübersicht)**

Autoren, Jahr	Follow-Up [Jahre]	Hüften	Revisionsrate
KNAHR et al., 2005 [32]	14,4	103	14,6%
VERVEST et al., 2005 [59]	6,3	80	7,5%
VERVEST et al., 2005 [60]	11	221	3,2%
PERKA et al., 2004 [48]	9,3	139	2,9%
GARCIA-CIMBRELO et al., 2003 [19]	11,3	124	2,4%
GRÜBL et al., 2003 [22]	6,7	848	2,1%
GRÜBL et al., 2002 [21]	12,1	208	5,8%
DOHLE et al., 2001 [15]	8,1	139	0,0%
DELAUNAY et al., 2001 [13]	6	404	3,2%
eigene Studie	12,0	101	5,0%

Die Tabelle 40 zeigt eine Übersicht über Studien, die sich mit dem Prothesensystem nach Zweymüller beschäftigt haben. Die angegebenen Revisionsraten wurden unabhängig von der Indikationsstellung für den Wechsel der künstlichen Hüftgelenke errechnet. Die hohe Rate in der Arbeit von KNAHR (14,6%) lässt sich auf einen erhöhten Anteil von Inlay-Wechseln (11 von 15 reoperierten Prothesen) zurückführen. Die anderen Raten für Revisionen (zwischen 2,1% -

7,5%) sind mit der Rate der vorliegenden Studie (5,0%) vergleichbar. Direkte Vergleiche lassen sich vor allem mit den Arbeiten von VERVEST [60], GARCIA-CIMBRELO [19] und GRÜBL [21] anstellen, die vergleichbare Nachuntersuchungszeiträume haben. Hier liegt die Revisionsrate zwischen 2,4% – 5,8%

Die Daten des Schwedischen Hüftarthroplastik-Registers wurden 2002 von MALCHAU und HERBERTS ausgewertet. In der Zeit von 1979-2000 wurden hier 86.207 operierte Hüftgelenke registriert. Im Rahmen der Auswertung wurde für 2.744 zementfrei implantierte Hüftimplantate eine 10-Jahres-Überlebensrate von 87,7% (85,3%-90,3%) und für 1.772 künstliche Hüftgelenke eine 17-Jahres-Überlebensrate von 56,9% (52,4%-61,8%) ermittelt. Für das Zweymüller-System konnte an 71 Hüften eine 7-Jahres-Überlebensrate von 95,0% (89,6%-100%) verzeichnet werden [36]. Die Ergebnisse dieser Studie lagen über einen Zeitraum von 12,9 Jahren bei 92,5% (84,7%-100%) und 10 Jahren bei 96,0% (92,1%-99,9%), was mit dem Ergebnis von MALCHAU für Zweymüller-Prothesen vergleichbar ist, mit dem von zementfreien Endoprothesen im Allgemeinen betrachtet jedoch deutlich besser ausfiel.

Bei Autoren neuerer Studien von zementfreien Prothesensystemen wurde eine vergleichbare Überlebensrate festgestellt. So lag sie bei VERVEST nach 11 Jahren bei 96,0%, bei GARCIA-CIMBRELO nach 12 Jahren bei 94,1% (91,9%-96,3%) und bei GRÜBL nach 10 Jahren bei 92,0% (88,0%-97,0%).

Mit einer 12,9-Jahres-Überlebensrate für den Schaft von 98,0% ( $\pm 2,7\%$ ) und für die Pfanne von 94,3% ( $\pm 7,4\%$ ) zeigt das untersuchte zementfreie Zweymüller-Prothesensystem gute Langzeitergebnisse.



## 4.2 Klinischer Befund

Um den klinischen Befund bei endoprothetisch versorgten Patienten quantifizieren zu können, wurden in der Vergangenheit fortwährend Versuche unternommen Schemata zu entwickeln, damit die Ergebnisse der Untersuchungen verglichen werden können [9]. In dieser Studie wurde hierzu der Hüft-Score nach HARRIS angewendet [24].

Der durchschnittliche Wert des Harris-Hip Score bei der vorliegenden Arbeit betrug im Mittel 92,5 Punkte (44,7 – 100,0, Standardabw. 13,3). 86,7% der Patienten erreichten ein sehr gutes bis gutes Ergebnis, während der klinische Befund bei jeweils 6,6% der Patienten als zufriedenstellend und unbefriedigend beurteilt wurde. Vergleicht man dieses Ergebnis mit denen anderer Veröffentlichungen unabhängig vom Prothesensystem, findet man ähnliche Ergebnisse. Sie bewegen sich zwischen 92 - 94 Punkten im Harris-Hip Score als sehr gutes Ergebnis [12,39,59], bzw. zwischen 81 - 89 Punkten als gutes Ergebnis [1,6,21,31,32,48,49,50,52,58].

