

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Klinik für Orthopädie und Traumatologie

im Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

**Retrospektive Nachuntersuchung eines unzementierten
Hüftendoprothesenstiels mit teilstrukturierter Spongiosametalloberfläche**

Maria-Angela Toepfer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur
Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. L. J. Gerdesmeyer

2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 07.07.2010 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 20.10.2010 angenommen.

Inhaltsangabe

	Seite
1. Abkürzungen	4
2. Einleitung	5
2.1 Historischer Überblick	5
2.2 Theorie der zementlosen Endoprothetik	8
3. Fragestellung	12
4. Patienten, Material und Methoden	13
4.1 Patienten	13
4.2 Material	15
4.3 Methoden	18
4.3.1 Operationstechnik	18
4.3.2 Datenevaluation	19
5. Ergebnisse	23
5.1 Patienten	23
5.2 Indikation zur Hüft-TEP-Implantation	24
5.3 Seitenverhältnisse	25
5.4 Body-Mass-Index	26
5.5 Alter der Patienten	28
5.6 VAS postoperativ	29
5.7 Score nach Merle d'Aubigné	31

5.7.1 Funktionelle Einstufung	31
5.7.2 Bewegungsumfang	32
5.7.3 Gesamtpunktzahl	33
5.8 Score nach McNab	35
5.9 Globale Beurteilung des Operationserfolgs durch den Patienten	38
5.10 SF-12 Health Survey	40
5.11 Standzeiten	42
5.12 Prothesenassoziierte Komplikationen	43
5.12.1 Thromboembolische Komplikationen	43
5.12.2 Infektionen	43
5.12.3 Reoperationen	43
5.12.4 Kopf- und Inlaywechsel	44
5.12.5 Nervenläsionen	44
5.12.6 Hüftgelenksluxationen nach Prothesenimplantation	44
5.13 Neu- und Begleiterkrankungen	46
6. Diskussion	47
7. Zusammenfassung	61
8. Literaturverzeichnis	63
9. Appendix	70
9.1 Abbildungsverzeichnis	70
9.2 Tabellenverzeichnis	71
9.3 Fragebogen	72
9.4 Danksagung	79
9.5 Lebenslauf	80

1. Abkürzungen

BMI	Bodymassindex
CoCrMo	Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung
HA	Hydroxylapatit
PMMA	Polymethylmethacrylat
ROM	Range of Movement
SF12 / 36	Short-Form 12 / 36 Health Survey
TiNb	Titan-Niob
Ti6Al4V	Legierung aus Titan, Aluminium und Vanadium
VAS	Visuelle Analog Skala

2. Einleitung

2.1 Historischer Überblick

Der Stellenwert des totalendoprothetischen Hüftgelenkersatzes hat innerhalb der letzten Jahrzehnte kontinuierlich zugenommen. Mittlerweile ist er zahlenmäßig neben dem endoprothetischen Kniegelenkersatz zu einem der bedeutendsten operativen Eingriffe in der orthopädischen Chirurgie geworden. Weltweit werden mehr als 1.000.000 künstliche Hüftgelenke jährlich implantiert, davon rund 135.000 in Deutschland (Gollwitzer et al. 2006).

Die Erfolge der Endoprothetik tragen heutzutage wesentlich zur Verbesserung der Lebensqualität und zu einer Steigerung der Lebenserwartung bei (Grundeis, 2005).

Im deutschsprachigen Raum begann die Entwicklung der Endoprothetik mit Themistocles Gluck (1853-1942), Chefarzt der Chirurgischen Abteilung des Kaiser und Kaiserin-Friedrich-Kinderkrankenhauses in Berlin und Schüler von Professor von Langenbeck. 1890 verpflanzte Gluck ein aus Elfenbein entwickeltes Scharniergelenk bei einem Patienten mit tuberkulösem Kniegelenksinfekt. Gluck entwarf Modelle für alle großen Gelenke des menschlichen Körpers: Schulter-, Ellenbogen, Hüft-, Knie- und Fußgelenke. Insgesamt wandte Gluck die „Invagination von künstlichen Gelenken“, wie er seine Arthroplastiken bezeichnete, wohl in 14 Fällen an.

Für kurze Zeit verbesserte sich der Zustand der von ihm operierten Patienten deutlich, war doch der tuberkulöse Infektionsherd ausgeräumt und die Funktion der Gelenke mittels Endoprothese wiederhergestellt. Allerdings gab es zu Glucks Zeiten weder die Mittel und Wege, eine vorhandene Tuberkulose zu heilen, noch konnte das von ihm verwendete Elfenbein den hohen Belastungen standhalten. Sein Scheitern war aus heutiger Sicht vorprogrammiert.

Auch die Versuche von *Smith-Petersen*, der 1923 eine Schale aus Plexiglas als Interposition bei einem zerstörten Hüftkopf aufsetzte, waren zum Scheitern verurteilt. Ausgesprochen schlechte tribologische Materialeigenschaften und unzureichende Fixationstechniken waren die Ursache des Scheiterns in großem Ausmaß. Seine sogenannte Mould-Plastik war allerdings der Grundstein für die Entwicklung der Hüftkappendoprothese, welche Dank der Einführung von Vitallium 1937 in die Orthopädie beachtliche Resultate zeigte. Bei Vitallium handelte es sich um eine sowohl mechanisch wie auch chemisch stabile Legierung aus Kobalt, Chrom, Nickel und Molybdän, die kaum zu Fremdkörperreaktionen führte.

Die Brüder *Jean* und *Robert Judet* waren 1947 die Ersten, die einen künstlichen Hüftkopf aus Plexiglas implantierten, welcher mit einem Stiel im Femurhals implantiert wurde. Wiederum versagten die Prothesen in großer Stückzahl, was abermals auf die inadäquaten Materialien, deren unzureichende Fixation, sowie schlechte tribologische Eigenschaften zurückzuführen war. Die mit den großen Osteolysen einhergehenden Lockerungen werden heute als Abriebpartikel induzierte Abriebkrankheit oder „Wear disease“ bezeichnet (Harris, 1994; Willert, 1977).

1950 entwickelte der Amerikaner *A. R. Moore* eine Prothese, die das Modell der Judet-Brüder ablöste. Seine Hüftkopfprothese aus Vitallium sollte Femurkopf und Schenkelhals ersetzen und der Prothesenstiel sollte eine dauerhafte femorale Verankerung garantieren. Sehr gute funktionelle Frühergebnisse, aber hohe mittelfristige Lockerungsraten zeichneten diese Prothese aus. Stiellockerung als Folge von Umbauvorgängen des Knochens und der Abbau der Gelenkpfanne mit Verdünnung des Pfannenbodens bis hin zur Protrusion des Prothesenkopfes ins kleine Becken waren typische Komplikationen dieser Prothesen.

Der Durchbruch gelang dem Engländer Sir *John Charnley*, der 1960 das bisher nur in der Zahnmedizin angewandte Polymethylmetacrylat (PMMA) in die Orthopädie einführte und damit einen bis heute verwendeten Knochenzement fand. Mit dieser Zementfixation war das Problem der hohen Frühlockerungsraten gelöst. Außerdem ergänzte er den Femurkopfersatz um eine acetabuläre Komponente, eine zementiert verankerte Teflon- und später eine Polyethylenpfanne. Dies tat er unter der Annahme, dass die natürliche Pfanne den Belastungen eines metallenen Hüftkopfes nicht standhalten kann (Charnley, 1960). Doch statt ebenfalls Metall als Material für die Pfanne zu verwenden, entschied er sich für ein Kunststoffimplantat und entwickelte so das Konzept der Low-friction Arthroplasty: die Kombination aus Kunststoffpfanne und kleinem Metallkopf mit geringeren Winkelgeschwindigkeiten waren die derzeit ideale Gleitpaarung mit den besten tribologischen Eigenschaften (Grundeis, 2006).

Seit der Zeit Charnley's wurden immer wieder neue Fixationstechniken und Methoden zur Einbringung des Knochenzements gefunden (Breusch et al. 2006). Außerdem wurde das Design der Prothesen vielfach verändert, um möglichst genau die Anatomie und die physiologischen Zustände des Hüftgelenks zu rekonstruieren (Henßge et al. 1985).

Revolutionierte der Knochenzement anfangs die Ergebnisse in der Endoprothetik, traten doch schon bald konsekutive Probleme auf. Durch Mikrobewegungen zwischen Knochen und dem Polymethylmetacrylat (PMMA) und durch den Abrieb zwischen den Gelenkpartnern entstanden Zementpartikel, welche zu Aktivierung von Makrophagen und Osteoklasten führten und damit nachfolgend zu Osteolysen und aseptischen Lockerungen (Bauer et al., 1999; Willert, 1977). Schließlich wurden Anfang der 80er Jahre die Ergebnisse der zementierten Verankerung als unbefriedigend angesehen (Breusch, 2000). In Folge dessen gab es zahlreiche Ansätze für neue Entwicklungen. Einerseits konzentrierte man sich auf eine Optimierung der Zementiertechnik, andererseits wurden die zementlosen

Fixationsmöglichkeiten optimiert, um damit die zementassoziierten Probleme lösen zu können.

2.2 Theorie der zementlosen Hüftendoprothetik

Bei der zementlosen Endoprothetik kommt es im Idealfall durch knöchernes Einwachsen des Implantats zur biologischen und dauerhaften Fixation und damit zu einer knöchernen Integration der Prothese.

Auch bei der zementfreien Hüftendoprothetik entstanden schon bald neue Probleme. So traten häufig postoperative Oberschenkelbelastungsschmerzen auf, die bisher vor allem mit Lockerung zementierter Stiele assoziiert waren (Campbell et al., 1992).

Nach Brown et al. sind die Ursachen der postoperativen Oberschenkelschmerzen multifaktoriell bedingt. Hauptursächlich sind hierbei jedoch Mikrobewegungen im Interface zwischen Implantat und Knochen, hohe Lasttransfers zum Femur hin und ein Missverhältnis des Elastizitätsmoduls zwischen Implantat und Knochen zu nennen.

Ein weiteres Problem ergab sich durch das sogenannte „stress shielding“.

Dabei werden ursprünglich von der Lastaufnahme betroffene knöcherne Bereiche „überbrückt“. In Folge dessen kommt es zu einem Knochenabbau in dem von der Lastübertragung ausgespartem Bereich. Bei einer unphysiologischen distalen femoralen Krafterleitung wird der metaphysäre Bereich überbrückt und es kommt zu einem metaphysären Stress shielding mit nachfolgender Lockerung und periprothetischen Frakturen (Engh et al., 1987; Roth et al., 2005).

Außerdem kann es durch Überbelastung in den krafterleitenden Bereichen zu einer Hypersklerosierung im Bereich der Stielspitze kommen (Plötz et al., 1992). Dies tritt fast regelhaft bei Implantaten mit distaler Verankerung auf.

Der Erfolg der zementfreien Endoprothesenverankerung hängt laut Mittelmeier et al. sowohl von der erzielten Primärstabilität, also der Ausschaltung von Relativbewegungen im Interface, als auch von der dauerhaften sekundären Integration in das Knochenlager ab. Einflussgrößen bezüglich des Verhaltens von zementfreien Endoprothesen im vitalen Knochen sind Materialeigenschaften, Implantatdesign und Oberflächengestaltung (Mittelmeier et al., 1997).

Die am häufigsten zur Verwendung kommenden Materialien sind Legierungen aus Cobalt-Chrom-Molybdän und Titan-Aluminium-Vanadium, wobei die Titanlegierungen bei ansonsten gleicher Prothese weniger rigide sind (Brown et al., 2002). Skinner und Curlin konnten nachweisen, dass eine Minderung der Rigidität und die unterschiedlichen Elastizitätsmodule zu einer Abnahme der postoperativen Oberschenkelschmerzen führen.

Die Elastizität ist allerdings auch abhängig von der Größe und vor allem der Dicke des verwendeten Stiels, denn mit Vermehrung der Dicke lässt sich auch eine Zunahme an Steifigkeit beobachten (Dujovne et al., 1993).

Weitere Vorteile der Titanlegierungen zeigen sich in einer geringeren Kanzerogenität und Allergenität. Der Vorteil von Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen liegt im besseren Abriebverhalten (Plötz et al., 1993).

Ebenfalls eine wichtige Rolle für die primäre und sekundäre Verankerung des Implantats spielt das Prothesendesign. Es gibt drei verschiedene Gestaltungskonzepte von Hüftstielen: Geradschaftstiele, so genannte anatomische Stiele und Individualprothesen.

Die mangelnde anatomische Passgenauigkeit der Geradschaftstiele führte zur Entwicklung von neuen anatomiegerechten Designs nach dem Prinzip des Formschluss oder „form fit“ (Mittelmeier et al., 1997). Durch einen anatomisch adaptierten Prothesenkern sollte so ein besseres Auffüllen des Femurmarkraums und damit eine Vergrößerung der Kontaktfläche

zwischen Knochen und Prothese erreicht werden, was wiederum die klinischen Ergebnisse in Bezug auf die Standzeiten verbessern sollte (Breusch et al., 2000).

Die anatomische Form dieser Stiele wurde durch Untersuchungen an Oberschenkelknochen von menschlichen Leichen entwickelt und resultierte in einem „Ei-ovalen“, konischen, anatomisch angepassten Korpus mit resultierender Links-/Rechtsversion. Dies ermöglicht aufgrund einer abgeflachten lateralen Implantatschulter eine weitgehende Erhaltung des Trochantermassivs, außerdem soll die anatomisch angepasste Form das primäre Fixationsprinzip des Press-fit vervollkommen (Henßge et al., 1985).

Bei dem „press-fit“- oder Kraftschluss-Prinzip wird der Femurmarkraum im Vergleich zur Umfangsgröße der verwendeten Prothese minimal unterdimensioniert eröffnet.

Dadurch wird eine Ringspannung erzeugt, welche den Prothesenstiel fest positioniert und Mikrobewegungen vermindert (McPherson, 1992). Die Druckvorspannung sollte dabei mindestens so lange aufrecht erhalten werden, bis die Sekundärstabilität durch Osteointegration vollzogen ist. Umbau- bzw. Resorptionsvorgänge sowie übermäßige Belastung können die Sekundärstabilität durch rasche Reduzierung der Druckvorspannung verschlechtern (Effenberger et al., 2005). Engh et al. waren 1987 der Meinung, dass ein enger „press-fit“ mit hoher primärer Verklemmung die beste Methode darstellt, eine möglichst hohe Primärstabilität zu erzielen. Da die primäre axiale Stabilität zementloser Stiele nach Effenberg et al. (2005) zusätzlich durch einen Kraft-Reib-Schluss erzeugt wird, ist auch eine aufgeraute Schaftoberfläche und damit ein erhöhter Reibungswiderstand im Sinne des „friction fit“ bzw. Reibschluss maßgebend.

Im Gegensatz zu diesem Prinzip des Kraftschlusses steht das Konzept des „line-to-line-fits“ mit einer exakten Passform und dem Formschluss-Prinzip. Hierzu entspricht die Öffnung im Markraum in ihrer Größe exakt dem Implantat.

Eine weitere Einflussgröße für eine erfolgreiche, dauerhafte zementlose Prothesenverankerung ist die Oberflächengestaltung des Implantats. Eine Einteilung der Oberflächenstrukturen durch die Arbeitsgruppe um Gradinger und Mittelmeier unterscheidet die Oberflächen in makrostrukturierte (z.B. Waben, Lamellen, Stufen, Rippen mit Strukturgröße $>2000\mu\text{m}$), mesostrukturierte (z.B. Kugeln, Netze, Gitter, trabekuläre Strukturen mit einem Durchmesser der wirksamen Oberflächen-Öffnungen von $100\text{-}2000\mu\text{m}$) und mikrostrukturierte (Durchmesser der wirksamen Oberfläche $< 100\mu\text{m}$) (Mittelmeier et al., 1997).

Des Weiteren kann man vollstrukturierte von teilstrukturierte Prothesen unterscheiden, sowie Variationen in Bezug auf die Verankerung (diaphysär, metaphysär-diaphysär, rein metaphysär bzw. epimetaphysär).

Am Anfang der Entwicklung der zementlosen Hüftendoprothetik waren die Stiele mit poröser Oberfläche über ihre gesamte Länge mit der jeweiligen Struktur versehen. Diese vollstrukturierten Standardimplantate verankern sowohl metaphysär als auch diaphysär. Hierbei trat allerdings das Phänomen des proximalen Stress-shielding auf, sowie ausgeprägte postoperative Oberschenkelschmerzen (Xenos et al., 1999). Hinsichtlich dieser Problematik begann die Weiterentwicklung zu teilstrukturierten Implantaten mit Limitierung der makroporösen Oberflächenstrukturen auf die proximalen zwei Drittel der Stiele und folgt somit dem Prinzip der proximalen Krafteinleitung. Somit konnte eine Reduzierung des distalen, diaphysären Lasttransfers bei gleichzeitiger Erhöhung der proximalen Kraftübertragung und metaphysäre Integration erreicht werden.

Durch eine zusätzliche Beschichtung des Implantats mit bioaktivem Hydroxylapatit kann eine frühzeitige sekundäre Stabilisierung durch Aktivierung der Osteoblasten erreicht werden (Kinner et al., 1999). Der Knochen wird durch die osteokonduktiven Eigenschaften des Hydroxylapatits an die Prothesenoberfläche herangeführt und kann in die Makroporen einwachsen. Um einen „bony ingrowth“, also eine prothetische Verbundosteogenese zu

erreichen, sollte man eine makroporöse Oberflächenstruktur, wie zum Beispiel die Tripoden-Struktur, mit einer Hydroxylapatitbeschichtung kombinieren (Jaffe et al., 1996).

3. Fragestellung

Ziel der Arbeit ist es, zum einen die Standzeiten der ESKA G2 Prothese zu ermitteln, zum anderen die erreichten funktionellen Ergebnisse und die postoperative Lebensqualität zu evaluieren. Ursachen für das Eintreten von endoprothesenbedingten Komplikationen im Langzeitverlauf sollen untersucht und aufgezeigt werden.

4. Patienten, Material und Methoden

4.1 Patienten

Zwischen August 1995 und Dezember 1998 wurden in der Klinik für Orthopädie und Traumatologie im Klinikum Rechts der Isar bei 106 Patienten 108 zementlose Prothesen mit dem G2-Stiel der Firma ESKA, Lübeck implantiert. Diese wurden retrospektiv nachuntersucht. Dies erfolgte durchschnittlich 7,8 Jahren nach Implantation.

Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation betrug 57 Jahre und 4 Monate (minimal 22, maximal 76 Jahre).

Von 106 Patienten konnten 77 nachuntersucht werden. 26 Patienten konnten nicht mehr aufgefunden oder erreicht werden. 3 Patienten waren verstorben, 2 Patienten verweigerten die Teilnahme an der Untersuchung.

Im nachuntersuchten Zeitraum wurde lediglich 1 Stielwechsel durchgeführt.

