

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

**Klinisch-radiologische Ergebnisse
einer Kurzschaftschenkelhalsendoprothese
mit metaphysär- intertrochantärer Verankerung
vom Typ ESKA CUT®**

Inaugural- Dissertation

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms- Universität Münster

Vorgelegt von

Petzing, Iris

aus Unna

2009

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

Dekan: Univ.- Prof. Dr. med. W. Schmitz

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. C. Götze

2. Berichterstatter: Priv.- Doz. Dr. med. J. Harges

Tag der mündlichen Prüfung: 17.11.2009

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. G. Gosheger -

Referent: Prof. Dr. med. C. Götze

Koreferent: Priv.- Doz. Dr. med. J. Harges

Zusammenfassung

Klinisch-radiologische Ergebnisse
einer Kurzschaftschenkelhalsendoprothese
mit metaphysär- intertrochantärer Verankerung
vom Typ ESKA CUT

- Eine klinisch- radiologische Nachuntersuchung von Patienten mit totalendoprothetischem Hüftgelenksersatz vom Typ ESKA- CUT® über einen mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 5, 4 Jahren-
Petzing, Iris

Patienten und Methoden:

Insgesamt 99 Hüften, die im Zeitraum zwischen 2001 und 2005 in der Klinik für Orthopädie des St. Franziskus- Hospitals Münster mit einer zementfreien Schenkelhalsendoprothese vom Typ ESKA CUT® versorgt worden waren wurden klinisch- radiologisch nachuntersucht. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug 5,4 Jahre (1,7- 6,5 Jahre). Im Rahmen der Nachuntersuchung erfolgte die Erhebung einer allgemeinen und speziellen Hüftanamnese sowie einer körperlichen Untersuchung. Es erfolgte zur Erhebung einiger dieser Daten ein umfangreiches Studium der Krankenakten. Zum objektiven Vergleich der prä- und postoperativen Daten wurde die klinische Untersuchung nach dem Harris- Hip- Score durchgeführt.

Für die radiologische Befunderhebung wurde eine zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung angefertigte a. p. Beckenübersichtsaufnahme im Stehen sowie eine Lauenstein- Aufnahme der betroffenen Hüfte mit unmittelbar postoperativ angefertigten Röntgenbildern verglichen. Beurteilt wurden die subkapitale knöcherne Resektion, Einhaltung des empfohlenen Implantatwinkels von 145° sowie der mediale und laterale Kortikaliskontakt des Schaftes. Periartikuläre Ossifikationen wurden nach Brooker klassifiziert, Pfannenosteolysen nach der Zoneneinteilung von DeLee und Charnley eingeteilt, sowie die knöcherne Prothesenintegration in Anlehnung an die Methode von Gruen et al bestimmt.

Ergebnisse:

Die Prothesenüberlebensrate betrug in dieser Studie nach durchschnittlich 5,4 Jahren 91%. Bei 46% der operierten Hüften fand sich präoperativ, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei 35% der operierten Hüften, eine Beinlängendifferenz. Bei 27 der Hüften wurde postoperativ eine Verkürzung, bei 11 Hüften eine Verlängerung festgestellt. Auf der Visuellen Analogskala erfolgte eine durchschnittliche Schmerzreduktion von 6 Einheiten. Der durchschnittliche präoperative Harris- Hip- Score lag bei 50 Punkten, postoperativ fanden sich durchschnittlich 98 Punkte. Es fand sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf Alter und Geschlecht.

Bei den radiologischen Auswertungen zeigte sich eine korrekte subkapitale Resektion mit maximalem Schenkelhalsreicht in 92% der Fälle. Eine korrekte Implantatpositionierung mit einem Implantatwinkel von 145° zeigte sich in 72% der Fälle, bei 18% war der Implantatwinkel zu valgisch, bei 10% zu varisch gewählt worden. Bei 96% der Prothesen zeigte sich ein knöchern- stabiles Einwachsen. 1% stellte sich als radiologisch gelockert da. Heterotope Ossifikationen zeigten sich bei 10% der Prothesen im Brooker Stadium 1, sowie bei 3% im Stadium 2 und bei 1% im Stadium 4. Osteolysen fanden sich in den Gruen- Zonen 1 und 5. Bei keiner der implantierten Pfannen fand sich an der Prothesenpfanne eine Aufhellungslinie. In keinem Fall war eine Pfannenmigration zu beobachten.

Schlussfolgerungen:

Die ermittelte durchschnittliche Überlebensrate der ESKA CUT® Prothese von 91% nach 6,7 Jahren und das durchschnittlich gute bis sehr gute Abschneiden im Harris- Hip- Score und bei der Schmerzbewertung liegt über den Angaben in der Literatur für konventionelle zementfreie Prothesenstiele. In Bezug auf die radiologischen Auswertungen schneidet die Prothese ebenfalls sehr gut ab. Ferner zeigt sich wie in anderen Studien ebenfalls die besondere Bedeutung der korrekten Implantatpositionierung und Größenauswahl.

Trotz der vielversprechenden Ergebnisse müssen weitere Untersuchungen größerer Patientenkollektive über einen längeren Zeitraum zeigen, ob die ESKA CUT® Schenkelhalsendoprothese eine sinnvolle Therapiealternative zu herkömmlichen diaphysär verankerten Prothesenschäften darstellt.

Tag der mündlichen Prüfung: 17.11.2009

Diese Arbeit ist meinem Großvater Ludwig Petzing (1914- 1996)gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung

1.1	Besonderheiten der Hüftendoprothetik bei jüngeren Patienten	1
1.1.2	Überblick über verschiedene Kurzschaftarten	3
1.2	Grundprinzipien der zementfreien Verankerung	5
1.2.1	Unterschiedliche Prinzipien der Verankerung	5
1.2.2	Oberflächenmaterialien	6
1.2.3	Oberflächenstruktur und Kraftübertragung	6
1.2.4	Intergration der Prothese im Knochen	7
1.2.5	Stress- Shielding und Kraftübertragung	8
1.3	Studienziel	9

2. Patienten und Methoden

2.1	Patientenkollektiv	10
2.1.1	Zugang und postoperatives Management	10
2.2	Erfassung klinischer Parameter	11
2.3	Radiologische Befundung	12
2.4	Die ESKA CUT Schenkelhalsendoprothese	17
2.5	Operationstechnik	20
2.6	Statistische Messinstrumente	22

3. Ergebnisse

3.1.1	BMI	22
3.1.2	Beinlängendifferenzen	22
3.1.3	Visuelle Analogskala	23
3.1.4	Harris- Hip- Score	24
3.1.5	Komplikationen	26
3.2	Radiologische Auswertung	26
3.2.1	Schenkelhalsresektion und Implantatpositionierung	26
3.2.2	Implantatstabilität	28
3.2.3	Heterotope Ossifikationen	29
3.2.4	Osteolysezonen nach Gruen	30
3.2.5	Pfannenstabilität	30
3.3	Implantatüberlebenswahrscheinlichkeit	30

4.	Diskussion	
4.1	Situation des jungen Patienten (unter 55 Jahren) in der Endoprothetik	31
4.2	Auswertung der klinischen Daten und Ergebnisse der Scores	33
4.2.1	Harris- Hip- Score	33
4.2.2	Visuelle Analogskala	34
4.2.3	Beinlängendifferenzen	35
4.3	Radiologische Auswertung	36
4.3.1	Implantatstabilität, Schenkelhalsresektion, Implantatgrößenwahl und Positionierung	36
4.3.2	Heterotope Ossifikationen	37
4.3.3	Periprothetische Aufhellungssäume	38
5.	Zusammenfassende Betrachtungen	39
6.	Literaturangaben	41
7.	Anhang	
7.1	VAS Fragebogen HHS- Score	44
7.2	Lebenslauf	48
7.3	Abkürzungsverzeichnis	49
8.	Danksagung	50

1. Einleitung

1.1 Besonderheiten bei der Hüfttotalendoprothetik bei jüngeren Patienten

Die Totalendoprothetik des Hüftgelenks ist heute das erfolgreichste operative Behandlungsverfahren und mit allein in Deutschland über 180000 Implantationen pro Jahr auch die im stationären Bereich führende DRG. Aufgrund der gestiegenen Implantatlebensdauer und der Patientenansprüche werden zunehmend auch jüngere Patienten bei entsprechender Indikation mit einem Hüftimplantat versorgt [39].