GRÜBL et al. [21] untersuchten 123 Patienten 12,1 Jahre nach der Implantation eines Zweymüller-Prothesensystems. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation lag mit 61 Jahren knapp über dem dieser Studie mit 57 Jahren. Der erreichte Harris Gesamtpunktwert lag durchschnittlich bei 85,4 Punkten (46,0-100,0). Im Bereich Schmerz hatten 86% der Patienten keine Schmerzen (diese Studie: 80%), kein Patient hatte leichte Schmerzen (diese Studie: 10,4%), 9% geringe Schmerzen (diese Studie: 4,2%) 3% erträgliche Schmerzen (diese Studie: 2,1%) und 2% starke Schmerzen (diese Studie: 3,1%). Diese Werte sind mit unseren Ergebnissen vergleichbar.

PERKA et al. berichteten über 139 Hüftendoprothesen 9,3 Jahre postoperativ. Die Patienten erreichten im Mittel 84,1 Punkte (29,0 - 100,0) im Harris-Hip Score. Das mittlere Patientenalter bei der Operation betrug 52,6 Jahre [48].

In der Arbeit von KNAHR et al. [32] betrug das Durchschnittsergebnis des Harris-Hip Scores für 103 Patienten 89,2 Punkte (32,0 - 100) bei einem Nachuntersuchungszeitraum von 14,4 Jahren (10,2 - 17,1).

PIERINGER et al. [49] fanden bei 75 Patienten einen mittleren Harris-Hip Score Ergebnis von 85,4 Punkten.

Der Vergleich zeigt, dass die klinischen Ergebnisse der vorliegenden Studie mit denen der in der Literatur dargestellten Ergebnissen mit ähnlicher Follow-Up-Dauer sowie Patientenaltersverteilung vergleichbar sind. Mit einem durchschnittlichen Gesamtpunktwert von 92,5 Punkten (44,7 – 100,0, Standardabw. 13,3) erreichten die in dieser Arbeit nachuntersuchten Patienten sogar ein sehr gutes Ergebnis.

### **4.3 Radiologische Untersuchung**

Nach der Implantation des künstlichen Hüftgelenkersatzes reagiert der periprothetische Knochen aufgrund veränderter biomechanischer Bedingungen. Diese Knochenveränderungen spiegeln sich als radiologische Phänomene (Lyse- und Sklerosesaum, Resorption, kortikale und spongiöse Verdichtung) wider. Infolge einer vermehrten Kräfteinwirkung kommt es zu einer Knochenmassezunahme während es bei Entlastung zu einer Verminderung der Knochenmasse und somit zur Resorption und Atrophie kommt (Wolffsches Gesetz, 1892).

#### **4.3.1 Prothesenschaft**

Unterschiede im Auftreten und der Lokalisation von radiologischen Phänomenen sind Folge des Prothesendesigns und der Prothesenposition [56]. In dieser Arbeit wurden 8 (8,3%) Prothesenschäfte in Varus- und keine in Valgusfehlstellung ermittelt. Andere Autoren fanden Werte von 20% bzw. 38% der Fälle für Varus- und 2% bzw. 3% der Fälle für Valgusfehlstellungen heraus [19,44,63].

Die Migration des Schaftes um mehr als 4 mm wurde in der vorliegenden Studie in 2% der Fälle (2 Hüften) beobachtet. In der Literatur finden sich verschiedene Angaben bezüglich des Migrationsverhaltens des Zweymüller-Schaftes. GARCIA-CIMBRELO et al. [19] fanden in ihrer Untersuchung in 11,5% der Fälle ein Einsinken des Schaftes vor, jedoch waren alle Schäfte stabil verankert. Hingegen konnten DOHLE et al. [15] in ihrer Arbeit keine Migration feststellen. Das Migrationsverhalten der Schäfte zeigte in der vorliegenden Studie keinen Einfluss auf den klinischen Befund der Patienten und korrelierte auch nicht mit der Standzeit der Prothese. Keiner der beiden Schäfte wurde als gelockert eingestuft.

Lysesäume traten am Zweymüller-Schaft hauptsächlich in den proximal gelegenen GRUEN-Zonen 1 (32 Hüften – 33,3%) und 7 (22 Hüften – 22,9%) bzw. 8 (20 Hüften – 20,8%) und 14 (10 Hüften – 10,4%) auf. DOHLE et al. [15] fanden in 30% der Fälle in der Zone 1 und in 20% der Fälle in Zone 7 periprothetische Säume. Auch andere Autoren berichten über ein gehäuftes Vorkommen von Lysesäumen im proximalen Schaftanteil [21,19,48,50,64]. Zurückzuführen ist

dieses Phänomen auf das distale Verankerungsprinzip des Prothesenschaftes [5]. In den mittleren Zonen traten Lysesäume deutlich seltener und in schwächerer Ausprägung auf, in den distalen Zonen waren sie nicht nachzuweisen.