Somit wurden 77 Patienten, 49 weibliche und 28 männliche, nach durchschnittlich 7,78 Jahren postoperativ nachuntersucht. Davon wurden 34 Prothesen rechts und 43 Prothesen links implantiert.

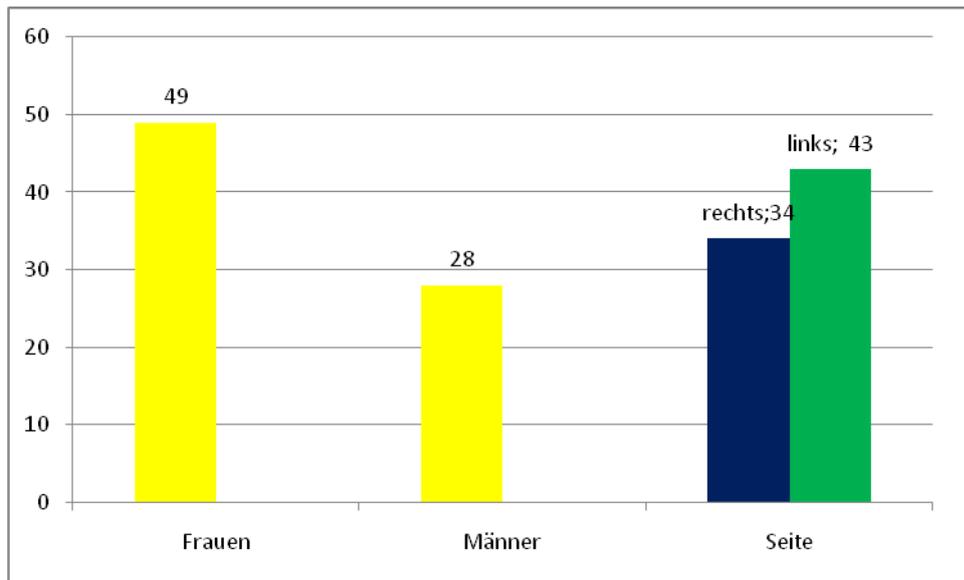


Abbildung 1: Geschlecht und Seite der Patienten

4.2 Material

Der verwendete Stiel ist ein zementlos verankerter Stiel der Firma ESKA-Implants, Modell „G2“, mit teilstrukturierter Spongiosametalloberfläche und standardmäßig mit einer TiNb-Beschichtung. Dieser Stiel ist jeweils für die rechte und linke Seite in sieben verschiedenen Größen erhältlich und ist ein anatomisch angepasster Stiel mit einfacher Krümmung und einer Anteversion von 6°. Neben der Standardausführung ist der Hüftstiel G2 auch in einer lateralisierenden Version mit erhöhtem lateralem Offset und jeweils mit oder ohne Kragen verfügbar.

Zum vollständigen Gelenkersatz ist der Hüftstiel G2 mit verschiedenen Pfannenkomponenten kombinierbar. Es stehen drei Varianten von Pfannen (ebenfalls ESKA-Implants) zur Verfügung. Alle Pfannen sind modular, besitzen eine Spongiosametalloberfläche und sind somit zementfrei zu verankern. Das Inlay besteht aus Polyethylen (PE). Durch eine konische Verankerung wird das Inlay passgenau fixiert, so dass ein Abrieb auf der Rückseite (back side wear disease) sowie eine Verkipfung des Inlays verhindert werden. Entsprechend der beabsichtigten Gleitpaarung sind Hüftköpfe in Metall, Vollkeramik sowie Cera-Metal (Keramikverbundmaterial) verfügbar.



Abbildung 2: ESKA Genius® Hüft-System cl G2-Stiel

Bei der Spongiosametalloberfläche handelt es sich um eine dreidimensionale makroporöse Gitternetzstruktur, welche der knöchernen Spongiosastruktur angepasst wurde und eine ossäre Integration ermöglicht. Die Bauhöhe der Tripoden nimmt von proximal nach distal hin graduiert ab, die Prothesenspitze weist eine glatte Oberfläche auf. Damit soll eine anatomische Anpassung des Knochenlagers auf die Krafteinleitung erzielt werden, welche im proximalen metaphysären Bereich am größten, nach distal hin abgeschwächt wird und an der

Prothesenspitze auf ein Minimum reduziert ist. Oberfläche und Implantatkern werden als homogener Guss in einem Stück hergestellt.

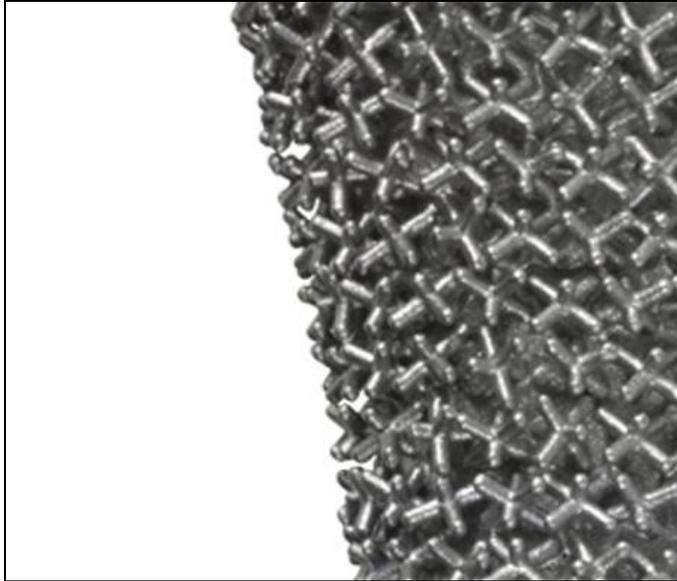


Abbildung 3: Spongiosa Metal-II ® - Oberfläche

4.3 Methoden

4.3.1 Operationstechnik

Operiert wurde in einem Operationssaal mit „laminar-flow“-System. Dabei handelt es sich um eine Anlage, welche die Luft von Bakterien, Viren und Staubpartikeln filtert und einen homogenen Luftfluss mit nur wenigen Turbulenzen erzeugen soll.

In allen Fällen wurde ein anterolateraler Zugang nach Watson-Jones gewählt (Pflüger et al., 2007; Gerdsmeyer et al., 2009), Modifikationen erfolgten entsprechend den individuellen anatomischen Gegebenheiten.

Die Operation verlief nach einem standardisierten Ablauf. Perioperativ wurde in allen Fällen eine Infektionsprophylaxe mit Cephalosporin durchgeführt.

Die Eingriffe wurden von neun verschiedenen Operateuren durchgeführt; in allen Fällen handelte es sich um operativ erfahrene Fachärzte für Orthopädie.

4.3.2 Datenevaluation

Die Datenerhebung erfolgte anhand eines standardisierten Fragebogens (siehe Anhang) mit spezifischen Fragen zu

- Patientenidentifikation
- Epidemiologie
- Prothesenwechsel- oder andere Operationen
- Komplikationen
- Schmerzen
- Funktionalität
- Gesundheitsbezogene Lebensqualität
- Spezielle Zufriedenheit
- Akzeptanz
- Komorbidität

Nachfolgend werden die einzelnen Unterpunkte vorgestellt.

Schmerzskala

Die Patienten wurden gebeten, mit Hilfe der visuellen Analogskala (VAS) ihre Schmerzen zu beurteilen. Die VAS ist eine lineare Skala zur Messung der subjektiven Schmerzempfindung, deren Endpunkte entgegengesetzte Zustände darstellen. So entspricht 0= kein Schmerz, 10= größtmöglich vorstellbarer Schmerz. Die Zuordnung erfolgte den aktuellen Schmerzen entsprechend.

Score nach Merle d'Aubigné und Postel

Der Score nach Merle d'Aubigné ist ein weit verbreitetes Schema zur Bewertung der Hüftgelenksfunktion anhand klinischer Merkmale. Erfasst werden die Kategorien

- · "Schmerz" nach Häufigkeit und Stärke
- · "Beweglichkeit" nach der Neutral – Null – Methode
- · "Gehfähigkeit" nach Gehstrecke und Gebrauch von orthopädischen Hilfsmitteln

Es werden pro Kategorie jeweils zwischen null und sechs Punkte vergeben, wobei eine hohe Punktzahl mit einem gutem Ergebnis korreliert (d'Aubigné et al, 1954). Ausgewertet werden die Einzelkategorien, ihre Summe und ein funktioneller Score, welcher der Summe aus Schmerz und Gehfähigkeit entspricht.

Um die Bestimmung des Bewegungsausmaßes zu erleichtern, wurden Bewegungen aus dem Alltagsleben, wie z.B. Schuhe binden, einem bestimmten Bewegungsausmaß zugeordnet.

Diese Beispielbewegungsabläufe sind in folgender Tabelle dargestellt.

Gradzahl	Beispielbewegungen
Flexion unter 40°	Patient kann im Stand den Fuß auf die Zehenspitzen stellen ohne das Becken zu kippen
Flexion 40-60°	Patient kann bei gestrecktem Bein sein Knie berühren
Flexion 60-80°	Patient kann seine Schuhe binden
Flexion 80-90°	Patient kann mit aufrechtem Oberkörper und 90°-Knieflexion auf einem flachen Stuhl sitzen
Flexion > 90° Abduktion ≤ 30°	Patient kann vorübergebeugt mit gespreizten Beinen sitzen

Tabelle 1: Beispielbewegungen, entsprechend Gradzahlen nach der Neutral- Null Methode

Short Form Health Survey

Der SF-12 Fragebogen ermöglicht eine Einschätzung der Alltagsbelastbarkeit des Patienten, indem mit Hilfe des Fragebogens der physische und der psychische Gesundheitszustand ermittelt werden.

Das heute am weitesten verbreitete Instrument zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität weltweit ist der Short Form 36 Health Survey (SF-36) (Hays et al., 2001), eine Fragensammlung bestehend aus 36 Items, welche die individuelle gesundheitsbezogene Lebensqualität erfasst und auf verschiedene Kollektive übertragbar machen soll (Bullinger, 2002).

Der in dieser Studie verwendete Short Form 12 Health Survey (SF-12) stellt eine auf die körperliche und emotionale Befindlichkeit reduzierte Form des SF-36 dar. Hinsichtlich der Aussagekraft ist der SF-12 dem SF-36 vergleichbar, wobei er aufgrund der Verringerung der Items etwas an Präzision einbüßt (Gandek et al., 1998).

Der SF-12 wurde von uns verwendet, da er sehr gut zum SF 36 korreliert, in wesentlich kürzerer Zeit zu bearbeiten ist und sich hierdurch die Responserate erhöht (Iglesias et al., 2001).

Sowohl für den SF-36 als auch für den SF-12 liegen Daten zum deutschen Normalkollektiv vor, so dass ein direkter Vergleich mit dem in dieser Studie untersuchten Patientenkollektiv zulässig und validiert ist.

Es wurde die Version 1 des SF-12 verwendet.

Score nach McNab

Der Score nach McNab besteht aus einer Vier-Punkte Skala: exzellent-gut-mäßig-schlecht. Die Zuordnung in eine dieser Kategorien erfolgte durch die Patienten je nach Schmerzmaß und der daraus resultierenden Einschränkung der Alltagsaktivitäten.

Exzellent	Keine Schmerzen, keine Einschränkung bei Alltagsaktivitäten
Gut	Gelegentliche Schmerzen, geringe Einschränkung bei Ihren Alltagsaktivitäten
Mäßig	Intermittierende Schmerzen, merkbare Einschränkung Ihrer Alltagsaktivitäten
Schlecht	Unverändert Schmerzen, starke Einschränkung Ihrer Alltagsaktivitäten (OP weiterhin indiziert)

Tabelle 2: McNab Score

Globale Beurteilung durch den Patienten

In diesem Fragenteil sollten die Patienten ihre Zufriedenheit mit dem Behandlungsergebnis entsprechend einer der folgenden Kategorien erklären:

sehr unzufrieden	mäßig unzufrieden	eher unzufrieden	neutral	eher zufrieden	mäßig zufrieden	sehr zufrieden
---------------------	----------------------	---------------------	---------	-------------------	--------------------	-------------------

Tabelle 3: Globale Beurteilung des Behandlungsergebnisses

Außerdem wurden die Patienten gefragt, ob sie die durchgeführte Operation einem Bekannten empfehlen würden.

Wechseloperationen

Es wird das jeweilige Datum der Wechseloperation angegeben sowie eine Unterscheidung zwischen Pfannen- und Stielwechsel.

Konnten Patienten mit Wechseloperation den genauen Zeitpunkt nicht nennen, wurde der frühestmögliche im angegebenen Zeitraum gelegene Termin gewählt (z.B. 1998 => 01.01.1998). Es wurde dabei also von den möglichst ungünstigsten Bedingungen ausgegangen.

5. Ergebnisse

5.1. Patienten

Das mittlere Alter im Gesamtkollektiv betrug zum Zeitpunkt der Operation 48 ± 25 Jahre, das mittlere Körpergewicht betrug 122 ± 79 kg, die mittlere Größe lag bei 174 ± 20 cm.

$8,5 \pm 1,7$ Jahre nach der Operation konnten 77 von 108 Prothesen nachuntersucht werden. Die Geschlechterverteilung zeigt 49 weibliche und 28 männliche Patienten (siehe Abb.1)

5.2 Indikation zur Hüft-TEP-Implantation

Aus der Tabelle 4 sind die Diagnosen mit entsprechender Verteilung ersichtlich.

<u>Operationsindikation</u>	<u>Anzahl</u>
Primäre Coxarthrose	22
Dysplasiecoxarthrose	24
Idiopathische Hüftkopfnekrose	8
Coxarthrose bei Luxations-Perthes	6
Coxa vara epiphysarea	6
Coxa vara et profunda	4
Cortisoninduzierte HKN	2
Posttraumatische HKN	2
Coxarthrose bei chron. Polyarthritidis	2
Coxarthrose nach Tbc-Arthritis	1

Tabelle 4: Indikationen zur Prothesen-Implantation

Bei 16 Patienten wurde die Indikation zur Hüftprothesenimplantation nach vorangegangener Umstellungsosteotomie gestellt. Bei der Mehrzahl dieser Patienten wurde eine intertrochantäre Umstellung durchgeführt, auch die Beckenosteotomie nach Chiari wurde in einem Fall angewendet.

Sechs Patienten erhielten eine TEP nach vorangegangener endoprothetischer Versorgung der Gegenseite.

5.3 Seitenverhältnisse

Bei 34 Patienten erfolgte die Implantation rechtsseitig (44%), bei 43 linkseitig (56%). Eine beidseitige Implantation erfolgte bei zwei Patienten.

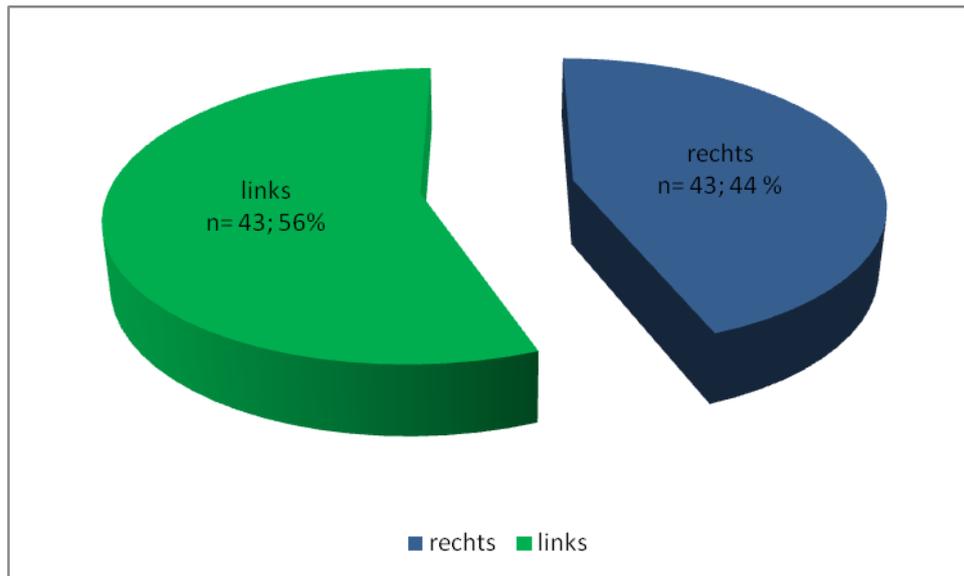


Abbildung 4: Seitenverhältnisse der nachuntersuchten Patienten

5.4 Body-Mass-Index

Das Patientenkollektiv war mit einem Body Mass Index von 37 ± 21 entsprechend der WHO übergewichtig (Minimum 16,79; Maximum 58,44). Der durchschnittliche BMI der weiblichen Patienten lag bei 25,72, der durchschnittliche BMI der männlichen bei 28,57.

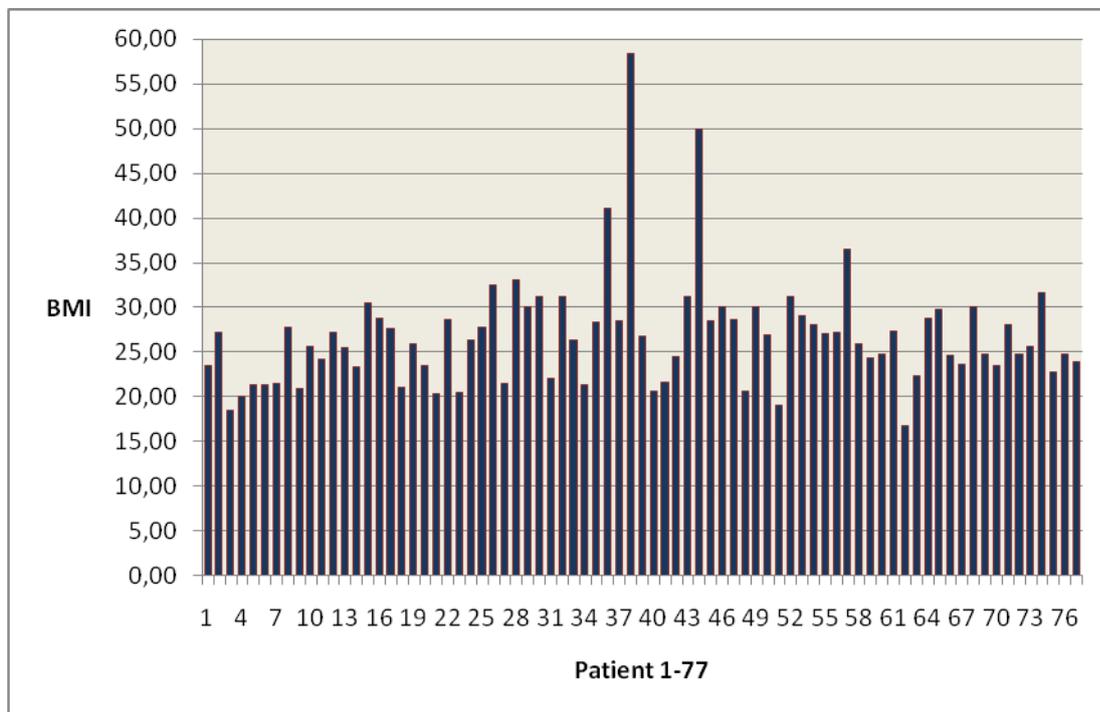


Abbildung 5: Patienten 1-77 mit dazugehörigem BMI

Nach den Richtlinien der WHO bedeutet ein $BMI < 18,5$ Untergewicht, Normalgewicht = 18,5-24,9, Präadipositas = 25,0-29,9. Ab einem BMI von 30,0 beginnt die Adipositas mit den Unterscheidungsstufen von I-III.