Der totalendoprothetische Gelenkersatz bei jüngeren Patienten stellt eine besondere Herausforderung an den Operateur, das Implantat und an den Patienten selbst dar. Endoprothesen bei jüngeren Patienten unterliegen aufgrund der altersbedingten deutlich höheren Aktivität einer Mehrbelastung des Implantat-Knochen-Interfaces und haben eine deutlich höhere Anforderung an die Lebensdauer aufgrund der zu erwartenden Revisionseingriffe. Malchau beschrieb im Jahr 2000 eine 30%ige Revisionsrate nach 10 Jahren bei Patienten unter 55 Jahren, bei denen eine konventionelle zementierte oder unzementierte Hüfttotalendoprothese implantiert worden war. Bedingt durch die Resultate dieser prospektiven Studie wurden die Ergebnisse der Endoprothetik in der jüngeren und aktiveren Patientenpopulation als signifikant schlechter und nicht akzeptabel bei einer Altersgrenze von 50 Lebensjahren beschrieben [15].

Dies führte zur Entwicklung unterschiedlicher neuer Endoprothesensysteme und Veränderungen der Implantatverankerung. Ebenfalls wurde an der Gleitpaarungstechnik gearbeitet, da abriebbedingte aseptische Lockerungen als der Hauptgrund für einen Endoprothesenwechsel beim jüngeren Patienten erkannt wurden [14].

Ziel der neu entwickelten Endoprothesen sollte möglichst wenig Knochensubstanzverbrauch bei der Implantation sein um den gerade bei jüngeren Patienten häufigeren Wechseloperationen entgegenzuwirken. [9].

Dies führte neben der Entwicklung neuer Oberflächendesigns auch zur Einführung von Kurzschaft –und Oberflächenersatzendoprothesen.

Beim Vergleich von konventionellen Schäften mit metaphysärer und längerer diaphysärer Verankerung zeigten Eskelinen, Remes und Helenikset in einer finnischen Studie 2005 dass für unter 50jährige Patienten sowohl die konventionellen zementierten als auch die nicht zementierten Schäfte eine 10 Jahres Überlebensrate von 90% haben und somit gleichwertig zu

sehen sind [13].

Über diese neuen Prothesenarten ist bisher nur wenig Datenmaterial anhand von Langzeitstudien bekannt.

Oberflächenersatzprothesen, die gerade bei jüngeren Patienten in England und Australien häufig eingesetzt werden weisen eine etwas bessere Datenlage auf. So zeigten Daniel, Pynsent und Mc Minn 2004 ein deutlich besseres Abschneiden der Oberflächenersatzprothesen im Vergleich zu schaftverankerten Endoprothesen in Bezug auf Revisionen. Bei den unter 55Jährigen sind die Ergebnisse einzelner Oberflächenersatzendoprothesen mit denen schaftverankerter Totalendoprothesen im 4-Jahres-Verlauf vergleichbar [5].

Die Nachteile des Oberflächenersatzes liegen zum einen in dem erhöhten Risiko postoperativer Schenkelhalsfrakturen und zum anderen in dem auf der azetabulären Seite vermehrten Knochenverlust bei der Pfannenimplantation sowie ein in jüngerer Zeit auch zunehmend beobachtetes Notching bei entsprechend ungünstiger Pfannenpositionierung. Ferner wird eine zurückhaltende Indikationsstellung bei gebärfähigen Frauen und bei Patienten mit Nierenerkrankungen aufgrund des Metallionenabriebs der Metall-Metall-Gleitpaarung empfohlen.

Die durch Abriebpartikel induzierte aseptische Lockerung stellt eine Hauptursache für einen Revisionseingriff da [40]. Diese Erkenntnis führte zu Modifikationen der Gleitpaarungskomponenten. Das vorrangige Ziel bei der Auswahl der Gleitpaarungskomponenten ist daher die Entstehung von Abriebpartikeln zu minimieren [19]. Gängige Paarungen waren zunächst Metallköpfe mit PE-Pfanneninlays. Eine Alternative dazu war die Verwendung eines Metallkopfes mit einem metallischen Pfanneneinsatz. In den 1960er Jahren wurde in den Keramikwerken Hemsdorf ein biokompatibler Keramikwerkstoff mit hohem Abriebwiderstand entwickelt. Dieser neue Werkstoff aus Aluminiumoxidkeramik wurde erstmals in der Knieendoprothetik eingesetzt. In der Hüftendoprothetik wurden erstmals in den 1970er Jahren von Boutin und H. Mittelmeier Gleitpaarungen aus Aluminiumoxidkeramik eingesetzt [22].

Aktuelle Werkstoffentwicklungen haben verbesserte mechanische Eigenschaften zum Ziel. Mischkeramiken wie Biolox delta® (Fa. Ceram Tec, Plochingen) besitzen eine höhere Dichte und Bruchfestigkeit. Dieser Mischkeramikwerkstoff besteht als Basis für Verschleißbeständigkeit zu 80% aus Aluminiumoxid. Die restlichen 20% des Mischwerkstoffs sollen die mechanischen Eigenschaften verbessern. Dies wird durch Zirkonoxid erreicht.

Gleitpaarungen aus diesem Werkstoff haben eine lineare Abriebrate von 0,005mm/Jahr. Eine Metall-PE-UHMW Gleitpaarung weist eine lineare Abriebrate von 0,2 mm/Jahr auf [22].

Durch die in den letzten Jahren vorgenommenen Veränderungen soll die Hüfttotalendoprothetik an die besonderen Bedürfnisse des jüngeren Patienten angepasst werden. Dies erfordert jedoch eine umfassende Datenerhebung in Bezug auf die Neuentwicklungen um sie besonders für die jüngeren Patienten gegenüber den konventionellen Hüftschäften zu einer Therapiealternative werden zu lassen [40].

1.1.2 Überblick über verschiedene Kurzschaftarten

Eine Einteilung von Hüftprothesenschäften kann hinsichtlich des verwendeten Materials, der Länge, des Oberflächendesigns und der Art der Verankerung im Knochen erfolgen. Entsprechend der verschiedenen Verankerungsprinzipien kann man folgende Schaftarten unterscheiden:

- Standardschäfte: metaphysäre und längere diaphysäre Verankerung
- Kurzschäfte: metaphysäre und kurze diaphysäre Verankerung
- Schenkelhalsendoprothesen: metaphysäre Verankerung
- Kappenprothesen: epiphysäre Verankerung

Schenkelhalsendoprothesen sind Endoprothesen mit ausschließlich proximaler Kraftübertragung. Alle Kurzschäfte zeichnen sich durch eine geringere Längendimensionierung als konventionelle Schäfte aus. Dies erleichtert aufgrund der Knochenersparnis spätere Wechseloperationen. Gegenüber Standardschäften haben Schenkelhalsendoprothesen einige vorteilhafte Besonderheiten: Die knöcherne Struktur der Schenkelhalsregion zählt zu den stabilsten Abschnitten des Oberschenkelknochens und ist damit optimal geeignet zur Implantatverankerung [1]. Durch Vermeidung von „stress shielding“ am proximalen Femur steht für den Revisionsfall mehr Knochenmaterial zur Verankerung einer konventionellen Schaftprothese zur Verfügung.