Sklerosierungen und Verdickungen des Periostes im Sinne von Hypertrophie des Knochens sind ein Zeichen von vermehrter Kraffteinleitung und wurden als adaptive Reaktionen interpretiert [58]. Sklerosierungen des Femur traten beim Zweymüller-Schaft häufig in den mittleren und distal gelegenen GRUEN-Zonen auf. Diese Lokalisation ist typisch für dia-metaphysär-verankerte Schäfte und ist vergleichbar mit den Ergebnissen anderer Autoren [58,68,64]. Auch die Verdickungen des Periostes wurden hauptsächlich in den mittleren und distalen Zonen gefunden. In der Studie von GRÜBL et al. [21] traten sie wie in dieser Arbeit vor allem in den distalen Zonen auf. Auch andere Berichte über den Zweymüller-Schaft bestätigen die distale Kraffteinleitung des Prothesenschaftes, die eine distale Kortikalishypertrophie langfristig induziert [15,21,48,68,64].

Die in dieser Studie vorgefundenen Knochenneubildungen an der Schaftspitze (Zone 4) in 2,1% der Fälle wurden in anderen Studien häufiger registriert. GRÜBL et al. [21] fanden sie in 26% der Fälle und ZENZ et al. [64] in 50% der Fälle. Alle Autoren deuteten diese Knochenneubildung als knöchernen Integrationsprozess und nicht als Lockerungszeichen [21,64,68].

Das Vorkommen von Knochenresorptionen im Sinne von osteolytischen Vorgängen mit typischer blasenartiger Struktur wurden vor allem in den proximalen femoralen Zonen registriert und entspricht der Verteilung der Lysesäume mit den höchsten Resorptionsraten in den Zonen 1 (9,4%), 7 (5,2%), 8 (10,4%) und 14 (5,2%). GARCIA-CIMBRELO et al. [19] fand ebenfalls Resorptionen des Knochens im proximalen Anteil (Zone 1 – 14,4% / Zone 7 – 9,6%) während GRÜBL et al. [21] sowie DOHLE et al. [15] keine Resorptionen registrierten.

Der Vergleich mit in der Literatur veröffentlichten Untersuchungsergebnissen zum Zweymüller-Schaft zeigt allgemein vergleichbare radiologische Ergebnisse, was das Vorkommen und die Häufigkeit radiologischer Phänomene betrifft. So

lassen sich Lysesäume und Knochenresorptionen überwiegend im proximalen Femur feststellen, während Sklerosierungen und Periostverdickungen mehr im mittleren und distalen Drittel des Schaftes auftreten.

### **4.3.2 Prothesenpfanne**

Die Auswertung der Pfannenmigration ergab in 3 Fällen (3,2%) eine Änderung des Inklinationswinkels von mehr als 5° und in 7 Fällen (7,6%) eine Positionsänderung der Pfanne um 5 mm oder mehr. Autoren anderer Studien mit einer Standzeit der acetabulären Komponente zwischen 8 und 9 Jahren berichten über Pfannenmigrationsraten von 0,5% – 9,6% [13,15,48]. Wie in dieser Studie wurden diese Pfannen aufgrund subjektiver Schmerzfreiheit der Patienten nicht gewechselt. Die Migration der Pfanne beeinflusste in dieser Studie nicht den klinischen Befund der betroffenen Patienten. Die Anzahl von revidierten Pfannen lag bei anderen Studien [13,15,17,19,48] bei durchschnittlich 1,6% (0,01% - 4,0%), womit die Rate in dieser Untersuchung zwar höher lag (2,9%), sich aber im Mittelfeld der Breite bewegt. Der Vergleich mit anderen Schraubpfannensystemen zeigt, dass mit der Zweymüller-Schraubpfanne ein gutes Ergebnis zu erzielen ist [2].

Bei der Auswertung der Röntgenbilder zeigte die Pfanne eine gute Osteointegration. Lysesaubildungen wurden nur in 2,2% der Fälle gefunden (ausschließlich in Zone III), Sklerosierungen des Pfannenlagers in 6,4% der Fälle (Zonen I und II) und Resorptionen des umgebenen Knochens nur in einem Fall (1,1%) in Zone III. Der Vergleich mit anderen Literaturangaben zeigt für das Auftreten von diesen radiologischen Phänomenen unterschiedliche Beobachtungen. So fanden GARCIA-CIMBRELO et al. [19] deutlich häufigere Vorkommen von allen drei Untersuchungskriterien, während DOHLE et al. [15] ähnliche Raten vorfanden wie in dieser Studie. Trotz dieser unterschiedlichen Ergebnisse beurteilten die Autoren die Pfannen gleichermaßen als stabil im Knochen integriert mit vergleichbar guten Langzeitergebnissen.

### 4.3.3 Heterotope periartikuläre Ossifikation

Heterotope periartikuläre Ossifikationen sind außerhalb des Knochens im Weichteilgewebe auftretende Verknöcherungen, die sich histologisch nicht von orthotopem Knochen unterscheiden. Sie stellen die häufigste Komplikation der Hüftendoprothetik dar [34], unabhängig vom Prothesensystem. Es werden zwei Entstehungsmechanismen diskutiert [53]:

- Eine intraoperativ verstreute Knochenmarkszelle differenziert zum Osteoblasten und bildet Knochen.
- Eine Knochenvorläuferzelle, die im Bindegewebe lokalisiert ist, wird durch Umgebungsreize zur Proliferation und Differenzierung angeregt.