Demnach zeigte sich ein Patient (1,3%) untergewichtig, 41,6% der Patienten waren normalgewichtig ($n = 32$) und 36,4% ($n = 28$) präadipös. Adipositas Grad I besteht bei zwölf

Patienten (15,6%), Grad II bei einem Patienten (1,3%). Drei Patienten (3,9%) leiden gemäß WHO-Richtlinien an Adipositas Grad III.

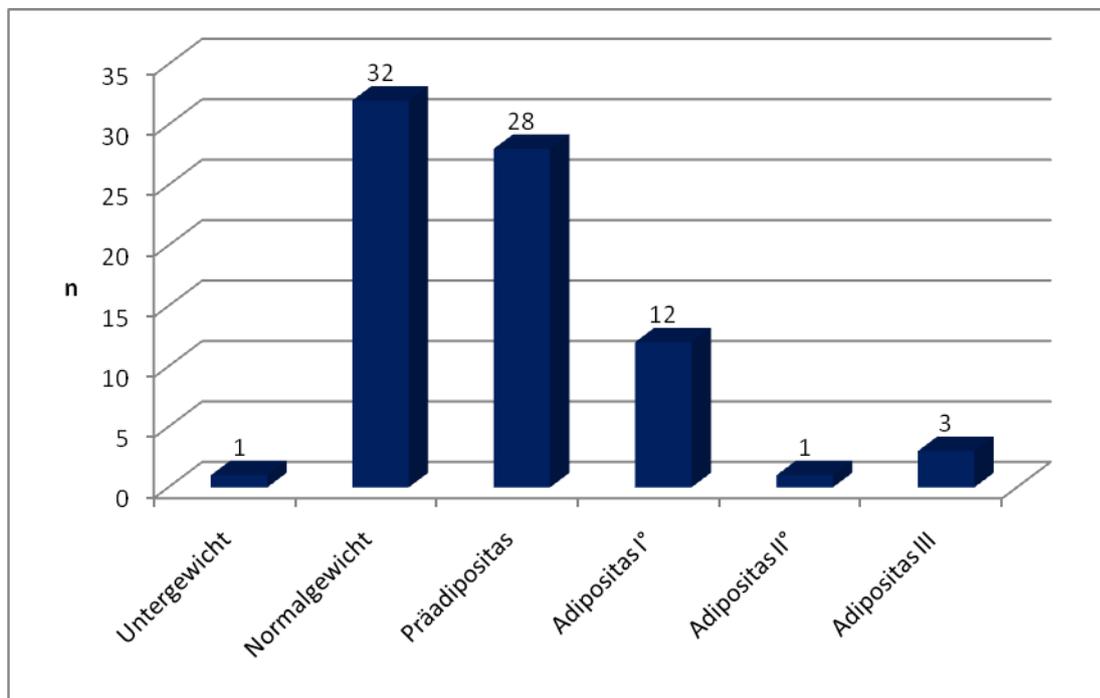


Abbildung 6: BMI-Einstufung der Patienten nach WHO Richtlinien

5.5 Alter der Patienten

Das mittlere Alter im Gesamtkollektiv betrug zum Zeitpunkt der Operation 48 ± 25 Jahre (Minimum 22 Jahre, 10 Monate; Maximum 73 Jahre, 4 Monate). Das Alter der weiblichen Patienten lag bei 47 ± 23 , das der männlichen bei 51 ± 22 Jahren.

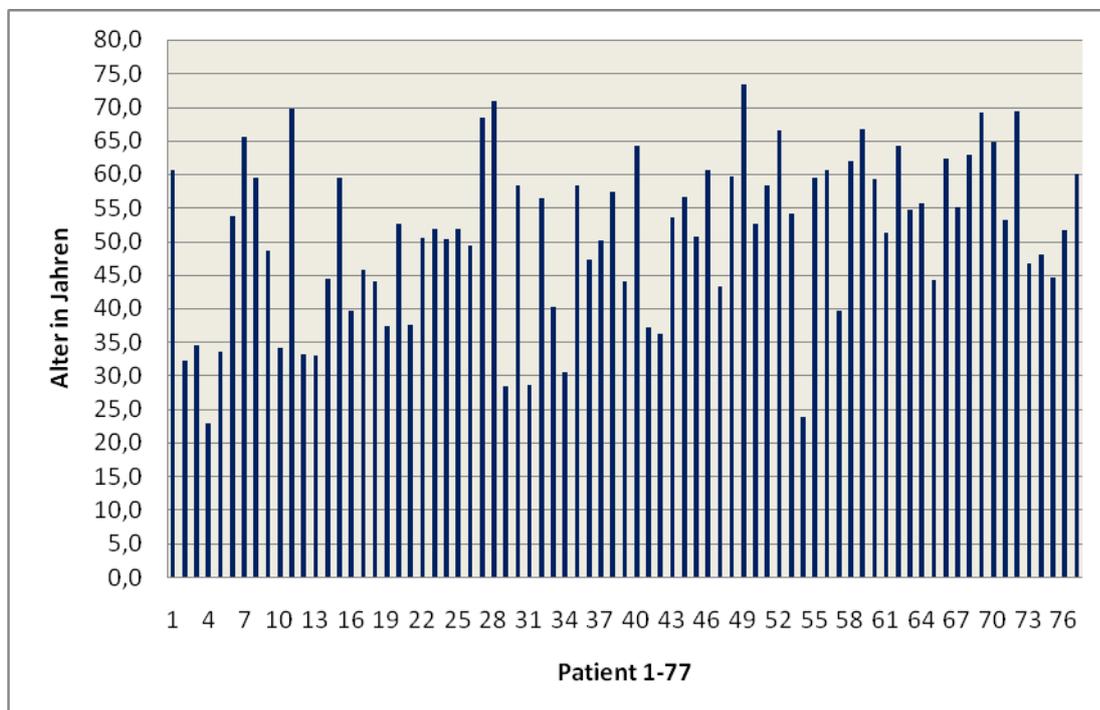


Abbildung 7: Altersverteilung in Nachuntersuchung

5.6 VAS postoperativ

Die postoperative Schmerzangabe (zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung) kann aus Abbildung 8 ersehen werden. Die Angabe der Schmerzintensität erfolgt mit Hilfe der Visuellen Analog Skala (VAS), wobei 0 Schmerzfreiheit und 10 den größtmöglichen vorstellbaren Schmerz bedeutet.

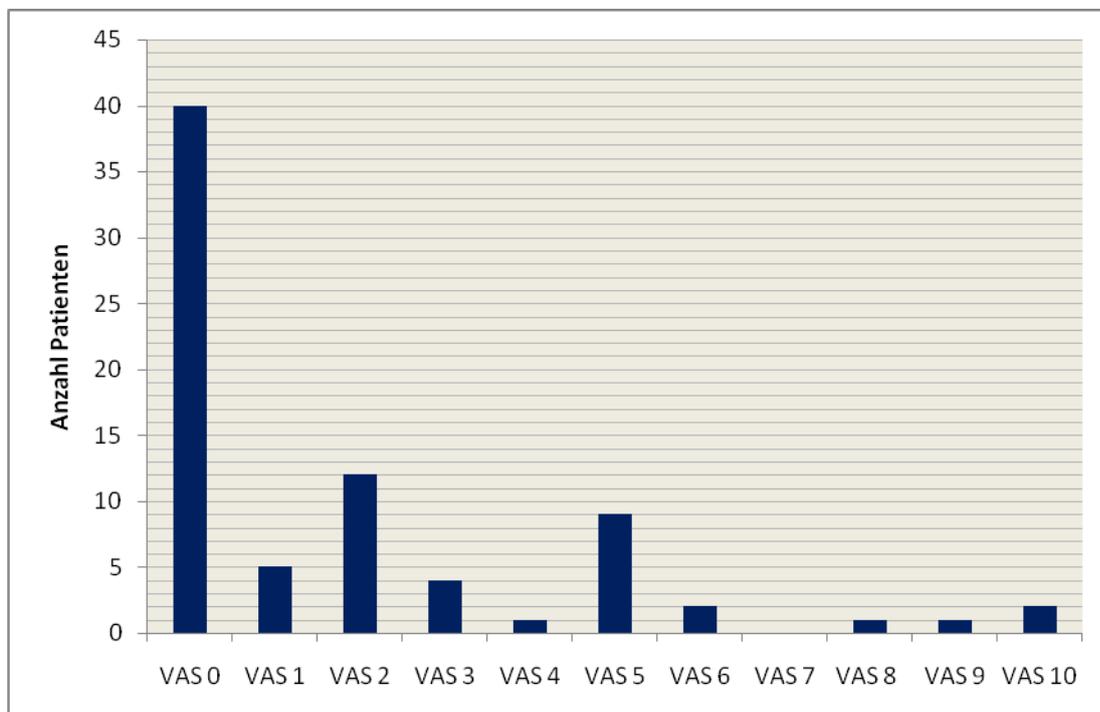


Abbildung 8: VAS zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Die Studie zeigt somit, dass 40 Patienten (52%) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung schmerzfrei waren. Der höchste Wert von zehn wurde von lediglich zwei Patienten angegeben.

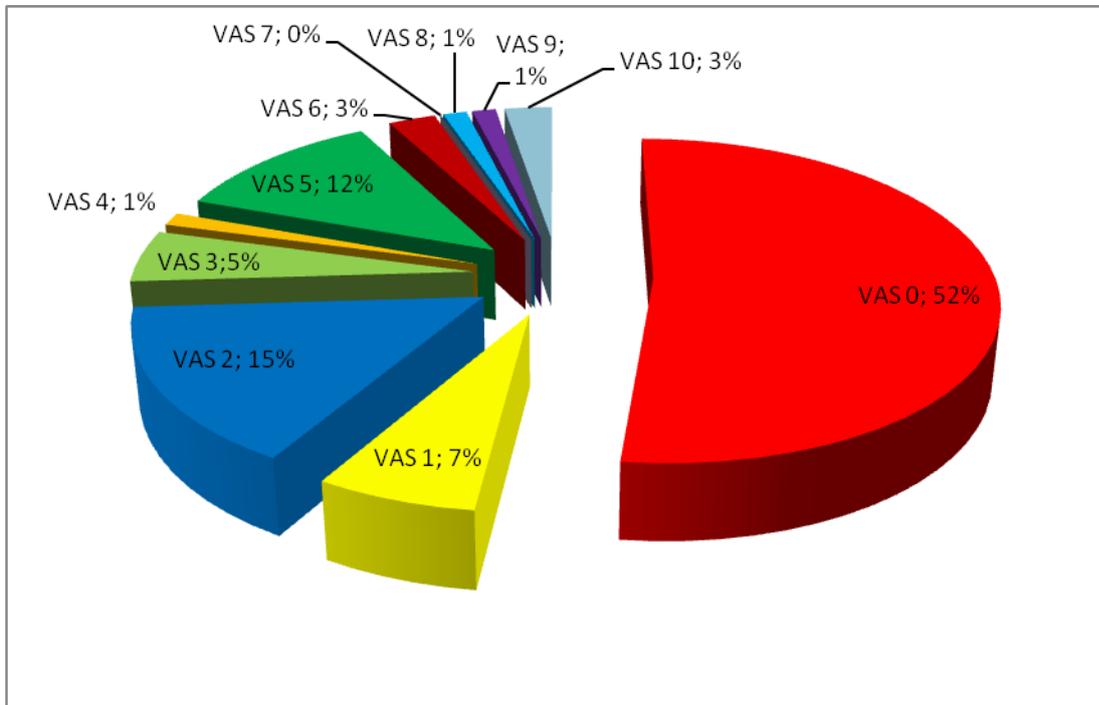


Abbildung 9: VAS prozentuale Aufteilung

5.7 Score nach Merle d'Aubigné

Der Score besteht aus den Einzelkategorien Schmerz, Beweglichkeit und Gehfähigkeit, die allesamt ausgewertet wurden. Die Angabe dieser Kategorien erfolgte jeweils von 0 (größter Schmerz, keine Bewegung möglich, gehunfähig) bis 6 (Schmerzfreiheit, uneingeschränkte Beweglichkeit, normales Gehvermögen).

5.7.1 Funktionelle Einstufung

Die Summe des Scorewert „Schmerzen“ plus Scorewert „Gehvermögen“ ergibt das funktionelle Grading. Hier sind also ein minimaler Wert von $0+0=0$ und ein maximaler Wert von $6+6=12$ möglich.

Die niedrigsten Werte, welcher erreicht wurde, war 1 (1 Patient, 1,3%). Der Großteil der Patienten (75%) erreichte einen Scorewert von mindestens 10 Punkten.

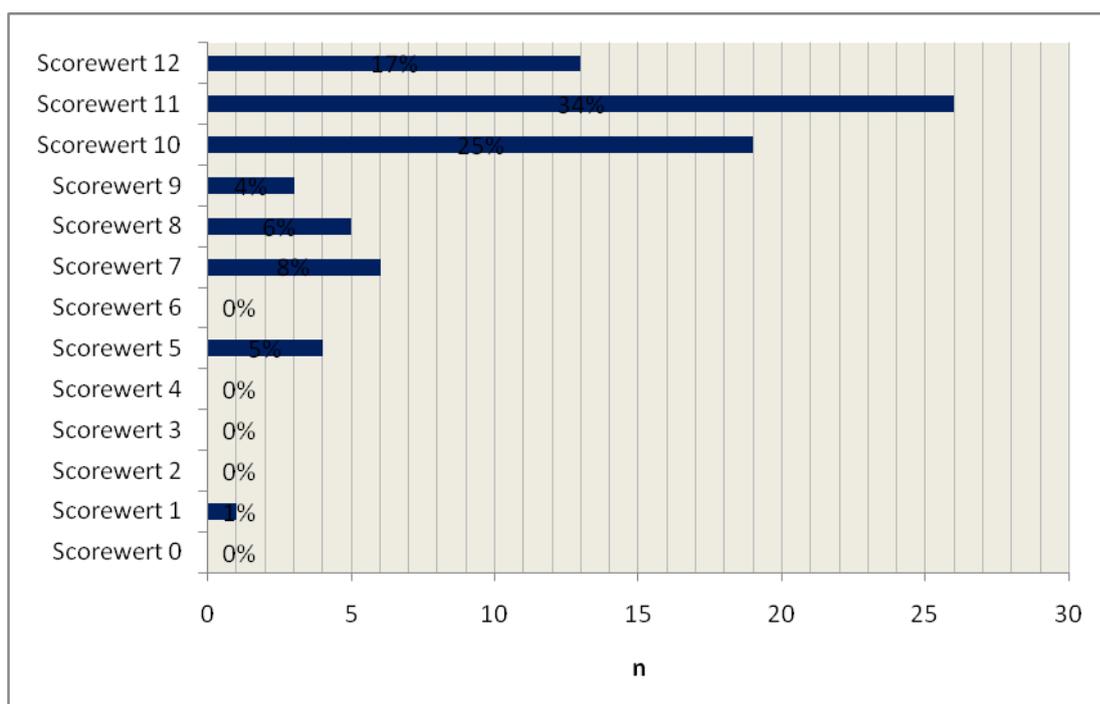


Abbildung 10: Funktionelles Grading nach Merle d'Aubigné

5.7.2 Bewegungsumfang

Der Bewegungsumfang wurde alltäglichen Bewegungen zugeordnet, um die Bestimmung des Bewegungsausmaßes zu erleichtern (siehe hierzu auch Tabelle 1).

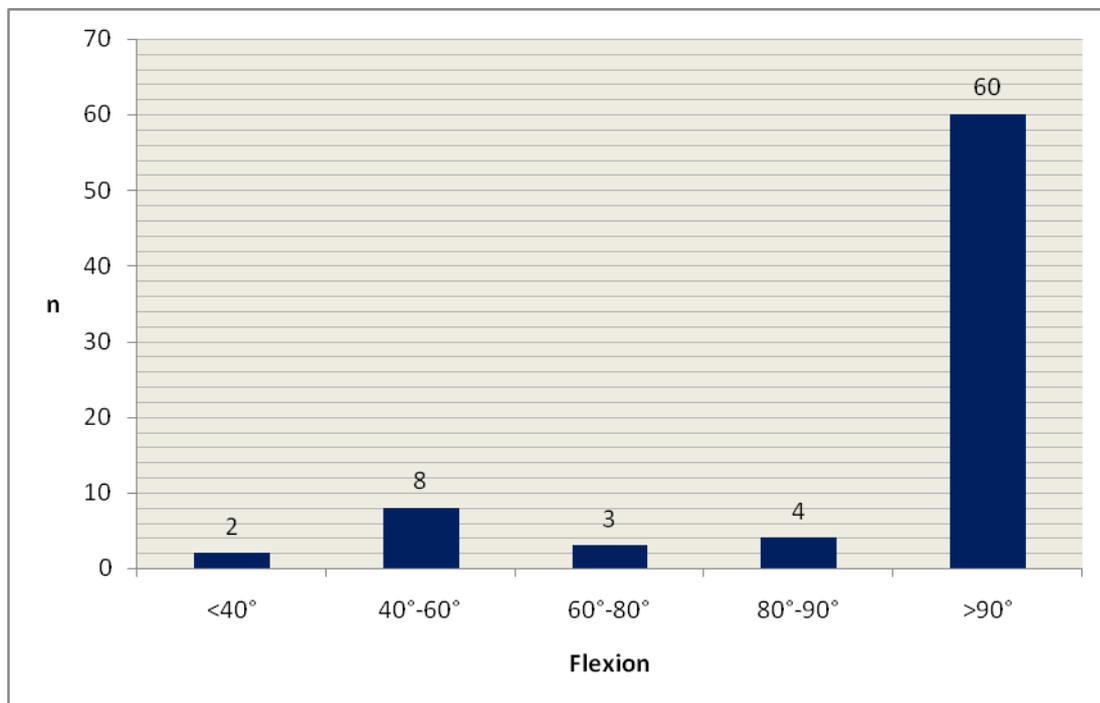


Abbildung 11: Ausmaß der Beugefähigkeit

Die Mehrheit der Patienten (60 von 77 Patienten, 77,9%) erreichte postoperativ eine sehr gute Beugefähigkeit. Als ein sehr gutes Ergebnis wird eine Flexion von über 90° zusammen mit einer Abduktion bis 30° gewertet, ein gutes Ergebnis entspricht einer Flexion zwischen 80° und 90° und einer Abduktion von mindestens 15°. Vier Patienten (5,2%) erreichten ein gutes, drei Patienten (3,9%) ein befriedigendes Ergebnis, wobei befriedigend bedeutet, dass der Patient bei einer Flexion zwischen 60° und 80° seine Füße berühren kann.