Die natürliche Gelenkmechanik bleibt bei Schenkelhalsendoprothesen aufgrund der unveränderten Gelenkgeometrie weitestgehend erhalten.

Erstmalig im Jahr 1979 wurde der Pipino- Kurzschaft®, ein Schaft mit metaphysärer Verankerung, implantiert. Diese Endoprothese kann sowohl zementfrei als auch zementiert

implantiert werden. Die im Jahr 2000 von Pipino et. al. publizierten 10-Jahres Ergebnisse zeigten bei 44 Langzeitverläufen gute bis sehr gute Ergebnisse in 82% der Fälle, allerdings wurde von 6 Patienten ein anhaltender Oberschenkelschmerz beklagt. [6].

Huggler und Jacob griffen im Jahre 1984 das Konzept der Femurkopfprothese der Gebrüder Judet wieder auf und entwickelten die sogenannte Druckscheibenprothese, eine Weiterentwicklung der Plexiglasfemurkopfprothese. Bei der Druckscheibenprothese wurde der Prothesenstiel zementfrei im Oberschenkelhals platziert. Er durchbohrte die laterale Kortikalis und wurde mittels extern angebrachter Platte am proximalen Femur verschraubt [36].

Der Mayo- Kurzschaft ist eine zementfreie Endoprothese, die 1985 erstmalig in den USA implantiert wurde. Diese Prothese wurde bei Patienten unter 51 Jahren implantiert und zeigte eine Verbesserung des Harris-Hip-Scores von 66,3 auf 90,4 Punkte. Bei 6% der Patienten war eine Revisionsoperation erforderlich [8]. Ein Problem waren intraoperative Femurfrakturen.

Eine randomisierte Studie von Hube et. al aus dem Jahre 2004 zeigte ein im Vergleich zu einem Standardchaft schlechteres Abschneiden vor allem in der frühen postoperativen Phase innerhalb der ersten 3 postoperativen Monate [17].

Der C.F.P- Schaft der Fa. Link wird seit 1996 ausschließlich zementiert implantiert und stellt eine Weiterentwicklung des Pipino-Kurzschafte dar. Obwohl im Jahre 2006 von Röhl et. al eine bei 26 Patienten durchgeführte postoperative klinische und radiologische Kontrolluntersuchung nach 2 Jahren durchgeführt wurde, die nur eine geringe Schaftmigration und einen leichten Varus-oder Valgusfehldrift zeigte, liegen trotz der klinischen Verwendung dieser Endoprothese nur wenige Zahlen zu mittel-oder langfristigen Ergebnissen vor [9].

Der Metha-Kurzschaft der Firma Aeskulap weist eine mikroporöse Titanbeschichtung sowie eine zusätzlich proximal aufgebrauchte Dikalziumphosphatdihydratschicht sowie einen modularen Konusadapter auf. Er wird seit 2004 in Deutschland implantiert. Umfassendes Studienmaterial liegt zu dieser Endoprothese noch nicht vor [8].

Eine weitere Kurzschaftprothese wurde mit dem PROXIMA-Kurzschaft® der Fa. DePuy auf den Markt gebracht. Die aus einer Individualprothese fortentwickelte zementfreie Kurzschaftprothese erlaubte durch ihr Design die rotationsstabile metaphysäre Verankerung des Prothesenschaftes unter minimalinvasiven Operationsbedingungen. Die proximale Krafteinleitung entspricht dem physiologischen Belastungsprofil des Hüftgelenkes. Die Prothese besteht aus einem Titankomposit mit mikroporöser Hydroxylapatitbeschichtung.

Santori et al zeigten 2006 in einem Verlaufsbericht über 111 Patienten nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 5,3 Jahren sehr gute klinische Ergebnisse [28].

In einer biomechanischen in vitro Studie von Westphal et al wurde 2006 die Wichtigkeit des Undersizing bei der Größenauswahl des Schaftes einer Schenkelhalsendoprothese unterstrichen. Kleine Implantatgrößen mit vorwiegend spongiöser Fixation wurden günstiger bewertet als größere Implantate mit kortikaler Fixation. Ferner wurde die Bedeutung einer guten proximalen Knochenqualität unterstrichen [39].

Die zementfreie Schenkelhalsendoprothese CUT® der Firma ESKA Implants wurde erstmals 1998 durch Professor W. Thomas in Rom implantiert. In Deutschland wird sie seit 1999 routinemäßig eingesetzt. Da sie Gegenstand dieser Arbeit ist, wird auf sie im nächsten Abschnitt genauer eingegangen.

Weitere zur Zeit gebräuchliche Schenkelhalsendoprothesen sind unter anderem die 1999 entwickelte Schenkelhalschraubenprothese vom Typ Spiron [1], die Druckscheibenprothese (Fa. Zimmer GmbH) und die Zugankerprothese (Implant Service GmbH) [36] .

Zusammenfassend gibt es bislang nur beim Mayo- und beim Pipino-Schaft mittel-bis längerfristige Erfahrungen. Die Ergebnisse der Patientenzufriedenheit, der klinischen und radiologischen Lockerungszeichen sind durchaus ermutigend.

Mit den Kurzschaftendoprothesen soll das differenzierte Versorgungsangebot in der Hüftendoprothetik, das vom Oberflächenersatz bis hin zum konventionellen Langschaft reicht komplettiert werden. Für die tiefergehende Beurteilung sind jedoch nach heutigem Stand der Datenlage weitere Studien mit Langzeitergebnissen notwendig.

1.2 Grundprinzipien der zementlosen Hüftendoprothetik

1.2.1 Unterschiedliche Prinzipien bei der Verankerung

Für die Verankerung von Hüfttotalendoprothesen werden 2 verschiedene Verankerungsmöglichkeiten angewandt:

- Verankerung mit Knochenzement
- Zementfreie Verankerung

Die Verankerung des Implantats im Knochen erfolgt bei zementierten Hüfttotalendoprothesen durch den Kontakt zwischen Implantat, Knochenzement und Knochenlager. Der Knochenzement bewirkt eine Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen Prothese und

Knochen [6]. Die Stabilität von zementierten Prothesen entsteht durch eine intertrabekuläre Verblockung zwischen Zement und Knochen.

Bei zementfreien Endoprothesen gelten 3 Verankerungsprinzipien, die zur Fixierung der Endoprothese in der Regel heute in Kombination angewendet werden:

1. Press-fit: Die zur implantierende Prothese ist minimal größer als das vorbereitete Implantatlager. Dies wird als Oversizing bezeichnet.
2. Form-fit: Eine möglichst große Übereinstimmung der Oberflächen von Implantat und Implantatlager zur homogenen Kraftübertragung.
3. Friction-fit: Die Verankerung der Prothese im Knochen durch hohe Reibungskräfte.

1.2.2 (Oberflächen-)materialien

Die zur Prothesenherstellung verwendeten (Oberflächen-)materialien werden bezüglich ihrer Wechselwirkungen mit dem umgebenden Knochenlager in bioinerte, biotolerante und bioaktive Stoffe eingeteilt.

Titan oder Aluminiumoxydkeramik weisen bislang keine Interaktionen mit dem umgebenden biologischen Gewebe auf. Sie werden als bioinerte Materialien bezeichnet.

Chrom-Kobalt-Legierungen oder nickelhaltige Legierungen werden als biotolerante Materialien bezeichnet. Hier sind im Gegensatz zu den bioinerten Materialien Allergien oder Abstoßungsreaktionen möglich. Die biotoleranten Materialien werden aber normalerweise vom Knochen ohne Reaktionen geduldet. Stabilität wird durch knöchernes Umwachsen des Implantates oder Ausbildung einer fibrösen Grenzlamelle zwischen Prothese und Prothesenlager erreicht.

Bioaktive Werkstoffe wie Calcium-Hydroxylapatit-Keramik, deren kristalline Struktur der des Knochens sehr ähnelt, ermöglichen durch Stimulation des Knochenwachstums ein direktes knöchernes Einwachsen der Prothese ohne Grenzlamelle.