Die heterotope Ossifikation entsteht meist sofort nach dem Trauma, ist aber erst nach vier bis acht Wochen im Röntgenbild nachweisbar und nach drei bis sechs Monaten dort in ihrem gesamten Umfang beurteilbar [33].

Nach der Ausreifung von heterotopen Ossifikationen bleibt nur noch die operative Entfernung als therapeutisches Mittel zur Verfügung. Deshalb ist es wichtig, die Entstehung präventiv zu verhindern. Als Standardverfahren zur Prophylaxe gelten heute nichtsteroidale Antiphlogistika oder Radiatio [53].

Keiner der Patienten in der vorliegenden Studie erhielt eine Ossifikationsprophylaxe. 59,1% der operierten Hüftgelenke (57 Hüften) zeigten periartikuläre Ossifikationen von Grad 1 bis Grad 3 nach BROOKER et al. [8]. Die durchschnittliche Rate für postoperativ bestrahlte Hüften liegt nach Kölbl et al. bei 19,7% und für medikamentös behandelte Hüften bei 21,9% [33]. Dies zeigt eine deutliche Verbesserung der Ossifikationsrate durch den Einsatz von Strahlung oder Medikamenten.

Heterotope periartikuläre Ossifikationen können Schmerzen und mit zunehmendem Ossifikationsgrad Bewegungseinschränkungen verursachen und somit den Patienten in seinem Befinden beeinträchtigen [53]. In dieser Studie konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Ossifikationsgrad und dem Ergebnis des klinischen Befundes nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ).

Andere Autoren stellten jedoch eine signifikante Verschlechterung des Harris-Hip Score ab Grad 2 der heterotopen Ossifikation nach BROOKER fest [15].

## **5 Schlussfolgerungen**

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden 85 Patienten mit 101 operierten Hüftgelenken durchschnittlich 12,0 Jahre postoperativ untersucht. Ziel der Untersuchung war die Beurteilung des langfristigen Erfolges der Patientenversorgung mit dem Zweymüller-Hüftprothesensystem. Hierzu wurden Revisions- und Überlebensraten ermittelt, der klinische Befund erhoben sowie Röntgenbilder auf Osteointegration der Implantate als auch Umbauvorgänge des periprothetischen Knochens beurteilt.

Die Überlebensrate für den Zweymüller-Schaft und die Zweymüller-Schraubpfanne zeigte im Vergleich zu mittel- und langfristigen Studien anderer Implantate ein vergleichbares Resultat. Hierbei wies der Schaft mit einer Überlebensrate nach 12,9 Jahren von 98,0% ( $\pm 2,7\%$ ) eine etwas bessere Prognose auf als die Pfanne mit einer Überlebensrate von 94,3% ( $\pm 7,4\%$ ). Es wurden nur 5 Revisionen bei 3 Pfannen, einem Schaft und einer periprothetischen Fraktur vorgenommen, was eine aseptische Lockerungsrate von 4,0% bedeutet. Damit erzielten beide Komponenten ein sehr gutes Langzeitergebnis.

Der klinische Befund, der mit Hilfe des Harris-Hip Score erfasst wurde, war im Vergleich mit den Ergebnissen anderer Langzeitstudien als sehr gut einzustufen. 90,6% der Endoprothesen verursachten keine oder nur geringe Schmerzen in der betroffenen Hüfte, die im alltäglichen Leben keine Behinderung für die Patienten darstellten. Auch die Mittelwerte der Bewegungsausmaße der künstlichen Gelenke waren zufriedenstellend. Zwischen der erreichten Gesamtpunktzahl im Harris-Hip Score und der Dauer des Follow-Up wurde eine geringe Korrelation für unter 70-jährige Patienten und eine mittlere Korrelation für über 70-jährige Patienten ermittelt. Dies bedeutet, dass Patienten, die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung jünger als 70 Jahre waren, im Schnitt ein besseres klinisches Ergebnis bei gleicher Follow-Up-Dauer erreichten als die Patienten, die älter als 70 Jahre waren. Dies entspricht dem normalen Gesundheitsbild. Patienten weisen mit zunehmendem Alter einen schlechteren klinischen Befund auf, was nicht auf die endoprothetische Versorgung zurückzuführen ist.



Ein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen dem BMI zum Zeitpunkt der Operation und dem Ergebnis des klinischen Befundes: übergewichtige Patienten erzielten einen schlechteren klinischen Score.

Das Patientenalter zum Zeitpunkt der Operation hatte keinen Einfluss auf den klinischen Befund bei der Nachuntersuchung.