Bei acht Patienten (10,4%) besteht postoperativ ein mangelhaftes Ergebnis mit Beugedefizit bei einer Flexion zwischen 40° und 60°; die Patienten können hierbei noch das Knie berühren. Zwei der Patienten erzielten ein schlechtes Ergebnis mit einer Beugefähigkeit von unter 40°. Bei einem dieser beiden Patienten liegt postoperativ nach Sekundäreingriff wegen Hämatomausräumung eine Parese des Nervus peroneus vor. Der zweite Patient mit einer Flexion von unter 40° hatte sich vor der Prothesenimplantation bei Dysplasiecoxarthrose bereits einer zweimaligen Umstellungsosteotomie unterzogen.

Bei keinem Patienten war die postoperative Range of Motion soweit eingeschränkt, dass keinerlei Beugung im Hüftgelenk mehr möglich ist.

5.7.3 Gesamtpunktzahl

Hier wird die Summe der Punkte aus „Schmerz“, „Gehfähigkeit“ und „Beweglichkeit“ ausgewertet. Das zu erreichende Minimum entspricht Null ($0+0+0=0$), das Maximum 18 Punkten ($6+6+6=18$).

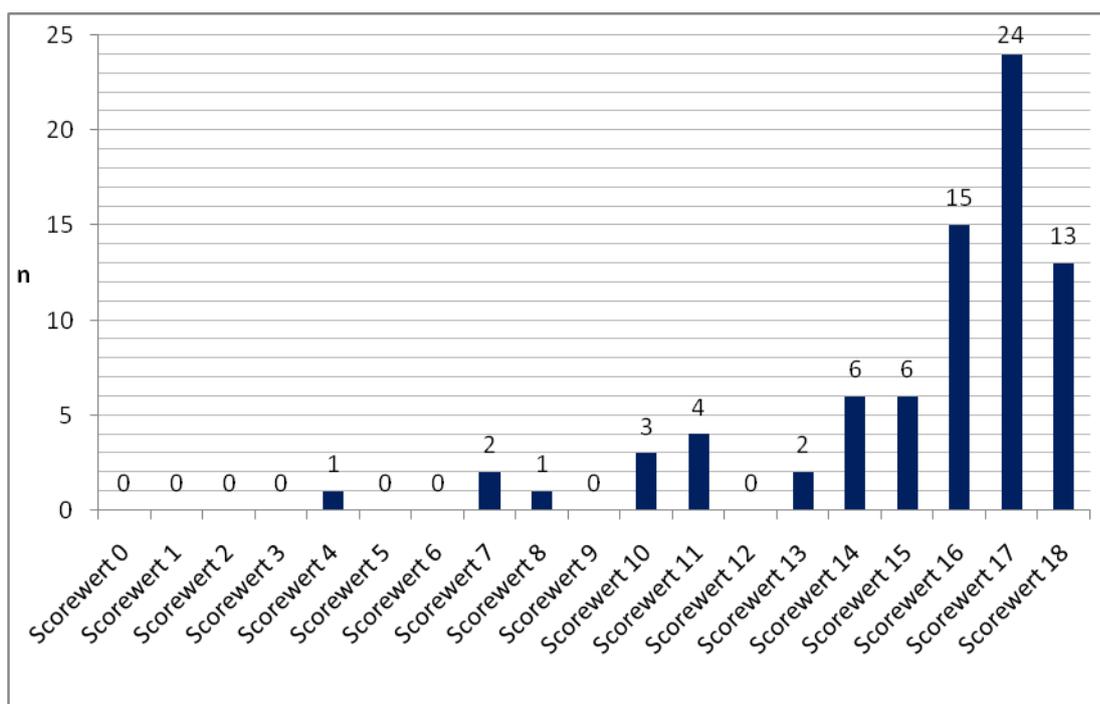


Abbildung 12: Gesamtsumme Merle d'Aubigné

Wie aus Abbildung 10 ersichtlich, erreichte der Großteil der Patienten (85,7%; n= 66) ein Ergebnis im oberen Drittel der Scoresumme. 13 Patienten (16,9%) erzielten den Höchstwert von 18 Punkten, 24 Patienten (31,2%) erreichten 17 Punkte. 13,0% (10 Patienten) befinden sich im mittleren Drittel, und ein Patient (1,3%) erzielte ein Ergebnis von weniger als 7 Punkten im Hüftscore nach Merle d'Aubigné. Bei diesem Patienten handelt es sich um eine Reinigungsdame in Rente mit einem Body-Mass-Index von 30,12 , welche bei Prothesenimplantation 64,8 Jahre alt war. Die Indikation zum endoprothetischen Gelenkersatz wurde wegen primärer Coxarthrose gestellt. Bei den Untersuchungen konnten keine operations- oder implantationsassoziierte Komplikationen eruiert werden. Die Patientin berichtete über einen postoperativ aufgetretenen Bandscheibenvorfall und eine lumbale Spinalkanalstenose.

5.8 Score nach McNab

Die Patienten wurden aufgefordert, den Therapieerfolg zum Zeitpunkt der Untersuchung anhand weiter bestehender Schmerzen und der daraus resultierenden Einschränkung der Alltagsaktivität abzuschätzen.

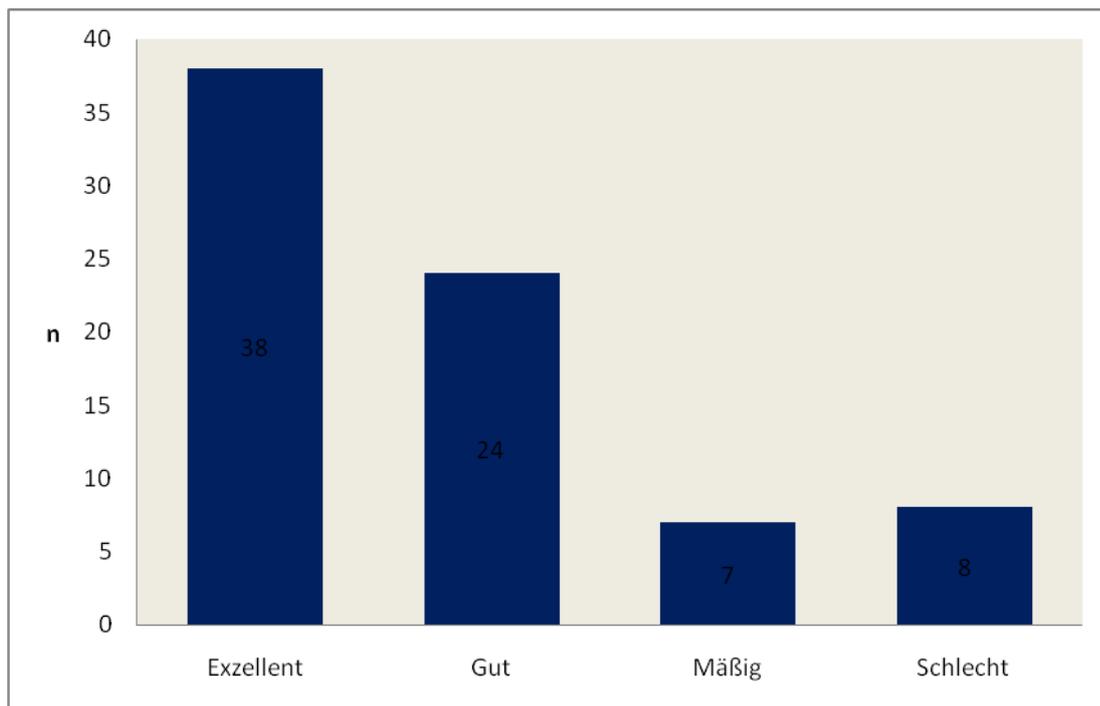


Abbildung 13: Ergebnisse McNab Score

38 Patienten (49,4%) gaben ihren Therapieerfolg mit „exzellent“ an, 24 Patienten (31,2%) mit „gut“. Sieben Patienten zeigten sich nur mäßig zufrieden (9,1%) und acht Patienten (10,4%) empfanden die bei ihnen durchgeführte Therapie als schlecht mit weiterhin bestehender OP-Indikation.

In einer weiteren Auswertung wurde der McNab Score mit dem Alter der Patienten korreliert (Abbildung 14). Die absoluten Fallzahlen sind in Klammern wiedergegeben.

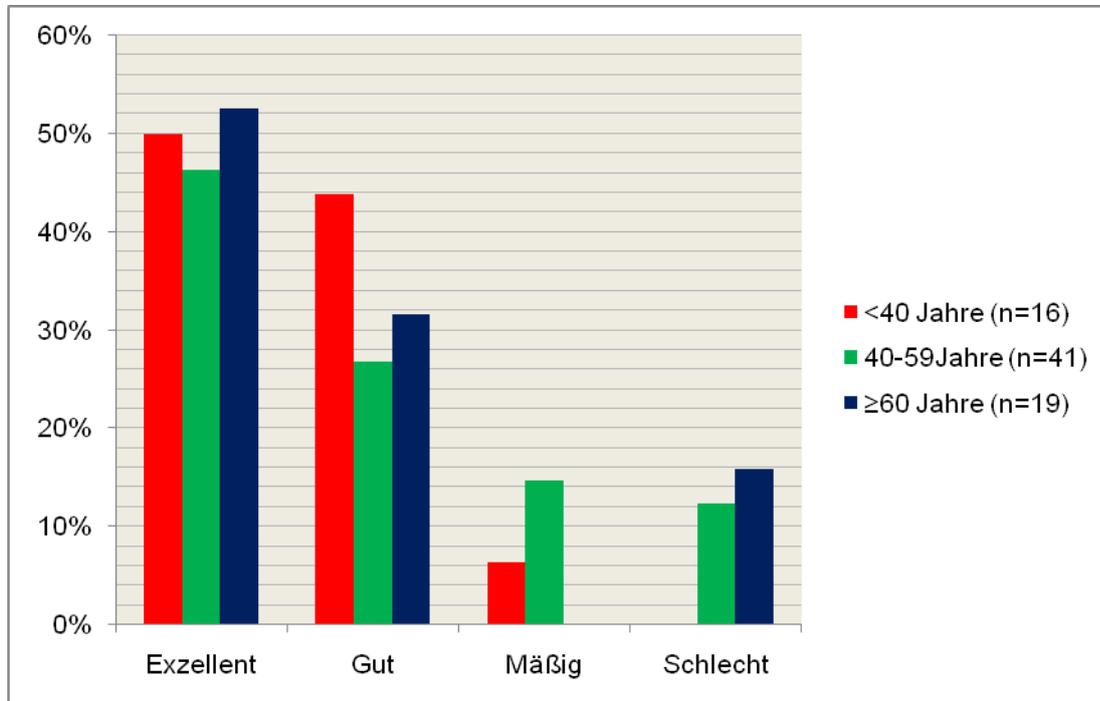


Abbildung 14: McNab Score in Korrelation zum Patientenalter

Weiterhin wurde der Body-Mass-Index der Patienten mit dem Therapieerfolg korreliert (Abbildung 15). Hierzu wurden die Patienten in die verschiedenen Gewichtsklassifikationen nach der WHO eingeteilt.

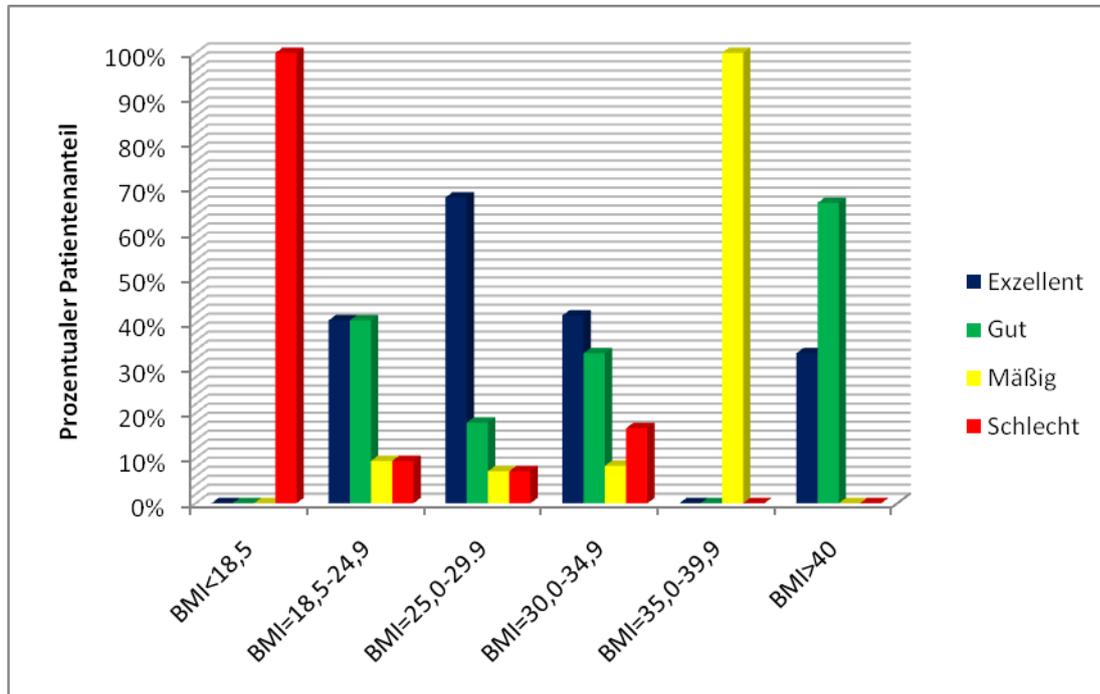


Abbildung 15: MacNab-Score in Korrelation zum BMI

Normalgewichtige Patienten und Patienten mit Präadipositas erzielten hierbei die besten Ergebnisse. Sowohl deutlich adipöse als auch untergewichtige Patienten erreichten in der Beurteilung nach McNab einen schlechten Therapieerfolg. Aufgrund geringer Fallzahlen in beiden Gruppen ist dieses Ergebnis jedoch nur als richtungsweisend zu bewerten.

5.9 Globale Beurteilung des Operationserfolgs durch den Patienten - Global Judgement

62,3% der Patienten (n=48) gaben an, mit der Therapie „sehr zufrieden“ zu sein. 13 Patienten (16,9%) zeigten sich „mäßig zufrieden“, fünf Patienten (6,5%) „eher zufrieden“.

Nur 9,1% aller nachuntersuchten Patienten äußerte Unzufriedenheit, wobei ein Patienten „mäßig unzufrieden“ und sechs Patienten „sehr unzufrieden“ mit dem Behandlungsergebnis waren. Weitere vier Patienten (5,2%) erklärten ihren Zufriedenheitsgrad neutral, also weder positiv noch negativ.

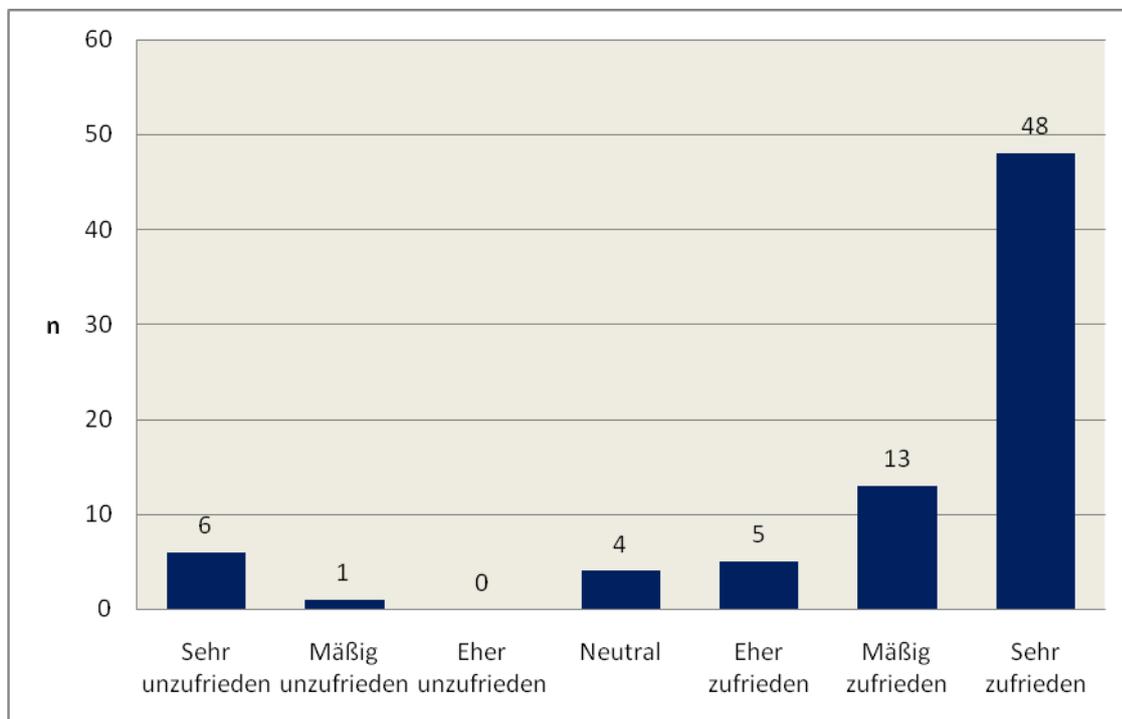


Abbildung 16: Globale Beurteilung des Behandlungserfolgs

Insgesamt beurteilten also 86% aller Patient das Outcome der Behandlung positiv (66 Patienten).

In Abbildung 17 wird nochmals die globale Beurteilung der Therapie durch die Patienten selbst prozentual dargestellt.