Bei den heutigen zementfreien Prothesen wird häufig eine Kombination aus bioinerten Werkstoffen (Titan) mit einem Überzug aus bioaktiven Materialien (Calcium-Hydroxylapatit) verwendet. Diese garantiert zum Einen eine hohe mechanische Stabilität und zum Anderen eine optimale Verbindung zwischen Implantat und Knochen [3; 24].

1.2.2 Oberflächenstruktur und Kraftübertragung

Für die Kraftübertragung zwischen Knochen und Prothese und die sekundäre Verankerungsstabilität der Prothese hat die Oberflächenstruktur eines Implantates eine große Bedeutung. Angestrebt werden durch die Gestaltung der Oberfläche eine homogene

Kraftübertragung, möglichst enger Kontakt zum umgebenden Knochenlager und eine gleichmäßige Belastung [12].

Eine Einteilung der verschiedenen Oberflächenstrukturen wurde von Mittelmeier und Gradinger nach Unterteilung der wirksamen Oberfläche, die vom einwachsenden Knochen erreicht werden kann, erstellt.

Makrostrukturierte Oberflächen weisen Oberflächenstrukturen mit einer Größe von mehr als 2000 μm auf, welche oftmals als Waben, Lamellen oder Stufen angeordnet sind. Diese erreichen jedoch nur eine geringe Oberflächenvergrößerung und eine nur unregelmäßige Kraftübertragung. Dies kann zum Einen Entlastungsatrophien an wenig belasteten Knochenbereichen (zwischen den Oberflächenstrukturen) und zum Anderen Druckatrophien an höher belasteten Bereichen (unter den Strukturen) bewirken.

Im Gegensatz dazu weisen mesostrukturierte Oberflächen kugel-oder netzförmige Strukturen von 100-2000 μm auf. Sie haben einen stärker ausgeprägten Effekt der Oberflächenvergrößerung und eine gleichmäßigere Art der Kraftübertragung. Der umgebende Knochen kann in die Zwischenräume der Oberflächenstrukturen einwachsen.

Mikrostrukturierte Oberflächen haben eine Strukturgröße von weniger als 100 μm . Sie werden auch als Tripoden bezeichnet.

Je nach Material der Implantatoberflächen wurde in mehreren Studie eine notwendige Strukturgröße von 40-450 μm beschrieben, die nötig ist, um ein optimales knöchernes Einwachsen zu ermöglichen [21, 25].

1.2.3 Integration der Prothese im Knochen

Von Engh et al. wurden 1987 verschiedene Formen der Prothesenintegration beschrieben. Sie bezogen sich hierbei auf radiologische, klinische und histologische Studien an unzementierten Implantatstielen, [12]. Sie teilten die Prothesenintegration ein in:

1. Knöchernes Einwachsen: Implantat und Knochenlager haben direkten Kontakt
2. Stabiles bindegewebiges Einwachsen: Ausbildung einer fibrösen Schicht zwischen Knochen und Implantatlager; ausreichend gute Stabilität
3. Lockerung/ Fehlendes Einwachsen: ebenfalls Bildung einer bindegewebigen Schicht um die Prothese, jedoch keine Stabilität und somit Prothesenlockerung

Diesem unterschiedliche Einwachsverhalten bei Prothesen mit gleicher Oberflächenstruktur scheinen Mikrobewegungen während der Integrationsphase zu Grunde zu liegen. Diese

können eine direkte Osteointegration behindern. Bereits Bewegungsamplituden von 150 μm führen zu einem lediglich fibrösem Einwachsen der Prothese.

Engh stellte 1987 heraus, dass die klinischen Ergebnisse von Patienten mit knöchern eingewachsenen Prothesen deutlich besser sind als die von Patienten mit bindegewebig integrierten Implantaten [12].

Dies zeigt, wie wichtig eine optimale Primärstabilität für eine lange Prothesenhaltbarkeit ist und unterstreicht auch die Bedeutung der exakten Einhaltung der vorgegebenen anspruchsvollen Implantationstechnik der ESKA-Cut® Prothese, auf die bei der Beschreibung der Prothese noch eingegangen wird.

1.2.5 Stress- Shielding und Kraftübertragung

Knochenabbau und Aufbau passt sich einem Regelkreis an, der aufgrund der Größe der mechanischen Belastung die auf den Knochen einwirkt, Knochen so auf- bzw. abbaut, dass etwa ein gleiches Spannungsniveau im Knochen erhalten bleibt. Oberhalb einer bestimmten Grenzspannung im positiven (Zug) wie auch im negativen (Druck) Bereich setzt jedoch wiederum ein Knochensubstanzverlust ein [27]. Dies bedeutet auf die Situation von Gelenkendoprothesen angewandt, dass das Knochenlager einer Endprothese an jeder Stelle von der lokalen mechanischen Belastung abhängig ist. Bei homogenem und physiologischem Kraftfluss bleibt die knöchernen Substanz unverändert erhalten, bei inhomogenem Kraftfluss stellt sich an Orten der Minderbelastung Knochensubstanzverlust ein. Dagegen tritt an Orten der Minderbelastung Knochenwachstum auf [35].

Es besteht ein klarer Zusammenhang zwischen Knochendichteverlust und frühzeitiger Prothesenlockerung, der von Okano et al 2002 dargestellt wurde. Die dauerhafte Verankerung einer Gelenkendoprothese im Knochen wird in erheblichem Maße durch die Reaktion des Knochens auf biomechanische Einflüsse bestimmt [23].

Bei Hüfttotalendoprothesen ist die Krafteinleitung vom Prothesenstiel in den Knochen tendenziell vorwiegend distal. Die distale Krafteinleitung ist durch die unterschiedliche Elastizität der Materialien Knochen und Implantat bedingt, die eine Abstützreaktion der Prothese an der Spitze bewirkt. Diese Abstützreaktion führt zur entlastungsbedingten reaktiven Osteopenie im proximalen Oberschenkelknochen. Diese Reaktion wird als stress-shielding bezeichnet, [25; 1]. Der von der Osteopenie betroffene Knochenabschnitt weist im Revisionsfall oft eine minderwertige Knochenqualität auf und ist somit für eine erneute Prothesenverankerung nur eingeschränkt nutzbar.

Dieser Effekt ist wegen des fehlenden Zementmantels, der inhomogene Kraftübertragungen in gewissem Maße ausgleichen kann, bei unzementierten Prothesen stärker ausgeprägt.

Für die Schaffung einer dauerhaften Stabilität ohne Minderung der Knochensubstanz ist also die Schaffung einer möglichst physiologischen Krafteinleitung über den Prothesenstiel in das Femur wichtig. Zu starke knöcherne Resorptionsvorgänge steigern das Risiko einer periprothetischen Lockerung [19]. Eine möglichst physiologische Krafteinleitung soll sowohl durch Kontaktflächenvergrößerung anhand der oben beschriebenen Oberflächenstruktur als auch durch Verbesserung des proximalen Kontaktes des Implantates zum Knochen erreicht werden [16].

Die knochensparenden Schenkelhalsendoprothesen bewirken eine physiologischere Krafteinleitung als Standard Hüfttotalendoprothesen und ein geringeres stress-shielding. Für diese möglichst physiologische Krafteinleitung ist jedoch eine Einhaltung der Operationsanleitung und eine exakte Positionierung des Implantates unabdingbar [22;30].

1.3 Studienziel

Ziel dieser Studie ist die Erfassung klinisch –radiologischer Daten zur Klärung der Frage, ob die Schenkelhalsendoprothese CUT mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung eine sinnvolle Therapiealternative zu den herkömmlichen diaphysär verankerten Prothesenschäften unter besonderer Berücksichtigung des jüngeren Patienten unter einem Lebensalter von 55 Jahren bietet.