Von den 101 operierten Hüftgelenken befanden sich noch 96 Endoprothesen zum Zeitpunkt der Untersuchung in situ. Von diesen 96 Endoprothesen lag ein kompletter radiologischer Verlauf zur Auswertung vor. Die Untersuchung der Röntgenbilder ergab eine geringe Migrationstendenz des Schaftes (2%). Trotz Einsinkens zeigte kein Schaft Lockerungszeichen oder eine negative Beeinflussung auf den klinischen Befund. Die Analyse der Osteointegration des Schaftes zeigte ein verstärktes Auftreten von Lysesaubildungen und Knochenresorptionen im proximalen periprothetischen Knochenlager. Die Zeichen von Sklerosierung und Periostverdickung wurden vermehrt im distalen Femur registriert. Ursache der Verteilung dieser Knochenumbauvorgänge war eine distale biomechanische Krafteinleitung der unter der Belastung des endoprothetisch versorgten Femur auftretenden Druck- und Zugkräfte. Studien anderer Autoren über den Zweymüller-Schaft zeigten hier ein ähnliches Verteilungsmuster.

Von den 96 Hüftgelenken waren 93 mit einer Zweymüller-Schraubpfanne versorgt. Die Pfanne zeigte in dieser Studie eine gute Osteointegration. Keine Pfanne wies eine Lockerung auf. 7 Pfannen waren um mehr als 5 mm migriert, jedoch noch stabil im Knochen verankert. Das Migrationsverhalten ist mit dem in der Literatur beschriebenen Werten vergleichbar und beeinflusste nicht das klinische Bild der Patienten.

Die in der Literatur beschriebenen Ossifikationsraten entsprechen den in dieser Untersuchung ermittelten Ossifikationsraten.

Die Ausbildung von heterotopen periartikulären Ossifikationen war in dieser Studie recht häufig, da die untersuchten Patienten keine Ossifikationsprophylaxe erhalten hatten. Der Vergleich mit in der Literatur beschriebenen Ossifikationsraten bei Patienten, welche prophylaktische Maßnahmen erhielten, zeigt

eine deutliche Reduzierung dieser unerwünschten periartikulären Knochenneubildungen. Trotz schlechterer Werte konnte in dieser Studie nicht nachgewiesen werden, dass sich hierdurch der klinische Befund der Patienten signifikant verschlechterte.

Das Ergebnis dieser Studie über das Zweymüller Hüftprothesensystem zeigt sehr gute Langzeitergebnisse. 12,0 Jahre postoperativ hatten die Patienten im Durchschnitt ein sehr gutes subjektives Befinden. Die radiologische Auswertung der Röntgenbilder zeigte eine gute Osteointegration der endoprothetischen Komponenten.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Aldinger PR, Breusch SJ, Lukoschek M, Mau H, Ewerbeck V, Thomsen M (2003) A ten- to 15-year follow-up of the cementless Spotorno stem. *J Bone Joint Surg Br* 85: 209-214
2. Aldinger PR, Thomsen M, Lukoschek M, Mau H, Ewerbeck V Breusch SJ (2003) Long-term fate of uncemented, threaded acetabular components with smooth surface treatment: minimum 10-year follow-up of two different designs. *Arch Orthop Trauma Surg* 124: 469-475
3. Amstutz HC (1970) Complications of hip replacement. *Clin Orthop* 72: 123-137
4. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W (1979) The transgluteale approach to the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 95:47-49
5. Böhm G, Lintner F, Brand G, Obenaus C, Kliemann S (1990) Morphometrische Befunde an einzelnen Titanschäften. In: Zweymüller (Hrsg) 10 Jahre Zweymüller Hüftendoprothese, Hans Huber, Bern, S. 61-65
6. Bourne RB, Rorabeck CH, Patterson JJ, Guerin J (2001) Tapered titanium cementless total hip replacements: a 10- to 13-year follow up study. *Clin Orthop Relat Res* 393: 112-120
7. Breusch SJ, Aldinger PR, Thomsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M (2000) Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik – Teil I: Der Prothesenstiel. *Unfallchirurg* 103: 918-931
8. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH Jr (1973) Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am* 55: 1629-1632
9. Bryant MJ, Kernohan WG, Nixon JR, Mollan RA (1993) A statistical analysis of hip scores. *J Bone Joint Surg Br* 75: 705-709
10. Buchholz HW (1975) Joint surgery in advanced age. *Verh Dtsch Ges Pathol* 59: 258-259

11. Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH (1991) Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br* 73: 33-37
12. Capello W, D'Antonio JA, Jaffe WL, Geesink RG, Manley MT, Feinberg JR (2006) Hydroxyapatite-coated femoral components: 15-year minimum follow up. *Clin Orthop Relat Res* 453: 75-80
13. Delaunay C, Kapandji AI (2001) Survival analysis of cementless grit-blasted titanium total hip arthroplasties, *J Bone Joint Surg Br* 83: 408-413
14. DeLee JG, Charnley J: (1976) Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop* 121: 20-32
15. Dohle J, Becker W, Braun M (2001) Radiologische Analyse der ossären Integration nach Implantation der Alloclassic-Zweymüller-Hüft-TEP. *Z Orthop* 139: 517-524
16. Effenberger H, Imhof M, Witzel U (2001) Gewindedesign von Schraubpfannen. *Z Orthop* 139: 428-434
17. Effenberger H, Ramsauer T, Dorn U, Imhof M (2004) Factors influencing the revision rate Zweymüller acetabular cup. *International Orthopaedics* 28: 155-158
18. Engh CA, Glassman AH, Griffin WL, Mayer JG (1988) Results of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 235: 91-110
19. Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega-Andreu M (2003) Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymüller Alloclassic system: a ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 85: 296-303
20. Gluck T (1890) Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. *Klin Wschr* 27: 732-752
21. Gröbl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolf F (2002) Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup: a minimum ten-year-follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 84: 425-431
22. Gröbl A, Csepan R, Delaunay C, Gördes W, Kaider A, Parzer R, Zenz P, Gottsauner-Wolf F (2003) Six to ten year results of use of the Alloclassic hip prosthesis – a multicentre survival analysis. *Z Orthop* 141: 303-308

23. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC (1979) "Modes of failure" of cemented stemtype femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 141: 17-27
24. Harris WH (1969) Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. J Bone Joint Surg Am 51: 737-755
25. Havelin LI, Engsaeter LB, Espehaug B, Furnes O, Lie SA, Vollset SE (2000) The Norwegian Arthroplasty Register – 11 years and 73,000 arthroplasties. Acta Orthop Scand 71: 337-353
26. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Savory CG, Xenos JS (1993) The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study. J Bone Joint Surg Am 75: 77-91
27. Ilchman T, Freeman MA, Mjoberg B (1992) Accuracy of the Nunn method in measuring acetabular cup migration. Ups J Med Sci 97(1): 67-68
28. Judet J, Judet R (1950) The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br 32: 166-173
29. Kaplan EL, Meier P (1958) Nonparametric-Estimation from Incomplete Observations. Journal of the American Statistical Association 53: 457-481
30. Katzer A, Löhner JF (2003) Frühlockerung von Hüftgelenksprothesen. Dtsch Arztebl 100: A 784-790 [Heft 12]
31. Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH (2001) The porous coated anatomic total hip replacement. J Bone Joint Surg Am 83:1333-1338
32. Knahr K, Pospischill M (2005) Cementless total hip arthroplasty using a threaded cup and a rectangular tapered stem. J Bone Joint Surg Br 87: 1211-1215
33. Kölbl O, Barthel T, Krödel A, Seegenschmiedt MH (2003) Prävention von heterotopen Ossifikationen nach Totalendoprothese des Hüftgelenks. Dtsch Arztebl 100 [Heft 45]: A 2944-2954

34. Linclau L, Dokter G, Debois JM, Gutwirth P (1994) Radiation therapy to prevent heterotopic ossification in cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 60(2): 220-224
35. Lucht U (2000) The Danish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 71 (5): 433-439
36. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G Söderman P (2002) The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 84-A Suppl. 2: 2-20
37. Malchau H, Karrholm J, Wang YX, Herberts P (1995) Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. Digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients. *Acta Orthop Scand* 66: 418-424
38. Mc Kee GK, Watson-Farrar J (1966) Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 48 245-259
39. McLaughlin JR, Lee KR (2000) Total hip arthroplasty in young patients. *Clin Orthop Relat Res* 373: 153-163
40. Mittelmeier H (1979) Keramik-Tragrippenprothese ohne Zement. *Langenbecks Arch Chir* 349: 315-319
41. Mittelmeier H (1989) Hüftgelenkersatz mit Endoprothesen. *Münch Med Wochenschr* 6: 81-85
42. Moore AT, Bohlman HR (1943) Metal hip joint – A case report. *J Bone Joint Am* 25: 688-692
43. Morscher E, Mathys R (1975) Erste Erfahrungen mit einer zementlosen isoe-lastischen Totalprothese der Hüfte. *Z Orthop* 113: 745
44. Munzinger U, Boldt J (2004) Long-Term Results of cementless Zweymüller stems in THA 13 to 18 year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 86:353
45. Murray DW, Carr AJ, Bulstrode C (1993) Survival analysis of joint replacements. *J Bone Joint Surg Br* 75: 697-704
46. Nunn D, Freeman MAR, Hill PF, Evans SJW (1989) The measurement of migration of the acetabular component of hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 71: 629-631
47. Payr E (1934) *Gelenkstreifen und Gelenkplastiken*, Springer Verlag, Berlin