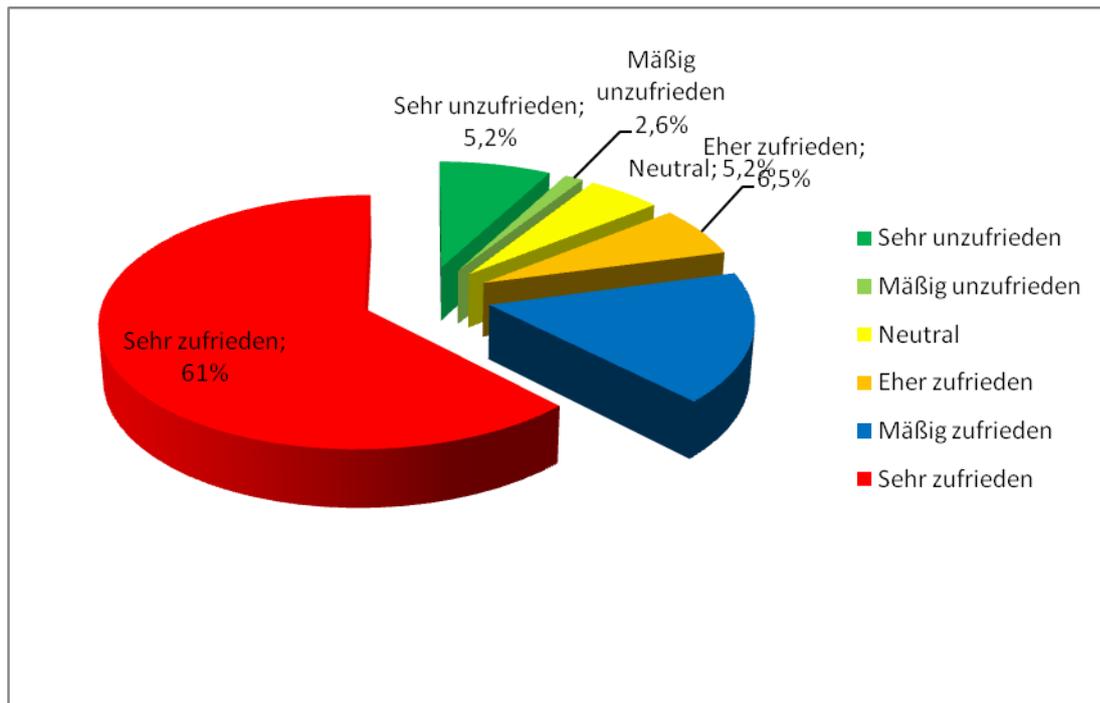


Abbildung 17: Globale Beurteilung Behandlungserfolg (prozentual)

94 % aller Befragten (72 Patienten) würden die erfolgte Behandlung mit Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese einem Bekannten mit demselben Problem weiterempfehlen. Fünf Patienten (6%) würden hingegen von solch einem Eingriff abraten.

Zwei dieser fünf Patienten mussten aufgrund einer Myositis ossificans nachoperiert werden, ein weiterer der betroffenen Patienten hatte postoperativ eine Läsion des Nervus femoralis mit dadurch bedingter deutlicher Einschränkung der Funktion. Diese Patientin musste sich zusätzlich einer zweijährigen Psychotherapie unterziehen.

Die beiden anderen Patienten, welche nun von einem endoprothetischen Gelenkersatz abraten würden, berichteten über nach der Implantation aufgetretene Neuerkrankungen (Bandscheibenvorfall mit Lumbalstenose und Kniegelenksarthroskopie).

5.10 SF-12 Health Survey

Der Short-Form-12 Fragebogen dient zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität. Die Auswertung erlaubt eine fragebezogene Bestimmung sowohl des physischen als auch psychischen Gesundheitsbefindens der untersuchten Personen.

Das Ergebnis unseres Patientenpools (Gruppe A; n=77) wurde mit einer deutschen Normstichprobe (Gruppe B) verglichen.

Die Auswertung erfolgt über die Addition der angegebenen Itembeantwortung pro Frage.

Die in den Fragen erfassten Werte werden schließlich durch ein Computerprogramm in Punkte zwischen 0 und 100 transformiert. Mehr bzw. weniger als 50 Punkte bedeutet hier eine höhere bzw. geringere Lebensqualität als die des deutschen Bevölkerungsdurchschnitts.

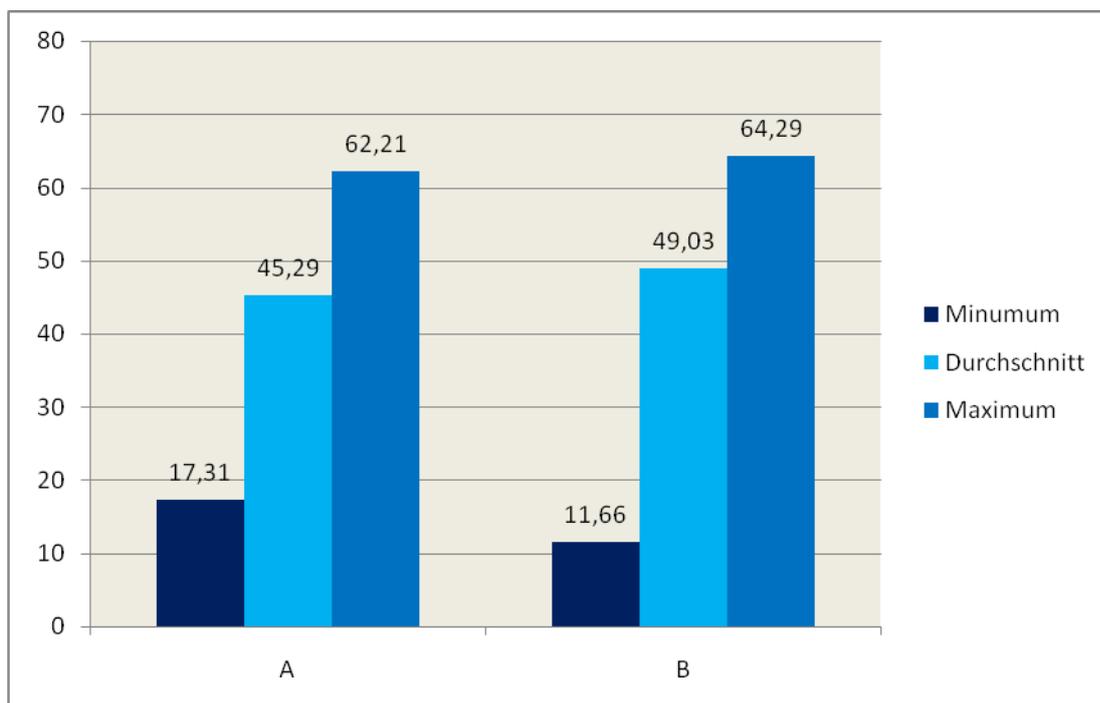


Abbildung 18: Physisches Gesundheitsempfinden

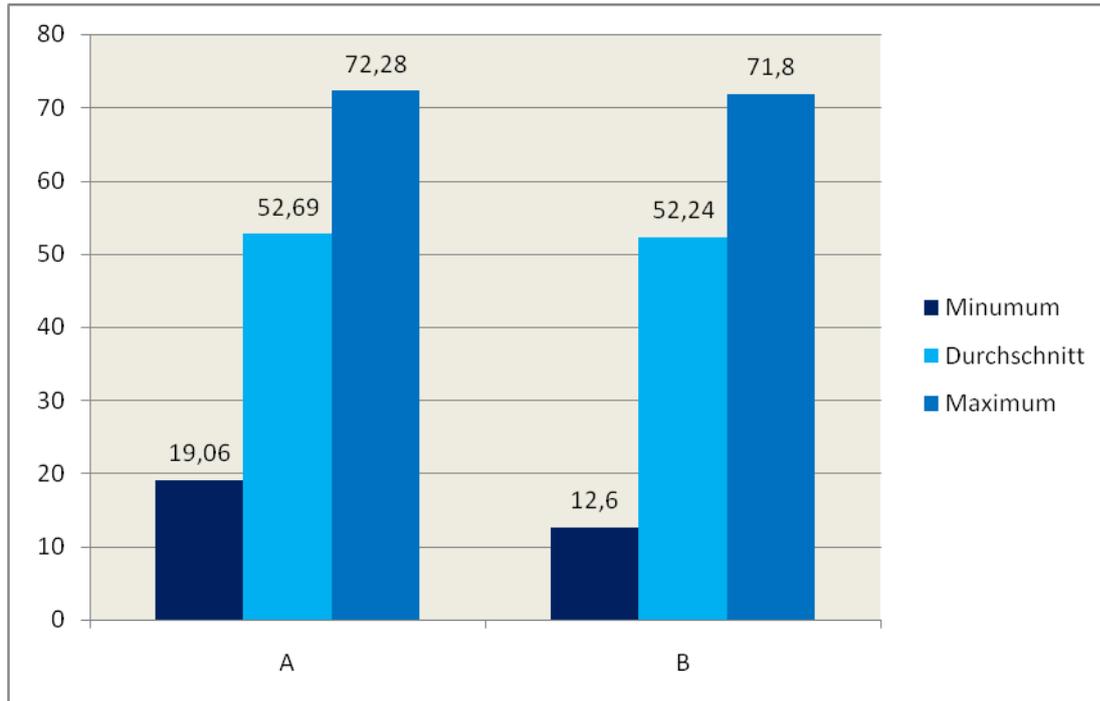


Abbildung 19: Psychisches Gesundheitsempfinden

5.11 Standzeiten

Im nachuntersuchten Zeitraum wurde lediglich ein Stielwechsel durchgeführt. Dies geschah nach 46,4 Monaten (3,88 Jahren) wegen rezidivierender Luxationen. Nach viermaliger Hüftprothesenluxation wurde in diesem Fall die Indikation zum Pfannen- und Stielwechsel gestellt. Weder eine aseptische noch eine septische Lockerung konnte intraoperativ festgestellt werden.

In einem weiteren Fall erfolgte bei Pfannenlockerung mit sekundärer Dislokation ein Pfannenwechsel nach 85,3 Monaten. Bei zwei Patienten fand ein Kopf- und Inlaywechsel statt (7,8 Monate und 68,4 Monaten). Die Indikationen zur Revision wurden zum einen bei einem Bruch des Inlays, zum anderen bei einer Beinlängendifferenz von >2 cm gestellt.

Bei einem weiteren Patienten wurden nach rezidivierenden Luxationen sowohl ein Kopf- und Inlaywechsel mit Bursektomie nach 61,0 Monaten und schließlich nach 74,8 Monaten (6,25 Jahre) Standzeit ein Pfannenwechsel durchgeführt.

Damit waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung noch 98,7% der Stiele in situ.

5.12 Prothesenassoziierte Komplikationen

5.12.1 Thromboembolische Komplikationen

Bei keinem der 77 nachuntersuchten Patienten kam es im postoperativen Verlauf zu klinisch auffälligen thromboembolischen Komplikationen.

5.12.2 Infektionen

Bei einem Patienten wurde postoperativ eine oberflächliche Wundinfektion mit begleitendem Temperaturanstieg diagnostiziert, welche jedoch erfolgreich antibiotisch therapiert werden konnte. Eine operative Wundrevision war hier nicht notwendig.

5.12.3 Reoperationen

Der früheste Zeitpunkt einer Reoperation war am zehnten postoperativen Tag zur Hämatomausräumung bei einer Nachblutung nach TEP-Implantation links. Diese Revision führte zu einer Läsion mit konsekutiver Parese des peronealen Anteils des N. ischiadicus.

Des Weiteren wurden im nachuntersuchten Zeitraum bei drei Patienten operationsbedürftige periartikuläre Verknöcherungen diagnostiziert. Bei zwei dieser Patienten betrug der Grad der Verknöcherungen Stadium 4 nach Brooker. Die Resektionen der Verknöcherungen erfolgten nach sechs Monaten, nach einem Jahr und nach 6,7 Jahren.

5.12.4 Kopf- und Inlaywechsel

Bei drei Patienten wurden ein Kopf- und Inlaywechsel durchgeführt. Bei einem dieser Patienten kam es trotz Kopf- und Inlaywechsel und Bursektomie zu rezidivierenden Luxationen, so dass zusätzlich ein Pfannenwechsel indiziert wurde. Ein Wechsel des Inlays aufgrund eines PE Verschleißes wurde in keinem Fall durchgeführt.

5.12.5 Nervenläsionen

Nach Kopf- und Inlaywechsel bei einer Beinlängendifferenz von zwei Zentimetern nach Prothesenimplantation kam es bei einem Patienten zu einer Läsion mit Lähmung des Nervus gluteus superior.

Bei einem weiteren Patienten wurde im Verlauf der Erstimplantation der Hüftendoprothese der Nervus femoralis irreversibel beschädigt. Dies führte zu einer Parese der entsprechenden Muskulatur mit konsekutiver Beeinträchtigung der aktiven Oberschenkelstreckung.

Eine Reoperation am zehnten postoperativen Tag aufgrund einer Hämatomausräumung bei Nachblutung führte zu einer Parese des peronealen Astes des Nervus ischiadicus.

5.12.6 Hüftgelenkluxationen nach Prothesenimplantation

Im nachuntersuchten Zeitraum kam es bei insgesamt drei von 77 Patienten zu einer Luxation der Hüftendoprothese. Dies entspricht 3,9% der implantierten Prothesen; alle drei Patienten waren weiblich. Bei einer 36-jährigen Patientin war dies ein einmaliges Ereignis während der Anschlussheilbehandlung. Nach geschlossener Reposition bestand keine Notwendigkeit einer weiteren operativen Therapie.

Bei einer 52-jährigen Patientin wurde nach rezidivierenden Luxationen ein Kopf- und Inlaywechsel durchgeführt, bei einer 70-jährigen Patientin wurden nach vier beschriebenen Luxationen sowohl Pfanne als auch Stiel gewechselt. Bei keinem der Patienten kam es im nachuntersuchten Zeitraum nach den jeweiligen Revisionseingriffen zu einer Reluxation.

5.13 Neu- und Begleiterkrankungen

Bei 22 Patienten erfolgte innerhalb des nachuntersuchten Zeitraums die endoprothetische Versorgung des kontralateralen Hüftgelenks. Fünf Patienten berichteten über eine postoperativ diagnostizierte Gonarthrose; bei einem dieser Patienten wurde eine Kniegelenksprothese implantiert. Insgesamt 14 Patienten klagten nebenbefundlich über Beschwerden im Bereich der Wirbelsäule, diesbezüglich wurden fünf Bandscheibenvorfälle und drei Spinalkanalstenosen diagnostiziert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 dargestellt.

Neuerkrankung	Anzahl
Kontralaterale H-TEP	22
Gonarthrose	6
Lumbago/ Lumboischalgie	6
Andere	7
Bandscheibenvorfall	5
Spinalkanalstenose	3
Rheumatische Erkrankung	3
Erkrankung des Gefäßsystems	3
Maligne Neoplasie	2
Omarthrose	2
Endogene Depression	1
Hallux valgus	1

Tabelle 5: Neu- und Begleiterkrankungen

6. Diskussion

Das Ziel der Endoprothetik ist das Wiedererlangen einer schmerzfreien biomechanischen Funktion des betroffenen Gelenkes zur Sicherung oder Verbesserung der Lebensqualität (Amstutz, 1985; Breusch et al., 2000). Dies soll durch eine dauerhafte Integration eines Fremdmaterials in den menschlichen Körper erreicht werden (Gradinger, 2006).

Seit der Entwicklung der Arthroplastik sorgten immer wieder verschiedene Neuerungen für Aufsehen, doch viele dieser Neuentwicklungen konnten die an sie gestellten hohen Erwartungen nicht erfüllen. Oft wurde keine wesentliche Verbesserung des Outcomes erzielt, teilweise kam es gar zu einer Verschlechterung.

Bei dem in dieser Studie verwendeten Prothesentyp handelt es sich um einen zementlos verankerten Hüftstiel der Firma ESKA Implants. Das Modell G2 weist eine teilstrukturierte Spongiosametalloberfläche mit einer standardmäßigen TiNb-Beschichtung auf und wird metaphysär verankert.

Die Methoden für Implantatverankerung lassen sich prinzipiell unterscheiden in zementiert und zementfrei.

Bei der Verwendung von Knochenzement stellt Polymethylmetacrylat eine feste und statische Verbindung zwischen Prothesenoberfläche und Knochen dar. Dies bedingt eine sehr hohe frühe Vollbelastbarkeit des Implantates. Aufgrund der andauernd wechselnden Belastung können allerdings im Sinne einer Materialermüdung Mikrofrakturen auftreten, welche dann zu einer Prothesenlockerung führen.

Im Gegensatz dazu entsteht bei der zementfreien Verankerung im Idealfall eine biomechanische Verbindung zwischen Knochen und Prothese, welche dynamisch ist und bei Auftreten von Mikrofrakturen das Potenzial zur Knochenheilung aufweist.

Gerade bei vergleichsweise jungen Patienten mit hohem Aktivitätsgrad können vermehrte Beanspruchung und wechselnde Belastungen der künstlichen Gelenke zu einer frühzeitigen Lockerung der zementierten Endoprothese führen, weswegen heutzutage vor allem bei Patienten mit ausreichender Knochenqualität die zementfreie Implantatfixation favorisiert wird (Gollwitzer et al., 2006).

Es ist offensichtlich, dass die Standzeiten zementierter Prothesenelemente limitiert sind. Jede größer angelegte Studie zu Langzeitergebnissen von zementierten Hüftendoprothesen ist hierzu beweisführend (Rothmann et al., 1990). Lokale Mikrofrakturen durch Dauerschwingbrüche und der dadurch verursachte Abrieb von Zementpartikeln können zu Granulomen und Osteolysen führen (Carlsson et al., 1983; Pazzaglia, 1990). Durch diese Zementmanteldefekte ist die Voraussetzung für eine Verbindung zwischen dem Hüftgelenk und dem Zement-Knochen-Interface geschaffen. So können im Hüftgelenk entstandene Abriebpartikel oder „wear debris“ auch in intakte Interface-Abschnitte migrieren (Jasty et al., 1986; Jasty et al., 1991), wodurch eine osteoklasteninduzierte Lockerungskaskade initiiert werden kann (Howie et al., 1988; Sabokbar et al., 1998; Schmalzried et al., 1992). Mjöberg ist der Meinung, dass Hitzenekrosen, welche bei der intraoperativen Polymerisation des Knochenzements entstehen, ursächlich für die mangelnde primäre Osteointegration und damit für die Migration sind (Mjöberg, 1991).

Bei Messungen im Knochen-Zement-Interface wurden in verschiedenen in-vivo Studien unterschiedliche Temperaturen, variierend von 37°C bis 70°C, erzielt (Toksvig-Larsen et al., 1991). Nach Sih et al. können thermale Nekrosen erst ab Temperaturgrenzen von über 47°C bei einer reinen Zementmanteldicken von 3mm erwartet werden (Sih et al., 1980). Die kritische Temperaturgrenze kann jedoch durchaus niedriger liegen, wenn der Knochen gegenüber einem Monomer, welches aus dem Zementteig leckt, exponiert ist (Mjöberg, 1991).

Die dauerhafte Integration einer zementfreien Endoprothese in den menschlichen Körper ist theoretisch möglich, ist diese denn optimal implantiert, anatomisch rekonstruierend und physiologisch einleitend. Voraussetzung für den Erfolg einer zementfreien Endoprothese ist, dass zwischen dem Implantat und vitalem Knochen eine biomechanische Verbindung geschaffen wird.