2. Patienten und Methoden

2.1. Patientenkollektiv

In die vorliegende Studie konnten 86 Patienten von insgesamt 107, konsekutiv mit einer Schenkelhalsprothese CUT versorgten Patienten, eingeschlossen werden. Bei diesen Patienten wurde im Zeitraum 01.01.2001 bis 31.12.2005 in der Klinik für Orthopädie des St. Franziskus- Hospitals- Münster eine zementfreie Schenkelhalsendoprothese vom Typ CUT® (Fa. ESKA Implants, Lübeck) implantiert. 18 Patienten waren entweder nicht mehr erreichbar oder verstorben.

Der Zeitraum der Nachuntersuchung betrug im Mittel 5,4 Jahre (1,7-6,5 Jahre)

Alle an der Studie teilnehmenden Probanden wurden über Ziel und Zweck der Studie sowie über die Anonymität der Datenverwaltung und Veröffentlichung aufgeklärt.

13 der 86 Patienten wurden in dem oben benannten Studienzeitraum beidseits mit einer Cut-Prothese versorgt. 50 der Patienten waren weiblich, 36 der Patienten männlich. Zum Zeitpunkt des Follow up betrug das mittlere Patientenalter 55 Jahre (17-72).

Die Indikation zur Prothesenimplantation unterteilte sich wie folgt:

Anzahl Hüften	Hüftkopfnekrose	Coxarthrose	Dysplasiacoxarthrose
99	6	41	52

Tab. 1: Indikationen zur Prothesenimplantation

2.1.1 Zugang und postoperatives Management

In 84 Fällen wurde zur Implantation ein posteriorer Zugang, in 15 Fällen ein anterolateraler Zugang nach Watson-Jones gewählt.

Alle Patienten erhielten intraoperativ als Single shot Antibiose 2g Cephazolin i.v.. Für insgesamt 6 Wochen postoperativ wurde zur Thromboembolieprophylaxe niedermolekulares Heparin appliziert. Das mittlere Alter betrug bei Prothesenimplantation 50 (17-72) Jahre. Postoperativ durfte in 71 Fällen voll belastet werden. In 28 Fällen musste eine Teilbelastung unter Einhaltung von Bodenkontakt mit 10% des Körpergewichts für 2-6 Wochen eingehalten werden.

Bei 11 Fällen schloss sich eine teilstationäre bzw. ambulante Rehabilitation an. In 88 Fällen erfolgte die Weiterbehandlung im Rahmen einer stationären Rehabilitationsmaßnahme.

Bei 13 Fällen wurde der Eingriff in Intubationsnarkose durchgeführt. 86 mal erfolgte der Eingriff in Spinalanästhesie.

2.2 Erfassung klinischer Parameter

Präoperativ, postoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung dieser Studie wurde bei allen Probanden eine allgemeine und spezielle Hüftanamnese sowie eine körperliche und radiologische Untersuchung durchgeführt. In die Erfassung der Daten flossen der prä- und postoperative Body Mass Index (BMI), Indikation zur Prothesenimplantation, Körpergröße, Alter sowie etwaige intra- und postoperative Komplikationen ein. Die Beinlänge wurde anhand des Abstands zwischen der spina iliaca anterior superior und des malleolus medialis gemessen. Im Rahmen der klinischen Untersuchung wurden das Bewegungsausmaß der Hüfte für Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion und Innenrotation/Außenrotation sowie etwaige Beinlängenunterschiede bestimmt.

Zur Schmerzevaluation wurde die visuelle Analogskala zur Beurteilung des Ruhe- und Belastungsschmerzes verwendet.

Die Patienten sollten jeweils auf einer Skala von 0 bis 10 ihre Schmerzsituation einstufen. Ein Punktwert von 0 bedeutet „kein Schmerz“ und ein Punktwert von 10 impliziert den stärksten Schmerz, den sich der Patient vorstellen kann.

Zum objektiven Vergleich der prä- und postoperativen Daten mit anderen Studien wurde die klinische Untersuchung nach dem Harris-Hip-Score durchgeführt. Ein Musterfragebogen ist im Anhang aufgeführt.

Behandlungsergebnisse von operativen Eingriffen am Hüftgelenk werden vor allem im angloamerikanischen Sprachraum mit dem Harris-Hip-Score ausgedrückt. Er stellt ein einheitliches Beurteilungsinstrument dar, welches den Vergleich von Behandlungsergebnissen ermöglicht. Soderman et al. modifizierten den Harris-Hip-Score 2000 speziell für die Nachuntersuchung endoprothetisch versorgter Hüftgelenke. Es konnte gezeigt werden, dass Ergebnisse endoprothetisch versorgter Hüften durch den Harris-Hip-Score sehr gut dargelegt werden können [33].

Der Harris-Hip-Score errechnet sich aus den Unterpunkten Schmerz (max.44 Punkte), Funktion (max. 47 Punkte), Nichtvorhandensein von Gelenkfehlstellungen(max. 4 Punkte) und Bewegungsausmaß. Er bezieht sich auf das operativ versorgte Hüftgelenk. Im Unterpunkt Funktion werden das Gangbild, Benutzung von Gehstöcken, die Länge der zu bewältigenden

Gehstrecke und Aktivitäten wie das Schuhe- und Strümpfe anziehen, Treppen steigen, Sitzen und die Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel bewertet.

Bei maximal 100 zu erreichenden Punkten ist das Ergebnis umso besser einzustufen, je mehr Punkte erreicht werden. Werte über 90 bedeuten definitionsgemäß ein sehr gutes Abschneiden. Bei Werten zwischen 80 und 90 wird von einem guten Abschneiden gesprochen. Ein mäßiges Abschneiden bedeutet eine Punktzahl zwischen 70 und 80. Werte unter 70 werden als schlechtes Ergebnis bezeichnet [14].

Die prospektive Datenerhebung erfolgte für diese Studie aus den im St. Franziskus-Hospital Münster archivierten Krankenakten. Eingesehen wurde zur Datenerhebung der Operationsbericht, der präoperativ erhobene Aufnahmebefund, der Krankenverlaufbericht und das Narkoseprotokoll.

2.3 Radiologische Befunderhebung

Im Rahmen der radiologischen Befunderhebung wurde eine a.p.-Beckenübersichtsaufnahme im Stehen sowie eine Lauenstein- Projektion der betroffenen Hüfte durchgeführt. Dazu wurden die a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen und die axialen Aufnahmen nach Lauenstein mit unmittelbar postoperativ angefertigten Röntgenbildern verglichen. In der unten stehenden Abbildung ist ein unkomplizierter Verlauf vom präoperativen Röntgenbefund bis zu 5 Jahren nach Cut-Prothesenimplantation zu sehen.



Bild 1: Unkomplizierter Verlauf nach einer CUT-Prothesenimplantation

Beurteilt wurden die subkapitale knöcherne Resektion unter maximalem Erhalt des Schenkelhalses, die Einhaltung des empfohlenen Implantationswinkels von 145° sowie der mediale Kortikaliskontakt des proximalen und der laterale Kortikaliskontakt des distalen

Schaftanteils. Ferner wurde die Implantatlänge beurteilt. Die Implantatlänge wird aus der Distanz von der Resektionslinie bis zur Mitte des trochanter minor ermittelt. Diese Strecke stellt die Tragzone der Prothese dar und sollte der Herstellerempfehlung nach 5/8 der eigentlichen Implantatlänge betragen. Die Implantatspitze sollte 15-20 mm distal des trochanter minor liegen [8].