48. Perka C, Fischer U, Taylor WR, Matziolis G (2004) Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am* 86: 312-319
49. Pieringer H, Auersperg V, Griebler W, Böhler N (2003) Long-term results with the cementless Alloclassic brand hip arthroplasty system. *J Arth* 18: 321-328
50. Pieringer H, Auersperg V, Labek G, Böhler N (2004) Radiologisches Erscheinungsbild des zementfreien Alloclassic SL Schaftes bei sehr alten Patienten mit primärer Coxarthrose. *Z Orthop* 142: 322-327
51. Puolakka TJ, Pajamaki KJ, Halonen PJ, Pulkkinen PO, Paavolainen P, Nevalainen JK (2001) The Finnish Arthroplasty Register: report of the hip register. *Acta Orthop Scand* 72: 433-441
52. Schramm M, Keck F, Hohmann D, Pitto RP (2000) Total hip arthroplasty using an uncemented femoral component with taper design: outcome at 10-year follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 120: 407-412
53. Sell S, Schleh T, Handel M, Schneiderbauer J, Becker G, Bamberg M (2000) Heterotope Ossifikationen nach künstlichem Hüftgelenkersatz. *Operat Orthop Traumatol* 12: 328-340
54. Smith-Petersen MN (1948) Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br.* 30: 59-73
55. Soderman P (2001) Is the Harris hip score system useful to study outcome of total hip replacement. *Clin Orthop* 384: 189-197
56. Sumner DR, Turner TM, Urban RM (1992) Experimental studies of bone remodeling in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 276: 83-90
57. Thompson FR (1966) An essay on the development of arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 44: 73-82
58. Traulsen FC, Hassenpflug J, Hahne HJ (2001) Langzeitergebnisse zementfreier Hüftvollprothesen (Zweymüller). *Z Orthop* 139: 206-211
59. Vervest TM, Anderson PG (2005) The Zweymüller cementless total hip prosthesis in patients aged 50 years and younger. *Hip International* 15 (1): 1-11

60. Vervest TM, Anderson PG, Van Hout F, Wapstra FH, Louwse RT, Koetsier JW (2005) Ten to twelve-year results with the Zweymüller cementless total hip prosthesis. *J Arthroplasty* 20(3): 362-368
61. Weissinger M, Helmich C (2001) Langfristige Resultate mit dem zementfreien Alloclassic-Schaft nach Zweymüller. *Z Orthop* 139: 200-205
62. Wessinghage D (1995) Thermistocles Gluck: Von der Organextirpation zum Gelenkersatz. *Dtsch Arztebl* 33: C-1443 – C-1447
63. Wixson RL, Stulberg SD, Mehlhoff M (1991) Total hip replacement with cemented, uncemented and hybrid prostheses. *J Bone Joint Surg* 73: 257-270
64. Zenz P, Pospisil C, Fertschak W, Schwägerl W (1995) 10 Jahre zementfreie Implantation von Hüfttotalendoprothesen unter Verwendung des Zweymüller-Schaftes. *Z Orthop* 133: 558-561
65. Zweymüller K, Deckner A, Lintner F, Semlitsch M (1988) Die Weiterentwicklung des zementfreien Systems durch das SL-Schaftprogramm. *Med Orthop Tech* 108:10-15
66. Zweymüller K, Deckner A, Steindl M (1996) Der SL-Plus- und SLR-Plus-Schaft – Konzept und erste Ergebnisse. In: Zweymüller (Hrsg) 15 Jahre Zweymüller-Hüftendoprothese, Hans Huber, Bern, S.145-174
67. Zweymüller K, Lintner F, Semlitsch M (1988) Biological fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 235:195-206
68. Zweymüller K, Samek V (1990) Radiologische Grundphänomene des Titanium-Geradschaftes. In: Zweymüller (Hrsg) 10 Jahre Zweymüller Hüftendoprothese, Hans Huber, Bern, S. 23-24



## 7 Anhang

### 7.1 Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann möchte ich für die freundlich Überlassung des Themas danken.

Insbesondere bedanke ich mich bei Herrn Oberarzt Priv.-Doz. Dr. med. C. Götz für die Ermöglichung dieser Arbeit. Meinen herzlichen Dank für die Betreuung und Unterstützung.

Dem gesamten Team der Orthopädischen Gemeinschaftspraxis Dr. Skuginna, Dr. Ohlmeier und Dr. Pape in Beckum danke ich vielmals für die Bereitstellung der Untersuchungsräume sowie für die Unterstützung bei der klinischen und der radiologischen Untersuchung. Besonderer Dank gilt hier Frau C. Spurzen für die Unterstützung organisatorischer Angelegenheiten.

Frau Dr. med. dent. R. Çolak-Ekici danke ich für Tipps und Hinweise, die die technische Umsetzung dieser Arbeit betrafen.

Ferner möchte ich mich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse bei Frau Dr. rer. medic. N. Osada vom Institut für medizinische Informatik und Biomathematik bedanken.

Schließlich möchte ich meiner Familie von Herzen danken. Meinen Eltern, die mich immer unterstützt haben und ohne die mein Studium nicht möglich gewesen wäre. Meiner Schwester Karin danke ich besonders für das Korrekturlesen, die Korrektur des Satzbaus und für ihr allzeit offenes Ohr.