Verschiedene Versuche und Experimente, wie von Judet durch kraterförmige Vertiefungen (Judet R., 1975) oder von Mittelmeier mittels Tragrippen (Mittelmeier H., 1974) ermöglichten anfangs ein *Heranwachsen* des Knochens an die zerklüftete Implantatoberfläche. Lord gelang es schließlich, durch das Aufsintern von Kugeln ein begrenztes *Hineinwachsen* des Knochens in die Prothesenoberfläche zu erzielen (Lord G. et al., 1978). Jedoch erst durch ein dreidimensionales *Hindurchwachsen* von vitalem Knochen in die Prothesenoberfläche konnte die gewünschte knöchernerne stabile Integration erreicht werden. Dies wird durch interkonnektierende, dreidimensionale offenzellige Raumstrukturen ermöglicht, welche in ihrem Erscheinungsbild der menschlichen Spongiosa ähneln. Die Idee hierzu stammt von Grunewald und wurde von Henßge und Hanslik weiterentwickelt (Henßge et al., 1985).

Damit war eine Vaskularisierung des Knochens innerhalb der Struktur möglich. Allerdings muss die Oberfläche ausreichend große Poren für Eintritts- und Verbindungskanäle aufweisen (100-2000 μ m) (Mittelmeier et al., 1997). Die Oberflächenstruktur der in dieser Studie verwendeten G2 Prothese ist eine Spongiosametalloberfläche mit dreidimensionaler makroporöser Gitternetzstruktur, die der menschlichen Spongiosastruktur nachempfunden ist und eine knöchernerne Integration zulässt. Durch die verwendete Trabekelstruktur wird eine Maximierung der wirksamen Oberfläche erreicht, da die gesamte Geometrie knöchernerne integriert werden kann.

Der in dieser Studie nachuntersuchte teilstrukturierte G2 Stiel wird - im Gegensatz zu seinem Vorgängermodell GHE - im coxalen Femurende metaphysär verankert. Vollstrukturierte Standardimplantate werden im proximalen Femur sowohl metaphysär als auch diaphysär integriert. Eine diaphysäre Verankerung führt jedoch oft zu „Stress-shielding“, wobei durch die veränderte Krafteinleitung nach distal hin die Belastung auf den proximal gelegenen Knochen reduziert wird und es dadurch zu einer Verminderung der Knochendichte im metaphysären Bereich kommt.

Auch von der Verwendung von Hüftstielen mit proximalem Kragen, welcher zu einer verbesserten Kraftübertragung beitragen soll (Henßge et al., 1985), wurde aufgrund einer proximal-medialen Knochenresorption mit konsekutiver Rückbildung des Kalkars weitgehend wieder abgesehen (Runkel et al., 1994).

Bei dem Modell G2 sind nur die proximalen zwei Drittel des Stiels mit der makroporösen Trabekelstruktur bedeckt, wodurch eine Verminderung der Krafteinleitung nach distal hin bei gleichzeitig vermehrter proximaler Krafteinleitung erzielt werden. Dadurch soll die metaphysäre ossäre Integration gefördert und das Auftreten von sekundärem Stress Shielding verhindert werden.

Als zusätzliches Benefit von proximal teilstrukturierten Implantaten werden neben der oben erwähnten Reduktion des Stress Shieldings auch eine verminderte Korrosion und eine einfachere Explantation im Wechselfall diskutiert (Engh et al., 1988).

Ein weiterer Vorteil des G2-Stiels ist die isoelastische dynamische Integration des Implantats über das Spongiosametall. Das effektive Elastizitätsmodul der gegossenen Spongiosa-Metall-II-Oberfläche besitzt einen Wert von $300-400 \text{ N/mm}^2$, ist also mit den Werten des natürlichen Knochens vergleichbar. Das führt dazu, dass Spannungen und Bewegungen am Interface, wie sie aufgrund unterschiedlicher Elastizitätsmodule von Knochen und Metall bei Belastung auftreten, teilweise abgeschwächt werden können (Mittelmeier et al., 1999). Außerdem nimmt

der Tripodenaufbau in seiner Höhe von proximal nach distal graduiert ab und gleicht sich somit der Kraffteinleitung an, welche im proximalen metaphysären Bereich am größten ist und nach distal hin schwächer wird.

Die Zunahme von Prothesenimplantationen über die letzten Jahrzehnte hinweg resultiert auch in vermehrten Revisionsoperationen. Die Revisionsraten wegen aseptischer Prothesenlockerung in mittel- bis längerfristigen Follow-up Studien liegen zwischen 1,5% bis zu beinahe 20% (Callaghan et al., 1998).

Die Entfernung eines zementfreien Stiels im Sinne einer Revision ist weniger problematisch, wenn die Prothesenkomponente gelockert ist und die Prothesenoberfläche annähernd glatt ist (Schmidt et al., 2002). Handelt es sich jedoch um einen Prothesenstiel mit strukturierter, poröser Oberfläche wie bei dem ESKA G2 Stiel, ist eine Entfernung des Stiels selbst bei vollständig gelockerten Implantaten wegen einer fibrösen Verkapselung zwischen Prothesenstiel und Knochen überaus schwierig und technisch anspruchsvoll (Grundeil et al., 2006). Ist der Prothesenstiel teilweise noch knöchern integriert, nimmt der Schwierigkeitsgrad noch zu; schlimmstenfalls, zum Beispiel bei Auftreten von periprothetischen Frakturen oder Infektionen, muss eine noch komplett ossär integrierte und festsitzende Prothese ausgebaut werden (Schmidt et al., 2002). Das Ergebnis eines solchen Revisionseingriffs soll die vollständige Entfernung des Implantats mit möglichst geringen Knochendefekten sein (Grundeil et al., 2006).

Gradinger hält die Diskussion über die Entfernbarkeit eines knöchern integrierten Implantats für eine Scheindiskussion, welche an dem Ziel der dauerhaften Versorgung der Patienten vorbeigeht (Gradinger, 2006).

Im Gegensatz zu vollstrukturierten Implantaten liegen für die proximal-teilstrukturierten Stiele noch keine Langzeitergebnisse vor. Jedoch lassen aktuelle klinische Beobachtungen

vielversprechende Ergebnisse erwarten. In der hier diskutierten Studie wurden 77 Prothesen durchschnittlich 7,8 Jahre nach Implantation retrospektiv nachuntersucht. Der Alters-Mittelwert der in dieser Studie untersuchten Patienten betrug bei Implantation 48 ± 25 Jahre. Der Erfolg des G2-Stiels wird durch die geringe Wechselrate im nachuntersuchten Zeitraum deutlich. Lediglich ein Stielwechsel wurde durchgeführt. Dies geschah 46,4 Monate nach Implantation und wurde aufgrund rezidivierender Prothesenluxationen indiziert. Somit wurde der Stiel nicht wegen einer aseptischen oder septischen Lockerung gewechselt, sondern aufgrund Malposition bei der Primärimplantation. Es konnte in keinem Fall eine aseptische Lockerung festgestellt werden.

Dieses Ergebnis ähnelt Resultaten aus anderen internationalen Studien. Bhalodiya und Singh veröffentlichten 2009 eine Follow-up Studie über den zementlosen Spotorno-Stiel (CLS, Centerpulse, Zürich, Schweiz). Nach 8 Jahren waren noch 99% der Stiele implantiert, wobei ein Stielwechsel aufgrund einer periprothetischen Fraktur in Folge eines Hochrasanztraumas und nicht wegen aseptischer Lockerung auftrat. In dieser Studie betrug die Inzidenz von postoperativen Oberschenkelschmerzen lediglich 1% (Bhalodiva et al., 2009). In einer anderen Nachuntersuchung des Spotorno-Schafts durch Aldinger et al. waren 95% der Stiele nach einem Untersuchungszeitraum von durchschnittlich 12 Jahren noch in situ, in 5% der Fälle erfolgte wegen aseptischer Prothesenlockerung eine Revision (Aldinger et al., 2003).

Bei der zementfreien Mallory-Head Prothese betrug die Revisionsrate 2,5%. 97,5% der nachuntersuchten 120 Prothesen waren nach einem Untersuchungszeitraum von durchschnittlich 10 Jahren noch implantiert, in 3,4% der Fälle traten Oberschenkelschmerzen auf (Mallory et al., 2001). Teloken et al. berichteten in einer Nachuntersuchung von 67 zementfreien Tri-lock Prothesen nach 10-15 Jahren über keinerlei Revision aus Gründen der aseptischen Lockerung, wobei in 2% postoperative Oberschenkelschmerzen bestanden (Teloken et al., 2002). Delaneauy et al. dokumentieren in einer Nachuntersuchung des

zementlosen Zweymüller-Stiels nach 10 Jahren eine Überlebensrate der Stiele von 95,4%. In dieser Studie betrug die Inzidenz von postoperativen Oberschenkelschmerzen 2,5% (Delaneauy et al., 2001).

Aseptische Prothesenlockerung als Folge der sogenannten Abrieb- oder Partikelkrankheit ist der Hauptgrund für das Spätversagen der Hüfttotalendoprothetik (Jacobs et al., 2007; Harris, 2004; Clohisy et al., 2004). Der Verschleiß des Polyethylen-Inlays produziert jährlich Milliarden von Abriebpartikeln (McKellop et al., 1995), was zu einer Fremdkörperreaktion und daraus resultierend zu einer Knochenresorption und Osteolysen führen kann. Durch die damit einhergehende Lockerung der Prothesenkomponenten sind Lebensdauer und Standzeit der Endoprothese limitiert (Harris, 1996). Folglich könnten verbesserte Abriebeigenschaften des Polyethylen-Inlays zur dauerhaften Integration einer Prothese beitragen.

In den 90er Jahren des letzten Jahrhunderts wurde eine Anzahl von „highly-crosslinked“ Polyethylenen entwickelt, welche darauf abzielen sollten, die Inzidenz der Partikel-Krankheit zu reduzieren und dadurch die Langlebigkeit der Implantate zu verbessern (Jacobs et al., 2007). In Versuchen mit Hüftsimulatoren konnte gezeigt werden, dass highly-crosslinked Ethylene im Vergleich zu normalen Ethylenen eine wesentliche Reduzierung sowohl der Anzahl als auch der Größe der Abriebpartikel aufweisen (Ries et al., 2001). Eine in-vivo Nachuntersuchung von Bradford et al. mit einer Analyse von 21 highly-crosslinked PEs zeigte jedoch makro- und mikroskopische Schäden, welche in in-vitro-Experimenten nicht nachgewiesen wurden und daher lange unvermutet blieben (Bradford et al., 2004). Alle in dieser Studie untersuchten Komponenten wiesen Beweise für eine Oberflächendehformierung mit Rissbildungen, Kratzern und Erosionen auf. Dieses Ergebnis wurde auf die schlechteren mechanischen Eigenschaften wie reduzierte Dehnbarkeit, Geschmeidigkeit und Stressresistenz der Inlays nach exzessivem Crosslinking zurückgeführt. Die Studie von

Bradford ist beweisführend dafür, dass frühe in-vivo Befunde von highly-crosslinked Polyethylenen sich abweichend von den exzellenten in-vitro Ergebnissen darstellen.

Die in dieser Nachuntersuchung verwendeten ESKA Polyethylen-Inlays sind nicht highly-crosslinked, weisen jedoch in dieser Studie sehr gute Abriebeigenschaften auf, da es in keinem Fall zu einer Partikelkrankheit mit Wechsel des Inlays gekommen ist.

Ziel der Arbeit war es, neben den einzelnen Standzeiten der ESKA G2 Prothese außerdem das funktionelle Outcome der Prothese zu ermitteln und die postoperative Lebensqualität der Patienten zu evaluieren.

Zur Bewertung der Hüftgelenksfunktion nach Prothesenimplantation wurde der Score nach Merle d'Aubigné verwendet. Dieser bewährte und validierte Score (Kirit et al., 2005) bedient sich eines Schemas, welches alltägliche Bewegungen einem bestimmten Bewegungsausmaß zuordnet und damit die Bestimmung des Bewegungsausmaßes erleichtert. 60 von 77 Patienten, also 77,9%, erreichten postoperativ eine sehr gute Beugefähigkeit im Hüftgelenk von über 90°.

Weiterhin gelingt über die Summe der Scores „Schmerzen“ und „Gehvermögen“ eine zusätzliche funktionelle Beurteilung. 58 aller Patienten (75,3%) erreichten auch hier ein exzellentes Ergebnis. Die Addition aller Unterpunkte der drei verschiedenen Scores betrug im Durchschnitt 15,4 von insgesamt 18 zu erreichenden Punkten. Allerdings muss man diese Ergebnisse vergleichend betrachten. So stellten Matsui et al. am GHE-Stiel von ESKA nach 6,3 Jahren einen Merle d'Aubigné Score von 16,9 Punkten fest (Matsui et al., 1998), ebenso wie Hsieh et al. mit der zementlosen Omnifit-Prothese nach 8,2 Jahren (Hsieh et al., 2000). Tonio et al. wiesen bei der ebenfalls zementfreien ABG-Prothese nach 5 Jahren einen Merle d'Aubigné Score von 17,3 Punkten nach (Tonino et al., 2000).

Das Vorhandensein von Komorbiditäten und präoperativ bestehenden starken Schmerzen ist mit schlechterem Outcome von Hüft-Scores assoziiert (Davis et al., 2006)

Trotz gut funktionierender Hüft-Endoprothetik ist mit zunehmendem Alter durch eine Reduzierung des Allgemeinzustandes eine Verschlechterung der Ergebnisse von Hüft Scores zu erwarten (Santaguida al., 2008). Der eigentliche Zweck eines Hüft-Beurteilungs-Systems soll sein, das Hüftgelenk isoliert zu beurteilen, was aber durch den Einfluss äußerer Störfaktoren kaum möglich ist.

33 von 77 Patienten berichteten im Rahmen der Nachuntersuchung über mindestens eine behandlungsbedürftige Nebenerkrankung. In 6 Fällen sind dies internistische Komorbiditäten (u.a. dialysepflichtige Niereninsuffizienz, Diabetes mellitus, koronare Herzkrankheit); in 22 Fällen wurde aufgrund einer Coxarthrose eine endoprothetische Versorgung des kontralateralen Hüftgelenks durchgeführt; in 23 Fällen traten weitere orthopädische Nebenerkrankungen auf, davon handelt es sich bei 14 Patienten um Erkrankungen im Bereich der Wirbelsäule (Lumbalgie, Spinalkanalstenose, Bandscheibenprolaps) und bei 9 Patienten um arthrotische Beschwerden anderer großer Gelenke (endoprothetischer Knie- und Schultegelenksersatz). Zwei Patienten berichteten über neu aufgetretene maligne Neoplasien, eine Patientin musste sich zwei Jahre lang einer Psychotherapie unterziehen.

Das Ergebnis des Merle d'Aubigné Scores zeigte in dieser Gruppe erwartungsgemäß einen niedrigeren Wert als im Gesamtkollektiv (14,9 gegenüber 15,4).

Trotz des geringfügig schlechteren Ergebnisses im Merle d'Aubigné Score bezeichneten in der globalen Beurteilung des klinisch-subjektiven Ergebnisses 86% aller Patienten das Outcome der Behandlung als positiv (48 sehr zufrieden, 13 mäßig zufrieden, 5 eher zufrieden). Nur 9,1% aller nachuntersuchten Patienten äußerten Unzufriedenheit, wobei sich sechs Patienten „sehr unzufrieden“ und ein Patienten „mäßig unzufrieden“ mit dem Behandlungsergebnis zeigten.

94 % aller Befragten (72 Patienten) würden die erfolgte Behandlung mittels Implantation einer zementfreien Hüfttotalendoprothese einem Bekannten mit demselben Problem weiterempfehlen, wohingegen fünf Patienten (6%) von dem Eingriff abraten würden.

Auch im Score nach McNab, in welchem die Patienten gebeten wurden, den Therapieerfolg zum Zeitpunkt der Untersuchung anhand weiter bestehender Schmerzen und der daraus resultierenden Einschränkung der Alltagsaktivität abzuschätzen, waren die Ergebnisse durchaus positiv zu bewerten. So gaben 38 Patienten (49,4%) ihren Therapieerfolg mit „exzellent“ an, 24 Patienten (31,2%) mit „gut“. Sieben Patienten zeigten sich nur mäßig zufrieden (9,1%) und acht Patienten (10,4%) empfanden die bei ihnen durchgeführte Therapie schlecht mit weiterhin bestehender OP-Indikation.

In der Korrelation des McNab Scores mit dem Alter der Patienten fällt auf, dass in der Altersgruppe der unter 40-jährigen Patienten in keinem Fall von einem subjektiv schlechten Ergebnis berichtet wurde und der Therapieerfolg vorwiegend als exzellent oder gut bezeichnet wurde. Dies stimmt mit den Ergebnissen der Studie von Santaguida et al. (2008) überein, die ebenfalls nachwies, dass mit zunehmendem Alter eine schlechtere Funktionalität erreicht wird.

Eine weitere Korrelation des McNab Scores mit dem Body-Mass-Index erbrachte keine signifikanten Unterschiede zwischen normalgewichtigen Patienten (BMI 18,5- 24,9) und Patienten mit Präadipositas (BMI 25,0-29,9) oder Adipositas (BMI>30,0). Dieses Ergebnis ist aufgrund zu geringer Fallzahlen in die verschiedenen Einteilungen der Gewichtsklassen nach der WHO (untergewichtig, normalgewichtig, präadipös, Adipositas I°-III°) nicht aussagekräftig. Auch Ibrahim et al. (2005) fanden keinen Hinweis, dass der Body Mass Index einen Einfluss auf das Ergebnis nach Hüftprothesenimplantation ausübt. In der gängigen Literatur wird der Effekt von Fettleibigkeit auf das Langzeitergebnis der Endoprothetik kontrovers diskutiert. Anderson et al. (1979) sowie Soballe et al. (1987) konnten nachweisen,

dass es keine numerischen Unterschiede bezüglich des Auftretens von postoperativen Komplikationen zwischen fettleibigen und normalgewichtigen Patienten gibt. Andererseits gibt es Studien, die eine positive Korrelation von Adipositas und perioperativen Komplikationen aufweisen. So konnten Bowditch et al. 1999 einen vermehrten Blutverlust bei übergewichtigen Patienten bei der Prothesenimplantation nachweisen. Surin et al. konnten 1983 in ihrer Follow-up Studie elf Jahre postoperativ einen Zusammenhang zwischen Adipositas und aseptischer Prothesenlockerung feststellen, und Chao et al. zeigten 1981 eine Assoziation von hohem Körpergewicht und dem Bruch von Implantatkomponenten in der Hüftendoprothetik.

Zur postoperativen Angabe der Schmerzintensität wurde die Visuelle Analog Skala verwendet. 52% der Befragten (40 Patienten) gaben zum Zeitpunkt der Untersuchung absolute Schmerzfreiheit an. 22 weitere Patienten (28,6%) gaben keinen höheren Wert als 4 auf der Skala an. Jeweils ein Patient bezeichnete das Schmerzmaß mit 8 bzw. 9, und zwei Patienten gaben den höchsten Schmerzwert von 10 auf der VAS an.