Bild 2: Ermittlung der Implantatlänge

Die Beurteilung der knöchernen Integration des Implantats erfolgte nach der Methode von Engh et al. in die Aufteilung knöchern-stabil, fibrös-stabil und gelockert [12]. Als knöchern-stabil wird nach dieser auf radiologischen und histologischen Kriterien basierenden Einteilung ein Implantat bezeichnet, dass keine oder nur eine minimale radiologisch nachweisbare Aufhellungslinie um die Prothese herum aufweist. Ein fibrös-stabil eingewachsenes Implantat weist radiologisch keine fortschreitende Migration auf sowie parallel zum Schaft verlaufende dünne Aufhellungslinien. Am femoralen Kortex zeigt sich keine lokale knöcherne Hypertrophie, welche auf eine uneinheitliche Kraftübertragung hinweisen würde.

Divergente Aufhellungslinien sowie eine fortschreitende Migration kennzeichnen ein gelockertes Implantat.

Die Knochenimplantatfläche wurde in Anlehnung an die Methode von Gruen et al. in 5 Zonen unterteilt und innerhalb dieser Zonen nach dem Vorhandensein von Osteolysen und Aufhellungssäumen (< 1mm, 1-2mm, >2mm) entsprechend der Methode nach Engh beurteilt [12].

Diese reproduzierbare Zoneneinteilung zur Untersuchung periprothetischer Knochendichteveränderungen wurde von Gruen 1979 beschrieben [7]. Sie besteht aus sieben klar definierten Regionen um den Prothesenstiel, deren Knochendichteveränderung, die sich in Form von Aufhellungssäumen darstellt, getrennt voneinander untersucht werden kann. Als Lysesäume werden linienförmige Aufhellungen an der Knochen-Implantat-Grenze bezeichnet.

Die 3 lateral des Prothesenstieles gelegenen Gruen-Zonen (1-3) umfassen jeweils ein Drittel der Strecke von der Trochanter Spitze bis zu Prothesenspitze, die Nummerierung erfolgt von proximal nach distal. Zone 4 ist befindet sich unmittelbar distal der Prothesenspitze und umfasst die gesamte Breite des Femurs auf einer Länge von 1cm. Die medialen Zonen 5-7 umfassen jeweils ein Drittel der Strecke von der Prothesenspitze bis zum Absetzungsrand des Schenkelhalses, die Nummerierung erfolgt hier von distal nach proximal. Diese Einteilung erfolgt im a.p. Röntgenbild und bei seitlicher Strahlbeugung bei konventionellen Schaftprothesen.

Für die CUT-Prothese® wurde diese Einteilung entsprechend implantatspezifisch angepasst. Die aufgeteilten 5 Zonen der Knochen-Implantat-Grenzfläche wurden nach dem Vorhandensein von Aufhellungssäumen ($< 1\text{mm}$, $1-2\text{mm}$, $>2\text{mm}$, in Anlehnung an die Methode nach Engh) und Osteolysen beurteilt.

Als radiologisch locker wurde ein Implantat bei einer Positionsänderung der Prothese in horizontaler oder vertikaler Richtung von $> 3\text{mm}$ oder bei einem durchgehendem Aufhellungssaum von $> 2\text{mm}$ bewertet. Ebenfalls wurden Kortikalisveränderungen und Sklerosierungen im Bereich der Prothesenspitze sowie Kalkarveränderungen registriert. [40].

Klinische Lockerungszeichen (wie der Bewegungs- und Belastungsschmerz) und radiologische Lockerungszeichen ergänzen sich oft im Falle einer vermuteten Endoprothesenlockerung. Im Falle einer Endoprothesenlockerung wird zwischen Früh- und Spätlockerung unterschieden. Eine Lockerung die bis zu 5 Jahre nach Prothesenimplantation auftritt wird als Frühlockerung bezeichnet [19].

Frühlockerungen müssen von periprothetischen Osteolysen ohne Lockerung des alloplastischen Materials unterschieden werden. Diese periprothetischen Osteolysen können jedoch auch auf ein vorzeitiges Versagen der Endoprothesenverankerung hinweisen.

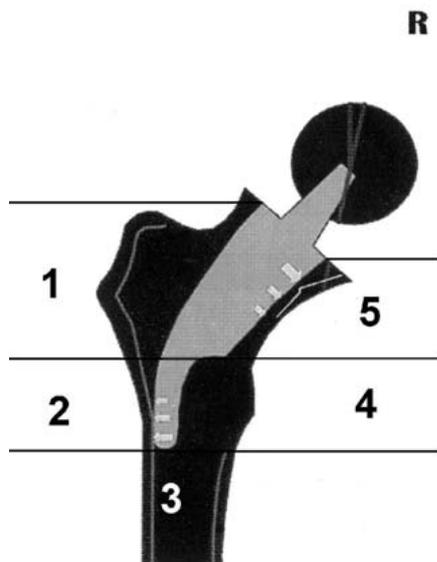


Bild 3: Zonen am Femur nach Gruen, modifiziert für die CUT- Prothese

Die radiologische Beurteilung der Pfanne erfolgte bezüglich Aufhellungssäumen und Osteolysen nach der Zoneneinteilung von Charnley und DeLee. Auf den angefertigten Röntgenbildern wurde dazu der periacetabuläre Lysesaum gemessen. Dazu wurde die Hüftpfanne in 3 Zonen eingeteilt und in diesen Zonen wurde der Aufhellungssaum an der Grenze zwischen Implantat und Knochen bei der acetabulären Komponente der Hüft-TEP untersucht. Die 3 Zonen der Hüftpfanne nach DeLee und Charnley teilen sich wie folgt auf:

- Zone A= oberer Anteil der Hüftpfanne
- Zone B= mittlerer Anteil der Hüftpfanne
- Zone C= unterer Anteil der Hüftpfanne

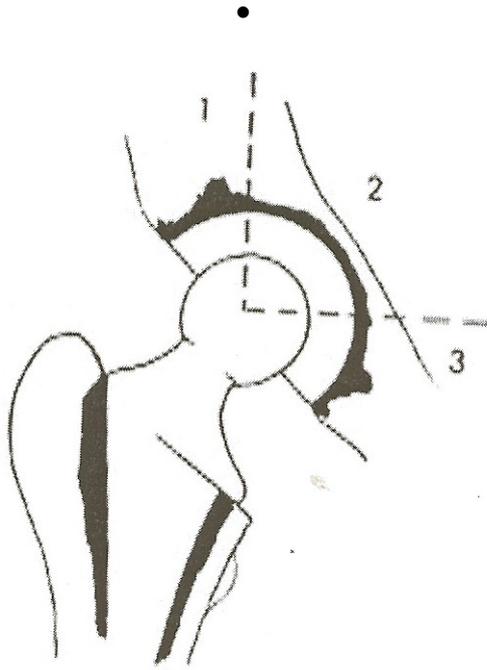


Bild 4 : Zonen der Hüftpfanne nach DeLee/Charnley

Die Angaben in der Literatur über das radiologische Korrelat einer lockeren Pfanne sind nicht eindeutig. Einige Autoren gehen von einer Lysezone von mindestens 2 mm aus [6; 25]. In dieser Studie wurde ein Punktscore in Anlehnung an DeLee und Charnley verwendet. Dabei wurden in Abhängigkeit davon in welchen Zonen sich eine Aufhellung zeigte und wie diese beschaffen ist Punkte vergeben. 10 Punkte wurden bei keiner nachweisbaren Aufhellung vergeben. Dies entspricht einem radiologisch unauffälligem Befund. Bei einer Pfannenmigration und somit einer nach radiologischen Kriterien bestehenden Lockerung der Pfanne wurden 0 Punkte vergeben.



Bild 5: Beckenübersichtaufnahme mit regelrechtem CUT-Prothesensitz ohne radiologische Lockerungszeichen 5 Jahre postoperativ

Die Klassifizierung der periartikulären Ossifikationen (PAO) erfolgte nach Brooker et al. Hierzu wurde die Region zwischen Prothesenschaft und Hüftpfanne (Gelenkregion) auf den Röntgenbildern auf Ossifikationen untersucht. Diese wurden nach der Einteilung von Brooker in 4 Zonen eingeteilt [2]. Heterotope Ossifikationen sind ektopische Knochenbildungen im Bereich von Gelenken. Sie treten nach chirurgischen Eingriffen im Bereich von Gelenken oder nach endoprothetischen Gelenkersatz auf. Die Klassifikation erfolgt nach Brooker in die Grade 1-4 [2].