## 7.2 Klinischer Hüftscore nach Harris

### I. Schmerz (max. 44 Punkte)

- |  |           |
|--|-----------|
| A. Kein  | 44 Punkte |
| B. Leicht, gelegentlich  | 40 Punkte |
| C. Gering, ohne Einfluss auf übliche Belastung,<br>gelegentlich Analgetikum      | 30 Punkte |
| D. Erträglich, Begrenzung der normalen Aktivitäten oder<br>beruflicher Tätigkeit | 20 Punkte |
| E. Stark, schwere Einschränkung normaler Aktivität                               | 10 Punkte |
| F. Ruheschmerz, bettlägerig, starke Behinderung                                  | 0 Punkte  |

### II. Funktion (max. 47 Punkte)

#### A. Gangbild (max. 33 Punkte)

##### 1. Hinken

- |                                |           |
|--------------------------------|-----------|
| a. kein Hinken                 | 11 Punkte |
| b. leichtes Hinken             | 8 Punkte  |
| c. mäßiges Hinken              | 5 Punkte  |
| d. starkes Hinken mit Gehhilfe | 0 Punkte  |

##### 2. Gehhilfen

- |   |           |
|---|-----------|
| a. keine Gehhilfen                      | 11 Punkte |
| b. ein Gehstock nur für lange Strecken  | 7 Punkte  |
| c. ein Gehstock auch für kurze Strecken | 5 Punkte  |
| d. eine Unterarmgehstütze               | 4 Punkte  |
| e. zwei Gehstöcke                       | 3 Punkte  |
| f. zwei Unterarmgehstützen              | 2 Punkte  |
| g. Gehwagen                             | 1 Punkt   |
| i. nicht gehfähig                       | 0 Punkte  |

3. Gehleistung
- |                               |           |
|-------------------------------|-----------|
| a. unbegrenzt                 | 11 Punkte |
| b. ca. 1000 m                 | 8 Punkte  |
| c. ca. 500 m                  | 5 Punkte  |
| d. nur im Haus/in der Wohnung | 2 Punkte  |
| e. nicht gehfähig             | 0 Punkte  |
- B. Aktivitäten (max. 14 Punkte)
1. Treppensteigen
- |                                  |          |
|----------------------------------|----------|
| a. problemlos möglich            | 4 Punkte |
| b. Festhalten am Treppengeländer | 2 Punkte |
| c. mit Nachziehen des Beines     | 1 Punkt  |
| d. nicht möglich                 | 0 Punkte |
2. Öffentliche Verkehrsmittel
- |                            |          |
|----------------------------|----------|
| a. Benutzung möglich       | 1 Punkt  |
| b. Benutzung nicht möglich | 0 Punkte |
3. Sitzfähigkeit
- |                                   |          |
|-----------------------------------|----------|
| a. jeder Stuhl für eine Stunde    | 5 Punkte |
| b. hoher Stuhl für ½ Stunde       | 3 Punkte |
| c. nicht beschwerdefrei sitzfähig | 0 Punkte |
4. Schuh- und Strumpfanziehen
- |   |          |
|---|----------|
| a. ohne Schwierigkeiten beides möglich    | 4 Punkte |
| b. mit Schwierigkeiten, aber noch möglich | 2 Punkte |
| c. beides nicht möglich                   | 0 Punkte |

### III. Deformität (max. 4 Punkte)

A. Beugekontraktur		
< 30 Grad		1 Punkt
> 30 Grad		0 Punkte
B. Adduktionskontraktur		
< 10 Grad		1 Punkt
> 10 Grad		0 Punkte
C. Innenrotationskontraktur in Extension		
< 10 Grad		1 Punkt
> 10 Grad		0 Punkte
D. Beinlängendifferenz		
< 3 cm		1 Punkt
> 3 cm		0 Punkte

### IV. Bewegungsumfang (max. 5 Punkte)

A. Flexion		
0 – 45 Grad × 1,0		max. 45 Punkte
45 – 90 Grad × 0,6		max. 27 Punkte
90 – 110 Grad × 0,3		max. 6 Punkte
110 – 130 Grad × 0,0		max. 0 Punkte
B. Abduktion		
0 – 15 Grad × 0,8		max. 12 Punkte
15 – 20 Grad × 0,3		max. 1,5 Punkte
20 – 45 Grad × 0,0		max. 0 Punkte

C. Adduktion

0 – 15 Grad × 0,2

max. 3 Punkte

> 15 Grad × 0,0

max. 0 Punkte

D. Außenrotation

0 – 15 Grad × 0,4

max. 6 Punkte

> 15 Grad × 0,0

max. 0 Punkte

E. Innenrotation

Keine Vorgabe × 0,0

max. 0 Punkte

F. Extension

Keine Vorgabe × 0,0

max. 0 Punkte

Errechnete Punktzahl aus Flexion, Abduktion und Außenrotation werden addiert (max. 100,5 Punkte) und dann mit 0,05 multipliziert = Maß der Beweglichkeit (max. 5,025 Punkte).

TRENDELENBURG –Test

Positiv

0 Punkte\*

Negativ

0 Punkte\*

\*Das Ergebnis wird notiert, fließt jedoch nicht in die Beurteilung mit ein.

## 8 Lebenslauf