Bei der Untersuchung wurde die Art und exakte Lokalisation der Schmerzen, welche bedingt durch die Prothesenimplantation auftraten, nicht weiter spezifiziert. Eine der beiden Patientinnen, die eine VAS von 10 angaben, litt nach einer hämatombedingten Revisionsoperation unter iatrogenen Schädigung des Nervus peroneus. Die zweite Patientin, welche sich bei einer VAS von 10 sehr unzufrieden mit dem Ergebnis nach endoprothetischem Gelenkersatz zeigte, erkrankte im Zeitraum nach der Implantation zusätzlich an einem Bandscheibenvorfall sowie an einer Spinalkanalstenose. Beide Patientinnen wiesen zum Zeitpunkt der Untersuchung einen Body Mass Index von über 30,0 auf. Ob der hohe BMI nun eine Folge des mangelhaften Outcomes der Operation ist, oder ob das schlechte Ergebnis aufgrund der Adipositas entstanden ist, ist ursächlich nicht mehr ermittelbar.

Wie schon Ethgen et al. 2004 feststellen, dient die Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität zur Beurteilung des Gesamtergebnisses. In dieser Studie wurde dazu der Short-Form-12 Fragebogen verwendet, welcher eine fragebezogene Bestimmung sowohl des körperlichen als auch des psychischen Gesundheitsbefindens der untersuchten Personen erlaubt. Die Daten wurden mittels eines validierten Auswertungsprogrammes umgewandelt, wobei mehr bzw. weniger als 50 Punkte für eine höhere bzw. niedrigere Lebensqualität als der deutsche Bevölkerungsdurchschnitt stehen. Der in dieser Studie erreichte Median-Wert des physischen Gesundheitszustandes nach Prothesenimplantation ist mit 45,29 Punkten etwas geringer als der Vergleichswert einer deutschen Normstichprobe. Auch der Maximalwert von 62,21 Punkten zeigt sich im Vergleich zur Durchschnittsbevölkerung mit 64,92 Punkten etwas reduziert. Dafür liegt das Minimum in unserer Studie bei 17,31 im Gegensatz zum Durchschnitt mit 11,67.

Die emotionale Befindlichkeit liegt mit 52,69 Punkten über dem Niveau der Gesamtbevölkerung. Auch die hier errechneten Minimal- und Maximalwert für den psychischen Gesundheitszustand sind im Vergleich etwas höher als die entsprechenden Werte der Normprobe.

In 25 Fällen wurde eine nicht näher bezeichnete Coxarthrose als Indikation genannt. Der Mehrzahl der Patienten wurden jedoch entweder eine Hüftgelenkdysplasie oder andere Formen von angeborenen oder erworbenen Skelettretardierungen diagnostiziert (siehe hierzu auch Tabelle 4: Indikationen zur Prothesen-Implantation).

Der Prothesenimplantation bei angeborener Hüftdysplasie gingen bei 17 der untersuchten Patienten, also bei 22,1%, unterschiedliche Arten von Umstellungsosteotomien voraus. Die meisten davon waren intertrochantäre Umstellungen, doch auch Pfannendachplastiken und Becken-Dreifach-Osteotomien nach Tönnis waren darunter. Zehn dieser Patienten zeigten sich mit dem Ergebnis zum Zeitpunkt der Untersuchung sehr zufrieden, sechs mäßig zufrieden und nur ein Patient etwas unzufrieden. Obwohl keine Erfassung des

Gesundheitszustandes vor der endoprothetischen Versorgung durchgeführt wurde, lässt aus dem postoperativen Zufriedenheitsgrad dieser Patienten schließen, dass durch die Prothesenimplantation die gesundheitsbezogene Lebensqualität gestiegen ist. Dieses Ergebnis würde auch mit den von Kiebzak et al. (2002) und Nilsson et al. (2001) durchgeführten Studien korrelieren, welche eine Verbesserung der Lebensqualität durch eine Hüftprothesenimplantation nachweisen konnten.

Erwähnenswert sind noch die exzellenten Ergebnisse bezüglich der prothesenassoziierten Komplikationen. So kam es bei keinem der 77 nachuntersuchten Patienten im postoperativen Verlauf zu folgeträchtigen periprothetischen Infektionen der implantierten Endoprothesen. Lediglich bei einem Patienten wurde postoperativ eine oberflächliche Infektion mit Temperaturanstieg diagnostiziert, welche jedoch erfolgreich antibiotisch und ohne Revisionsoperation therapiert werden konnte.

Kritisch betrachtet werden muss die Tatsache, dass aufgrund des retrospektiven Aufbaus dieser Studie lediglich eine aktuelle Bestandsaufnahme der Prothesen und der damit verbundenen Problematik möglich war. Präoperative Erfassungen von gesundheitsbezogener Lebensqualität, VAS, und den Scores nach Merle d'Aubigné und Postel und McNab der im Zeitraum zwischen 1995 und 1998 operierten Patienten lagen der Untersucherin nicht vor. Eine vergleichende, prospektive Studie mit größeren Fallzahlen und zusätzlichen radiologischen Verlaufskontrollen wäre erstrebenswert um genauere und aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten.

Das Ziel einer dauerhaften, möglichst lebenslangen ossären Integration von Endoprothesen rückt dank der heutigen Implantate immer näher. Limitationen werden derzeit noch vor allem durch späte Implantatlockerungen und Fehlbelastungen aufgrund von mangelhafter

Prothesenimplantation und Malalignment gesetzt. Zukünftige Ansätze zur Weiterentwicklung müssen interdisziplinär bearbeitet werden und sollten sich vor allem mit der Optimierung der knöchernen Prothesenverankerung und der Reduktion der Abriebpartikel an den artikulierenden Gleitpartnern befassen.

7. Zusammenfassung

Die dauerhafte knöcherne Integration eines Implantates ist das Ziel des alloplastischen Gelenkersatzes des Hüftgelenkes.

Der in dieser Studie untersuchte Stiel Modell G2 der Firma ESKA Implants weist eine Spongiosametalloberfläche mit dreidimensionaler makroporöser Gitternetzstruktur auf, welche auf die proximalen zwei Drittel begrenzt ist, eine proximale Krafteinleitung ermöglicht und zementfrei implantiert wird.

Ziel dieser retrospektiven Studie war es, die Standzeit und das funktionelle Ergebnis nach Implantation zu erfassen.

Zwischen August 1995 und Dezember 1998 wurden bei 106 Patienten 108 zementlose G2-Stiele implantiert, von denen 77 nachuntersucht werden konnten. Die Nachuntersuchung der 49 weiblichen und 28 männlichen Patienten erfolgte nach durchschnittlich 7,8 Jahren. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation betrug 57 Jahre und 4 Monate (minimal 22, maximal 76 Jahre).

Im nachuntersuchten Zeitraum wurde ein Stielwechsel durchgeführt. Dieser erfolgte nach 46,4 Monaten (3,88 Jahren) im Rahmen einer kompletten Prothesenrevision mit Pfannenwechsel nach viermaliger Hüftprothesenluxation. Es kam in keinem Fall zu einer aseptisch oder septischen Lockerung.

In 3 Fällen wurde wegen Luxationen ein Pfannenwechsel durchgeführt.

Damit waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung noch 98,7% der Stiele und 96,1% der Pfannen in situ.

Der Merle d'Aubigné Gesamtscore betrug postoperativ im Durchschnitt 15,4 von insgesamt 18 zu erreichenden Punkten. 52% der Befragten (40 Patienten) gaben zum Zeitpunkt der Untersuchung auf der visuellen Analog Skala absolute Schmerzfreiheit an.

Zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität wurde der Short-Form-12 Fragebogen verwendet.

Zum Zeitpunkt der Untersuchung zeigte sich das Ergebnis bezüglich der Lebensqualität vergleichbar mit dem Ergebnis eines randomisierten Bevölkerungsquerschnitts (50 Punkte). Mit 45,29 Punkten (nicht signifikant für $p < 0,05$) war die körperliche Gesundheit im Vergleich mit der Normstichprobe etwas geringer, dafür lag der psychische Gesundheitszustand mit 52,69 Punkten marginal über dem Allgemein-Niveau.

Im McNab Score gaben 38 Patienten (49,4%) ihren Therapieerfolg mit „exzellent“ an, 24 Patienten (31,2%) mit „gut“. Sieben Patienten zeigten sich nur mäßig zufrieden (9,1%) und acht Patienten (10,4%) empfanden die bei ihnen durchgeführte Therapie als schlecht.

Insgesamt bewerteten 86% aller Patienten das Outcome der Behandlung positiv (48 sehr zufrieden, 13 mäßig zufrieden, 5 eher zufrieden) und 94 % der Befragten (72 Patienten) würden die gleiche Behandlung weiterempfehlen.

Es konnte gezeigt werden, dass mit dem G2 Hüftstiel sehr gute funktionelle und klinische Ergebnisse bei ausgezeichneter Standzeit des Implantates erreicht werden können. Konsekutive Studien werden zeigen müssen, ob sich diese hervorragenden Ergebnisse im Langzeitverlauf bestätigen lassen.

8. Literaturverzeichnis

Aldinger, P.R., Breusch, S.J., Lukoschek, M., Mau, H., Ewerbeck, V., Thomsen, M. A 10- to 15-year follow-up of the Cementless Spotorno stem. *J. Bone Joint Surg. Br.* 85 (2003) 209

Amstutz, H.C. Arthroplasty of the hip. The search for durable component fixation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1985) 343-361

Anderson, L., Kammerer, W.S., Greer, R.B. III Risk factor assessment in 101 total hip arthroplasties. *Clin. Orthop.* 141 (1979) 50-54

Bauer, T.W., Schils, J. The pathology of total joint arthroplasty. I. Mechanisms of implant fixation. *Skeletal Radiol.* 28 (1999) 423-432

Bauer, T.W., Schils, J. The pathology of total joint arthroplasty.II. Mechanisms of implant failure. *Skeletal Radiol.* 28 (1999) 483-497

Bhalodiya, H.P., Singh, S.P. Results with the Cementless Spotorno Stem in Total Hip Arthroplasty. *J Arthr.plasty* 24 (2009) 1188-1192

Blauth, W., Donner, K. Zur Geschichte der Arthroplastik. *Z. Orthop. Ihre. Grenzgeb.* 117 (1979) 997-1006

Bowditch, M.G., Villar, R.N. Do obese patients bleed more? A prospective study of blood loss at total hip replacement. *Ann. R. Coll. Surg. Eng.* 81 (1999) 198–200

Bradford, L., Baker, D., Ries, M.D., Pruitt, L.A. Fatigue crack propagation resistance of highly crosslinked polyethylene. *Clin. Orthop.Relat. Res.* 429 (2004) 68-72

Breusch, S.J., Aldinger, P.R., Thomsen, M., Ewerbeck, V., Lukoschek, M. Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil I: Prothesenstiel. *Unfallchirurg* 103 (2000) 918-931

Brown, T.E., Larson, B., Shen, F., Moskal, J.T. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 10 (2002) 385-392

Bullinger, M. Assessing health related quality of life in medicine. An overview over concepts, methods and applications in international research. *Restor. Neurol. Neurosci.* 20 (2002) 93-101

Callaghan, J.J., Rosenberg, A.G., Rubash, H.E. "The adult hip" Lippincott-Raven, Philadelphia, 1998

Cameron, H.U., Pilliar, R.M. , Macnab, I. The rate of bone ingrowth into porous metal. *J. Biomed. Mater. Res.* 10 (1976) 295-302

Campbell, A.C., Rorabeck, C.H., Bourne, R.B., Chess, D., Nott, L. Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *J. Bone Joint Surg. Br.* 74 (1992) 63-66

Carlsson, Å.S., Gentz, C.F., Linder, L. Localized bone resorption in the femur in mechanical failure of cemented total hip arthroplasties. *Acta Orthop. Scand.* 54 (1983) 396–402

Chao, E.Y.S., Coventry, M.B. Fracture of the femoral component after total hip replacement. An analysis of fiftyeight cases. *J. Bone Joint Surg. Am.* 63 (1981) 1078–1094

Charnley, J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J. Bone Joint Surg. Br.* 42 (1960) 28-30

Clohisy, J.C., Calvert, G., Tull, F., McDonald, D., Maloney, W.J. Reasons for revision hip surgery. A retrospective review. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 429 (2004) 188-192

Davis, A., Agnidis, Z., Badley, E., Kiss, A., Waddel, J. P., Gross, A. E. Predictors of Functional Outcome Two Years Following Revision Hip Arthroplasty *J. Bone Joint Surg. Am.* 88 (2006) 685-691

Delaunay , C., Bonomet, F., North, J., Jobard, D., Cazeau, C., Kempf, J.F. Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5- to 10-year multicenter study. *J. Arthroplasty* 16 (2001) 47-54

Effenberger, H., Imhof, M., Witzel, U., Rehart, S. Zementfreie Hüftschäfte. *Aktueller Stand. Orthopäde* 34 (2005) 477-500

Effenberger, H., Mechtler, R., Jerosch, J., ·Munzinger, U., Schunck, J. Qualitätsmanagement in der Hüft- und Knieendoprothetik. *Orthopäde* 30 (2001) 332-344

Eng, C.A., Boby, J.D. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 231 (1988) 7-28

Eng, C.A., Boby, J.D., Glassman, A.H. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J. Bone Joint Surg. Br.* 69 (1987) 45-55

Eng, C.A., McGovern, T.F., Boby, J.D., Harris, W.H. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 74 (1992) 1009-1020

Ethgen, O., Bruyere, O., Richy, F., Dardennes, C., Reginster, J.Y. Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *J. Bone Joint Surg. Am.* 86 (2004) 963-974

Fernandes, P.R., Folgado, J., Jacobs, C., Pellegrini, V.A. A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems. *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 167–176

Gandek, B., Ware, J.E., Aaronson, N.K., Apolone, G., Bjorner, J.B., Brazier, J.E., Bullinger, M., Kaasa, S., Leplege, A., Prieto, L., Sullivan, M. Cross-validation of item selection and scoring for the SF-12 Health Survey in nine countries: results from the IQOLA Project. *International Quality of Life Assessment. J. Clin. Epidemiol.* 51 (1998) 1171-1178

Gerdesmeyer, L., Gollwitzer, H., Diehl, P., Buttgereit, B., Rudert, M. The Minimally Invasive Anterolateral Approach Combined with Hip Onlay Resurfacing. *Oper. Orthop. Traumatol.* 21 (2009) 65–76

Gollwitzer, H., Gradinger, R. Hüfte: Standardimplantate. In: „Ossäre Integration“, Gradinger R., Gollwitzer H.(Hrsg.) Springer Verlag, Berlin-Heidelberg, 2006, 1. Auflage, 99-109

Gomez, P.F., Morcuende, J.A. Early attempts at hip arthroplasty - 1700s to 1950s. *Iowa Orthop. J.* 25 (2005) 25-9

Gradinger, R., Mittelmeier, W., Russlies, M., Plötz, W., Grundei, H. Zementlose Hüftgelenkendoprothese mit dreidimensionaler offenzelliger interkonnektierender Oberflächenstruktur- Entwicklung und Ergebnisse. Zuckerschwerdt Verlag, München- Bern-Wien-New York, 1996

Gradinger, R. Vorwort. In: „Ossäre Integration“, Gradinger R., Gollwitzer H.(Hrsg.) Springer Verlag, Berlin-Heidelberg, 2006, 1. Auflage, V

Grundei, H. Geschichtliche Entwicklung der Endoprothetik und der Fixation durch Spongiosa-Metall. In: " Ossäre Integration", Gradinger R., Gollwitzer H. (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin-Heidelberg, 2006, 1.Auflage, 2-13

Grundei, H., Gollwitzer, H. Entfernung ossär integrierter Implantate. In " Ossäre Integration", Gradinger R., Gollwitzer H. (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin-Heidelberg, 2006, 1.Auflage, 215-219

Harris, W.H. Osteolysis and particle disease in hip replacement. *Acta. Orthop. Scand.* 65 (1994) 113-123

Harris, W.H. Conquest of a worldwide human disease: particle-induced periprosthetic osteolysis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 429 (2004) 39-42

Hays, R.D., Morales, L.S. The RAND-36 measure of health-related quality of life. *Ann. Med.* 33 (2001) 350-357

Henßge, E.J., Grundei, H., Etspuler, R., Koller, W., Fink, K. Die anatomisch angepasste Endoprothese des proximalen Femures. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 123 (1985) 821-828

Henßge, E.J., Peschel, U. Anatomisch angepasste Hüftendoprothese mit spongiös-metallischer Oberfläche. *Chir. praxis* 37 (1987) 503-512

Howie D.W., Vernon-Roberts B., Oakshott R., Manthey B. A rat model of resorption of bone at the cement-bone interface in the presence of polyethylene wear particles. *J. Bone Joint Surg. Am.* 70 (1988) 257–263

Hsieh, P.H., Shih, C.H., Lee, P.C., Yang, W.E., Lee, Z.L. Cementless total hip arthroplasty using the omnifit system: An 8.2 year follow-up study of 166 hips. *J. Orthop.Surg. Hong Kong* 8 (2000) 45-51

Ibrahim, T., Hobson, S., Beiri, A., Esler, C.N. No influence of body mass index on early outcome following total hip arthroplasty. *Int. Orthop.*29 (2005) 359-361

- Iglesias, C.P., Birks, Y.F., Torgerson, D.J. Improving the measurement of quality of life in older people: the York SF-12. *QJM*. 94 (2001) 695-698
- Jaffe, W.L., Scott, D.F. Total hip arthroplasty with hydroxyapatite-coated prostheses. *J. Bone Joint Surg. Am.* 78 (1996) 1918-1934
- Jasty M.J., Floyd W.E., Schiller A.L., Goldring S.R., Harris W.H. Localized osteolysis in stable, non-septic total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 68 (1986) 912-919
- Jasty M., Maloney W.J., Bragdon C.R., O'Connor D.O., Haire T., Harris W.H. The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Br.* 73 (1991) 551-558
- Kiebzak, G.M., Campbell, M., Mauerhan, D.R. The SF-36 general health status survey documents the burden of osteoarthritis and the benefits of total joint arthroplasty: but why should we use it? *Am. J. Manag. Care* 8 (2002) 463-474
- Kinner, B., Willmann, G., Storz, S., Kinner, J. Erfahrungen mit einer Hydroxylapatit-beschichteten makroporös strukturierten Hüftendoprothese. *Z. Orthop Ihre Grenzgeb.* 137 (1999) 114-121
- Kirmit, L., Karatosun, V., Unver, B., Bakirhan, S., Sen, A., Gocen, Z. The reliability of hip scoring systems for total hip arthroplasty candidates: assessment by physical therapists. *Clin. Rehabil.* 19 (2005) 659-661
- Kroell, A., Beaulé, P., Krismer, M., Behensky, H, Stoeckl, B., Biedermann, R. Aseptic stem loosening in primary THA: migration analysis of cemented and cementless fixation. *Int Orthop.* 33 (2009) 1501-1505
- Laupacis, A., Bourne, R., Rorabeck, C., Feeny, D., Tugwell, P., Wong, C. Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement: a randomized trial. *J. Bone Joint Surg. Am.* 84 (2002) 1823-1828
- Labitzke, R., Paulus, M. Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftchirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes Palacos. *Arch. Orthop. Unfallchir.* 79 (1974) 341-346
- Lord, G., Marotte, H.H., Blanchard, J.P., Guillaumon, J.L., Gory, M. Étude expérimentale de l'ancrage des arthroplasties totales madrèporique de hanche. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice. Appar. Mot.* 64 (1978) 459-470
- Mallory T.H., Lombardi Jr A.V., Leith J.R., Fujita, H., Hartman, J.F., Capps, S.G., Kefauver, C.A., Adams, J.B., Vorys, C.G. Minimal 10-year results of a tapered cementless femoral component in total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty* 16 (2001) 49-54
- Matsui, M., Nakata, K., Masuhara, K., Ohzono, K., Sugano, N., Ochi, T. The Metal-Cancellous Cementless Lubeck total hip arthroplasty. Five-to-nine-year results. *J. Bone Joint Surg. Br.* 80 (1998) 404-410