Einteilung:

- **Grad 1:** Knocheninseln im Weichteilgewebe der Hüfte.
- **Grad 2:** Ossifikationen, die vom Becken oder proximalem Femur ausgehen und mindestens einen Zentimeter Abstand zwischen den gegenüberliegenden Knochenoberflächen lassen.
- **Grad 3:** Ossifikationen, die vom Becken oder proximalem Femur ausgehen und den Abstand zwischen den gegenüberliegenden Knochenoberflächen auf weniger als einen Zentimeter reduzieren.
- **Grad 4:** Ankylose der Hüfte.

Eine Funktionseinschränkung des betroffenen Gelenks ist nicht zwangsläufig die Folge von heterotopen Ossifikationen. Ein verminderter Harris-Hip-Score Wert wird bei Brooker Grad 4 gesehen [2].

Allerdings können heterotope Ossifikationen auf vermehrte Mikrobewegungen der Prothese und periprothetische Infektionen hinweisen [19].

2.4. Die ESKA-CUT-Schenkelhalsendoprothese®

Im folgenden Abschnitt folgt die Produktbeschreibung der ESKA-Schenkelhalsendoprothese vom Typ CUT® die Gegenstand dieser Studie ist.

Die ESKA-CUT-Schenkelhalsendoprothese® (Fa. ESKA Implants, Lübeck) ist eine zementfreie Totalendoprothese mit metaphysärer Verankerung. Sie besteht aus den drei Elementen Prothesenkörper, Schenkelhalsadapter und Prothesenkopf. Bei der Prothesenimplantation wird nur der erkrankte Hüftkopf entfernt und der gesamte Schenkelhals zur Fixierung der Endoprothese genutzt. Aufgrund des speziellen Designs und der Abstützung des gebogenen Endabschnittes an der inneren lateralen Kortikalis unterhalb

des Trochanter major erfolgt eine annähernd physiologische Krafteinleitung von der Prothese in das proximale Femur mit entsprechend geringem „Stress shielding“. Der proximale Schaftanteil soll medialen, der distale Schaftanteil lateralen Kortikaliskontakt haben.

Der Prothesenkörper ist wie der Schenkelhals queroval aufgebaut und verjüngt sich nach distal um eine konische Fixation zu ermöglichen. Die gebogene Prothesenspitze stützt sich dabei an der inneren lateralen Kortikalis unterhalb des Trochanter major ab. Eine sich auf den Drucktrabekeln des Trochanter minor abstützende mediale Stufe im Prothesenkörper bewirkt die Ausbildung einer soliden Knochensäule.

Der Schaft ist aus einer Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung gefertigt, die Oberfläche ist bis auf die Prothesenspitze mit einer dreidimensionalen Gitternetzstruktur (Spongiosa Metal II[®]) zur besseren Osseointegration versehen. Er ist in 16 Größen mit einer Schaftlänge von 50mm bis 100mm und einem Durchmesser von 19mm bis 29mm sowie in 6 Sondergrößen verfügbar und links- wie rechtsseitig verwendbar.

Im Gegensatz zur Implantation herkömmlicher diaphysär verankerter Prothesenschäfte kann eine hohe subcapitale Resektion des Hüftkopfes erfolgen. Hierdurch wird Knochensubstanz eingespart und im Falle eines späteren Endoprothesenwechsels kann ohne Schwierigkeiten ein diaphysärer Endoprothesenstiel mit Resektion an der Schenkelhalsbasis implantiert werden. Da bei der Prothesenschaftpräparation der Femurmarkraum nicht eröffnet wird, verlaufen die Eingriffe mit einem deutlich geringeren Blutverlust als bei Standardschäften.

Auf den Prothesenkörper wird ein Schenkelhalsadapter aufgesetzt, welcher in einer 10°- und 20°-Version erhältlich ist. Er kann in jeder beliebigen Einstellung in einer Ebene von 360° befestigt werden, womit eine optimale Luxationsstabilität erreicht werden kann.

Auf den Schenkelhalsadapter kann jeder handelsübliche Kopf in verschiedenen Längen aufgesetzt werden, aufgrund des meist jungen Patientenalters werden hauptsächlich Keramikköpfe verwendet. Ebenfalls ist die gerade bei jungen Patienten oft verwendete Großkopfversorgung möglich.

Auch für die Pfanne kann jedes standardmäßig verfügbare Modell implantiert werden.

Mögliche Gleitpaarungsvarianten sind: Metall-Metall (mit dem bekanntermaßen niedrigsten Abrieb), Polyethylen- Keramik und Keramik-Keramik.

Die Variabilität dieses modularen Systems bietet dem Operateur ein weites Anwendungsspektrum. Mit diesem Prothesensystem kann eine individuelle Prothesenversorgung gewährleistet werden.

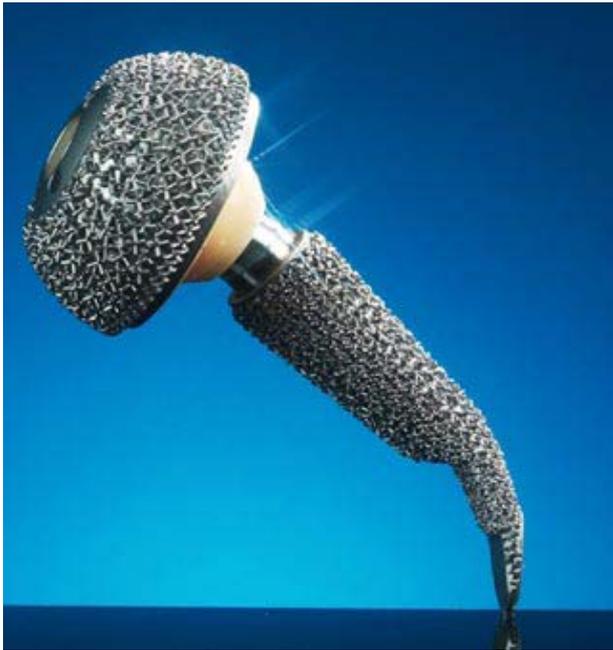


Bild 6: Die CUT- Endoprothese mit Kapuzinerpfanne, Fa. ESKA Implants, Lübeck (D)

Indikationen für die Versorgung mit der Schenkelhalsendoprothese CUT sind:

- Coxarthrose
- Dysplasiecoxarthrose
- Femurkopfnekrose
- Schenkelhalsfraktur Pauwels 1 (beim Vorliegen von guter Knochenqualität)

Zur Gewährleistung einer langen Standzeit und zur Vermeidung von Komplikationen gelten folgende Kriterien als Ausschlußkriterien:

- Osteoporose
- Corticoidmedikation
- Voroperation im Bereich der Metaphyse
- Coxa valga mit CCD > 155°
- Coxa vara mit CCD < 120°
- Starkes Übergewicht (BMI > 30)

Wichtig für ein optimales Operationsergebnis sind die korrekte Femurkopfresektion unter Erhalt des Schenkelhalses sowie die korrekte Auswahl der Endoprothese bezüglich Durchmesser und Länge. Eine zu großzügige bzw. komplette Schenkelhalsresektion führt vermehrt zu einer horizontalen Schaftmigration mit Varisierung der CUT-Prothese und einer

möglichen aseptischen Lockerung einhergehend mit starken klinischen Beschwerden als Endkonsequenz [9]. Eine zu großzügige Schenkelhalsresektion macht das Konzept der Schenkelhalsendoprothese hinfällig und erfordert den intraoperativen Wechsel auf eine Langstielprothese. Eine häufige intraoperative Komplikation ist nach Thomas die Perforation der lateralen Kortikalis bei der Schaftpräparation. Das CUT-Implantat kann im Falle dieser Komplikation verwendet werden, wenn das Prothesenende distal der akzidentiell entstandenen Öffnung liegt [37].