McKellop, H.A., Campbell, P., Park, S.H., Schmalzried, T.P., Grigoris, P., Amstutz, H.C., Sarmiento, A. The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 311 (1995) 3-20

Mittelmeier, H. Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 112 (1974) 27-33

Mittelmeier, W., Grunwald, I., Schäfer, R., Grundei, H., Gradinger, R. :Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen. *Orthopäde* 26 (1997) 117-124

Mittelmeier, W., Grunwald, I., Schäfer, R., Stainhauser, E., Gradinger, R. Vergleichende statische biomechanische Untersuchungen zu Tripoden-Oberflächenstrukturen zementfreier Endoprothesen. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 137 (1999) 122-128

Mjöberg, B. Fixation and loosening of hip prosthesis: a review. *Acta Orthop. Scand.* 62 (1991) 500–508

Nilsdotter, A.K., Aurell, Y., Siosteen, A.K., Lohmander, L.S., Roos, H.P. Radiographic stage of osteoarthritis or sex of the patient does not predict one year outcome after total hip arthroplasty. *Ann. Rheum. Dis.* 60 (2001) 228-232

Ogawa, H., Ito, Y., Itokazu, M., Mori, N., Terabayashi, N., Shimizu, K. Cementless Total Hip Arthroplasty Using a Spongy Metal Surface Hip Prosthesis With a Collarless, Proximally Porous-Coated Stem. *J. Arthroplasty* 25 (2010) 375-380

Ogino, D., Kawaji, H., Konttinen, L., Lehto, M., Rantanen, P., Malmivaara, A., Konttinen, Y.T., Salo, J. Total Hip Replacement in Patients Eighty Years of Age and Older. *J. Bone Joint Surg. Am.* 90 (2008) 1884-1890

Pazzaglia, U.E. Pathology of the bonecement interface in loosening of total hip replacement. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 109 (1990) 83–88

Pflüger, G., Junk-Jantsch, S., Schöll, V. Minimally invasive total hip replacement via the anterolateral approach in the supine position. *Int. Orthop.* 31 (2007) 7-11

Plötz, W., Gradinger, R., Rechl, H., Ascherl, R., Wicke-Wittenius, S., Hipp, E. Cementless prosthesis of the hip joint with "spongy metal" surface. A prospective study. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 111 (1992) 102-109

Plötz, W., Rechl, H., Burgkart, R., Wicke-Wittenius, S., Hipp, R., Gradinger, R. Derzeitiger Stand der zementlosen Hüftgelenksendoprothetik. *Fortschr. Med.* 111 (1993) 369-373

Reigstad, O., Siewers, P., Røkkum, M., Espehaug, B. Excellent long-term survival of an uncemented press-fit stem and screw cup in young patients: Follow-up of 75 hips for 15-18 years. *Acta Orthopaedica* 79 (2008) 194–202

Ries, M.D., Scott, M.L., Jani, S. Relationship between gravimetric wear and particle generation in hip simulators: conventional compared with highly crosslinked polyethylen. *J. Bone Joint Surg. Am.* 83 (2001) 116-122

Roth, A., Richartz, G., Sander, K., Sachse, A., Fuhrmann, R., Wagner, A., Venbrocks, R.A. Verlauf der periprothetischen Knochendichte nach Hüfttotalendoprothesenimplantation. *Orthopade* 34 (2005) 334-344

Rothmann, R.H., Cohn, J.C. Cemented versus cementless total hip arthroplasty. A critical review. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 254 (1990) 153-69

Runkel, M., Jaeger, U., Wenda, K., Degreif, J., Rudig, L., Ritter, G. Ergebnisse nach Implantation von zementfreien metallspöngösen Hüftprothesen. *Unfallchirurgie* 20 (1994) 76-85

Sabokbar, A., Pandey, R., Quinn, J.M., Athanasou, N.A. Osteoclastic differentiation by mononuclear phagocytes containing biomaterial particles. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 117 (1998) 136-140

Sano, K., Ito, K. und Yamamoto, K. Changes of bone mineral density after cementless total hip arthroplasty with two different stems. *Int. Orthop.* 32 (2008) 167-172

Santaguida, P., Hawker, G., Hudak, P., Glazier, R., Mahomed, N., Kreder, H.J., Coyte, P., Wright, J.D. Patient characteristics affecting the prognosis of total hip and knee joint arthroplasty: a systematic review. *J. can. Chir.* 51 (2008) 428-436

Schmalzried, T.P., Kwong, L.M., Jasty, M., Sedlacek, R., Haire, T., O'Connor, D., Bragdon, C., Kabo, J.M., Malcolm, A.J., Harris, W.H. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 274 (1992) 60-78

Sih, G.C., Connelly, G.M., Berman, A.T. The effect of thickness and pressure on the curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement. *J. Biomech.* 13 (1980) 347-352

Skinner, H.B., Curlin, F.J. Decreased Pain with lower flexural rigidity of uncemented femoral prostheses. *Orthopedics* 13 (1990) 1223-1228

Soballe, K., Christensen, F., Luxhoj, T. Hip replacement in obese patients. *Acta Orthop. Scand.* 58 (1987) 223-225

Surin, V.V., Sundholm, K. Survival of patients and prostheses after total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 177 (1983) 148-153

Teloken, M.A., Bissett, G., Hozack, W.J., Sharkey, P.F., Rothman, R.H. Ten- to fifteen-year follow-up after total hip arthroplasty with a tapered cobalt-chromium femoral component (Tri-lock) inserted without cement. *J. Bone Joint Surg. Am.* 84 (2002) 2140

Toksvig-Larsen, S., Franzen, H., Ryd, L. Cement interface temperature in hip arthroplasty. *Acta Orthop. Scand.* 62 (1991) 102-105

Tonino, A.J., Rahmy, A.I. The hydroxyapatite-ABG hip system: 5- to 7-year results from an international multicentre study. The International ABG Study Group. *J. Arthroplasty* 15 (2000) 274-282

Unnanuntana, A., Wagner, D., Goodman, S.B. The accuracy of preoperative templating in cementless total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty* 24 (2009) 180-186

Willert, H.G., Bertram, H., Buchhorn, G.H. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 258 (1990) 95-107.

Willert, H.G. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *Journal of Biomed. Mater. Res.* 11 (1977) 157-164

Xenos, E.S., Khan, F., Nery, J., Romero, R., Mocros, J., Tzakis, A. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 8 (1999) 74-82

Ziller, R. Zur Geschichte des künstlichen Gelenkersatzes. *Beitr. Orthop. Traumatol.* 31 (1984) 526-32

9. Appendix

9.1 Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abbildung 1: Geschlechtlich und Seite der Patienten	14
Abbildung 2: ESKA Genius® Hüft-System cl G2-Stiel	16
Abbildung 3: Spongiosa Metal-II® - Oberfläche	17
Abbildung 4: Seitenverhältnisse der nachuntersuchten Patienten	25
Abbildung 5: Patienten 1-77 mit dazugehörigem BMI	26
Abbildung 6: BMI-Einstufung der Patienten nach WHO Richtlinien	27
Abbildung 7: Altersverteilung in Nachuntersuchung	28
Abbildung 8: VAS zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung	29
Abbildung 9: VAS prozentuale Aufteilung	30
Abbildung 10: Funktionelles Grading nach Merle d'Aubigné	31
Abbildung 11: Ausmaß der Beugefähigkeit	32
Abbildung 12: Gesamtsumme Merle d'Aubigné	33
Abbildung 13: Ergebnisse McNab Score	35
Abbildung 14: McNab Score in Korrelation zum Patientenalter	36
Abbildung 15: MacNab-Score in Korrelation zum BMI	37
Abbildung 16: Globale Beurteilung des Behandlungserfolges	38
Abbildung 17: Globale Beurteilung Behandlungserfolg (prozentual)	39
Abbildung 18: SF-12 Health Survey: Physisches Gesundheitsempfinden	40
Abbildung 19: SF-12 Health Survey: Psychisches Gesundheitsempfinden	41

9.2 Tabellenverzeichnis

	Seite
Tab. 1: Beispielbewegungen, entsprechend Gradzahlen nach der Neutral-Null Methode	20
Tab. 2: McNab Score	22
Tab. 3: Globale Beurteilung des Behandlungsergebnisses	22
Tab. 4: Indikationen zur Prothesen-Implantation	24
Tab. 5: Neu- und Begleiterkrankungen	46

9.3 Fragebogen

Prüfbogen zur Studie:

ESKA Prothese, Hüfte, Stiel

Name: _____
Vorname: _____
Geb. Dat.: _____
OP Dat.: _____
Tel. Nr.: _____
e-mail: _____
Adresse:
Ort: _____
Strasse: _____

Pat. Nr. Pat. Init. Zentr.:

Angaben zur Untersuchung

Datum der Untersuchung.....

Untersuchender Arzt.....

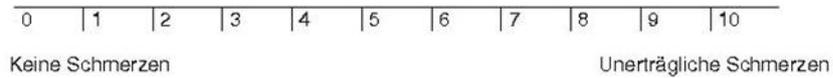
Demographie

Gewicht (kg) Größe (cm) Datum der OP
 Geb. Datum: / /
 TT MM JJJJ
 Geschlecht: männlich weiblich

Ist der Stiel noch implantiert	ja	nein
Wann ist der Stiel gewechselt worden	Datum: <input type="text"/> / <input type="text"/> / <input type="text"/> TT MM JJJJ	
Ist die Pfanne noch implantiert	ja	nein
Wann ist die Pfanne gewechselt worden	Datum: <input type="text"/> / <input type="text"/> / <input type="text"/> TT MM JJJJ	
Wurde eine andere OP an der Hüft durchgeführt	ja	nein
Wurde eine Thrombose festgestellt	ja	nein
Wurde eine andere Komplikation festgestellt	ja	nein
Wenn ja, welche:	<input type="text"/>	

Pat. Nr. Pat. Init. Zentr.:

Aktuelle Schmerzbeurteilung mit VAS



Hüftscore nach Merle d'Aubigné

Schmerzen

Sehr starke Dauerschmerzen	0
Starke, schlafraubende Schmerzen.....	1
Starke Schmerzen beim gehen, die jede Aktivität unmöglich machen.....	2
Starke, jedoch auszuhaltende Schmerzen, Aktivität ist eingeschränkt.....	3
Leichte Schmerzen beim Gehen, nicht in Ruhe	4
Zeitweise leichte Schmerzen, Aktivität nicht eingeschränkt	5
Keine Schmerzen.....	6

Beweglichkeit

Keine Bewegung möglich, schlechte Position	0
Keine Bewegung möglich, gute	1
Flexion unter 40° Knie gebeugt, Fuß auf Zehenspitze	2
Flexion zwischen 40° und 60°, Patient kann sein Knie berühren	3
Flexion zwischen 60° und 80°, Patient kann seinen Fuß berühren	4
Flexion zwischen 80° und 90°, Sitzen mit geradem Oberkörper	5
Flexion über 90°, Abduktion bis 30° Sitzen, nach vorne gebeugt, breite Beine	6

Pat. Nr. Pat. Init. Zentr.:

Gehvermögen

Gehunfähig	0
Nur mit Krücken	1
Nur mit Stockstützen	2
Mit einer Stockstütze weniger als eine Stunde; ohne Stockstütze sehr eingeschränkt	3
Lange Strecken mit Stockstützen; kurze Strecken ohne Stockstütze, aber mit Hinken	4
Keine Stockstütze, aber leichtes Hinken	5
Normal	6

Klassifikation nach Merle d'Aubigné

Scorewert „Schmerzen“ _____ + Scorewert Gehvermögen _____ = _____

Pat. Nr. Pat. Init. Zentr.:

Patienten-Fragebogen zum Gesundheitszustand (SF 12)

SF-12 Health Survey, Copyright^R

In diesem Fragebogen geht es um Ihre Beurteilung Ihres Gesundheitszustandes. Der Bogen ermöglicht es, im Zeitverlauf nachzuvollziehen, wie Sie sich fühlen und wie Sie im Alltag zu-rechtkommen. Bitte beantworten Sie jede der folgenden Fragen, indem Sie bei den Ant-wortmöglichkeiten die Zahl ankreuzen, die am besten auf Sie zutrifft.

Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Ausgezeichnet 1
 Sehr gut 2
 Gut 3
 Weniger gut 4
 Schlecht 5

Im folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben. **Sind Sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand** bei diesen Tätigkeiten **eingeschränkt**? Wenn ja, wie stark?

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

TÄTIGKEITEN	Ja, stark einge-schränkt	Ja, etwas ein-geschränkt	Nein, überhaupt nicht einge-schränkt
mittelschwere Tätigkeiten, z.B. einen Tisch verschieben, staubsaugen, ke-geln, Golf, spielen	1	2	3
mehrere Treppenabsätze steigen	1	2	3

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

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

SCHWIERIGKEITEN	Ja	Nein
Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
Ich konnte nur bestimmte Dinge tun	1	2

Pat. Nr. Pat. Init. Zentr.:

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

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

SCHWIERIGKEITEN	Ja	Nein
Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten	1	2

Inwieweit haben die **Schmerzen** Sie in den **vergangenen vier Wochen** bei der Ausübung Ihrer Alltagstätigkeiten zu Hause und im Beruf behindert?

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Überhaupt nicht _____ 1
 Ein bißchen _____ 2
 Mäßig _____ 3
 Ziemlich _____ 4
 Sehr _____ 5

In diesem Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen in den **vergangenen vier Wochen** gegangen ist (bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die Zahl an, die Ihrem Befinden am ehesten entspricht). Wie oft waren Sie in den **vergangenen vier Wochen**

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

BEFINDEN	Immer	Meistens	Ziemlich oft	Manchmal	Selten	Nie
... ruhig und gelassen?	1	2	3	4	5	6
... voller Energie?	1	2	3	4	5	6
... entmutigt und traurig?	1	2	3	4	5	6

Wie häufig haben Ihre **körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme** in den **vergangenen vier Wochen** Ihre Kontakte zu anderen Menschen (Besuche bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt?

(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Immer _____ 1
 Meistens _____ 2
 Manchmal _____ 3
 Selten _____ 4
 Nie _____ 5

McNab Score

Pat. Nr. Pat. Init. Zentr.:

Hier werden Sie gebeten, den Erfolg der bis heute bei Ihnen durchgeführten Therapie anhand der weiter bestehenden Schmerzen und der daraus resultierenden Einschränkung bei Ihren Alltagsaktivitäten abzuschätzen. Bitte ankreuzen:

Exzellent	Keine Schmerzen, keine Einschränkungen bei Ihren Alltagsaktivitäten	<input type="checkbox"/>
gut	Gelegentliche Schmerzen, geringe Einschränkungen bei Ihren Alltagsaktivitäten	<input type="checkbox"/>
mäßig	Intermittierende Schmerzen, merkbare Einschränkung Ihrer Alltagsaktivitäten	<input type="checkbox"/>
schlecht	Unverändert Schmerzen, starke Einschränkung Ihrer Alltagsaktivitäten (OP weiterhin indiziert)	<input type="checkbox"/>

Globale Beurteilung der Therapie durch Patient(in)

Bitte wählen Sie unter den nachfolgenden Möglichkeiten diejenige aus, die Ihrer momentanen Zufriedenheit mit dem Behandlungsergebnis am ehesten entspricht:

Sehr unzufrieden	Mässig unzufrieden	Eher unzufrieden	Neutral	Eher zufrieden	Mässig zufrieden	Sehr zufrieden
<input type="checkbox"/>						

Würden Sie diese Behandlung einer Freundin / einem Freund mit demselben Problem empfehlen?

Ja Nein

Frage zum Gesundheitszustand insgesamt

Hat sich seit der Op Ihr Gesundheitszustand geändert, sind neue Erkrankungen hinzugekommen? 1 Nein 2 Ja

Falls ja, was hat sich geändert:

9.4 Danksagung

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Reiner Gradinger für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit zur Nachuntersuchung der Patienten. Außerdem gilt mein Dank meinem Doktorvater, Herrn Priv. Doz. Dr. med. Ludger Gerdesmeyer, für die freundliche Unterstützung. Ebenso möchte ich meinem Bruder, Herrn Dr. med. Andreas Toepfer, für die sehr gute Betreuung vielfach danken.

Ein weiteres Dankeschön gilt Dipl.-Stat. Frau Petra Heinrich vom Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der Technischen Universität München für die Unterstützung bei der statistischen Ausarbeitung.

9.5 Lebenslauf

Maria-Angela Toepfer,
geboren am 27.03.1982 in Mainz
4/9 Fletcher Street
Tamarama 2026 NSW
Australia

Schulbildung:

1988-1992	Grundschule Schlossberg
1992-1998	Humanistisches Gymnasium Rosenheim
1998-1999	Jerudong International School Brunei IGCSE (International General Certification of Secondary Education) in den Fächern English, Mathematics, German
1999-2001	Humanistisches Gymnasium Rosenheim
2001	Abitur

Berufsausbildung:

2001-2003	Vorklinisches Studium an der LMU München
08/2003	Ärztliche Vorprüfung
2003-2007	Klinisches Studium an der TU München
28.08.2006-27.07.007	Praktisches Jahr
28.08.2006-15.12.2006	Ichilov Hospital, University of Tel Aviv Department of Plastic and Reconstructive Surgery Department of Traumatology
18.12.2006-09.02.2007	Klinikum Rechts der Isar Technische Universität München II. Medizinischen Klinik, Gastroenterologie
12.02.2007-06.04.2007	Nepean Hospital University of Sydney Department of Internal Medicine

09.04.2007-27.07.2007	Klinikum Rechts der Isar Technische Universität München Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
10/ 2007	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
12/2007	Approbation als Ärztin
2008-2010	Assistenzärztin, Klinikum Dachau, Abteilung für Unfallchirurgie und Orthopädie
09/2009	Australian Medical Council MCQ Examination
Seit 02/2010	Resident Medical Officer, Prince of Wales Hospital, Sydney, Australia