Eine korrekte Femurkopfresektion unter Erhalt des Schenkelhalses kann eine falsch gewählte Implantatgröße oder unkorrekte Implantatpositionierung kompensieren [11].

Thomas et al. wiesen 2004 auf die besondere Bedeutung der Schenkelhalsresektion im Winkel von 45° hin [37]. Nur die genaue Positionierung des Implantats garantiert einen längerfristigen Operationserfolg.

2.5 Operationstechnik

Nach erfolgter Indikationsstellung zur Implantation einer Cut-Schenkelhalsendoprothese erfolgt zur Vorbereitung der Prothesenimplantation die Prothesenplanung anhand einer definierten Beckenübersichtsaufnahme und einer Aufnahme der zu operierenden Hüfte in a.p. Projektion. Mit speziell für die ESKA-Cut-Prothese hergestellten Meßschablonen wird auf dem Röntgenbild die Resektionshöhe am Femurhals und die zu implantierende Prothesengröße bestimmt. Die Prothesengröße sollte so gewählt werden, dass sich ihre Spitze ca. 1 cm distal vom Trochanter minor befindet.

Im St. Franziskus-Hospital Münster erfolgt die Operation zumeist in Spinalanästhesie, standardmäßig wird ein posteriorer Zugang bevorzugt. Zur Elimination von Fehlerquellen ist das weitere Vorgehen bezüglich steriler Abdeckung, einmaliger i.v. Antibiotikaprophylaxe und Desinfektion standardisiert. Nach dem über dem Trochanter major nach proximal-dorsal geschwungenem Hautschnitt erfolgt die Präparation des subcutanen Fettgewebes bis zur Oberschenkelfaszie mit anschließender Eröffnung der Fascia lata im Faserverlauf.

Danach wird der m.gluteus maximus stumpf im Faserverlauf gespalten. Anschließend erfolgt die Anschlingung der kurzen Hüftaußenrotatoren und ihre knochen-nahe Durchtrennung mit dem Skalpell. Die kurzen Hüftaußenrotatoren werden dann zum Schutze des N. ischiadicus nach dorsal umgeschlagen. Anschließend erfolgt die T-förmige Inzision der dorsalen Kapsel. Es folgt das Luxationsmanöver des Hüftkopfes nach dorsal mittels einer kombinierten Flexions-Adduktions und Innenrotationsbewegung. Der Schenkelhals wird mit zwei stumpfen

Hohmannhebeln umfahren und von verbliebenem Weichteilmantel befreit. Anschließend erfolgt die subcapitale Abtrennung des Femurkopfes mit der Stichsäge, wie zuvor auf der Maßaufnahme geplant, im 45° Winkel zur Horizontalen. Sodann werden die verbliebenen dorsalen Kapselanteile nach der Einstellung der Pfanneneingangsebene reseziert. Dann erfolgt das Auffräsen der Pfanne mit sphärischen Fräsen in aufsteigender Größe solange, bis allseits gut durchblutete spongiöse Knochenflächen vorliegen. Es folgt die Spülung des Pfannenbodens und die Implantation der zementfreien Pfanne. Nach der Prüfung auf Primärstabilität wird ein Probeinlay eingelegt. Das Bein wird mit einer Kombinationsbewegung aus Flexion, Adduktion und Innenrotation umgelagert. Es folgt die Einstellung der Pfanneneingangsebene mit Hohmannhebeln. Der Schenkelhals wird mit einem speziellen Zentrierbohrer eröffnet und das Implantatlager mit einer Zungenförmigen Raspel bis zur lateralen Kortikalis vorbereitet. Sodann erfolgt das Aufraspeln des Implantatlagers mit Formraspeln in aufsteigender Größe. Die Größe des Implantatlagers sollte der Größe des Implantatlagers auf der Planungsaufnahme entsprechen. Die letzte Raspel wird als Probeschafte belassen, es werden ein Probekopf und ein Probeadapter aufgesetzt und die Hüfte wird reponiert. Zur Erfassung von Gelenkbeweglichkeit Luxationsneigung, Impingement und Beinlänge wird das Gelenk in allen Ebenen bewegt. Durch Modifikation der Prothesenkomponenten und Änderung der Rotationseinstellung und vor Allem durch Änderung der Länge des Probeadapters kann die Gelenkeinstellung auf die benötigten Verhältnisse des jeweiligen Patienten abgestimmt werden.

Nach diesen Testungen werden die Probeimplantate gegen das jeweilige Originalimplantat ausgetauscht. Es erfolgt die erneute Testung der Beweglichkeit. Abschließend wird das Operationsgebiet gespült und zwei intraartikuläre Redondrainagen werden platziert. Die kurzen Hüftaußenrotatoren werden an den sehnigen Ansatz des M. gluteus medius genäht und anschließend erfolgt der Verschluss der Fascia lata mit resorbierbaren Einzelknopfnähten. Es folgen subcutane Redondrainageneinlage, Subcutannaht mit resorbierbaren Einzelknopfnähten und Hautverschluss nach nochmaliger Desinfektion in Klammernahttechnik. Abschließend wird nach steriler Wundabdeckung ein Spica-Verband angelegt und es erfolgt noch im Operationssaal die Röntgendokumentation. Postoperativ erfolgt in der Regel bei komplikationslosem Operationsverlauf die Mobilisierung unter schmerzadaptierter Vollbelastung am 1 bzw. 2. Tag.

2.6 Statistische Messinstrumente

Die statistische Auswertung beinhaltete die Ermittlung des Mittelwertes, des Median und der Standardabweichung aus den klinischen und radiologischen Daten. Die Bestimmung der Überlebensrate erfolgte mit der Kaplan-Meier- Überlebenskurve. Das Signifikanzniveau bei allen statistischen Tests wurde mit $p \leq 0,05$ festgelegt. Alle Messwerte und Daten wurden im Microsoft Excel Format gespeichert.

3. Ergebnisse

3.1.1 Body-Mass-Index

Der mittlere präoperative BMI betrug 26,4 (17-36). Postoperativ wurde als Mittelwert 26,7 (18-46) ermittelt. Somit nahm der BMI im Laufe der mittleren Nachuntersuchungszeit von 5,4 Jahren um durchschnittlich 0,3 Punkte zu.

3.1.2 Beinlängenunterschiede

Bei 46% der operierten Hüften fand sich präoperativ eine Beinlängendifferenz von durchschnittlich 0,7cm. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung dieser Studie wurde bei 35% der operierten Hüften eine Beinlängendifferenz festgestellt.

Beinlängendifferenz	Hüften	Hüften in %
Präoperativ	46	45
Postoperativ	38	37
Nachuntersuchung	35	36

Tabelle 2: Anzahl der prä- und postoperativen Beinlängendifferenzen

Bei 27 der Hüften wurde postoperativ eine Verkürzung des operierten Beines festgestellt, bei 11 Hüften eine Verlängerung.

Beinlängendifferenz postoperativ (n= 38)	Prothesen	Prozent
Verkürzung	27	71
Verlängerung	11	29

Tabelle 3: Post-OP Verhältnis zwischen Beinverlängerung und Beinverkürzung

Es fand sich eine durchschnittliche Beinlängendifferenz von 0,6 cm Es fand sich präoperativ ein Mittelwert von 0,6 cm (0,5cm-10cm). Vor der Entlassung aus den Krankenhaus wurde ein Mittelwert von 0,5cm (0,5cm-6cm) ermittelt. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bestand bezüglich der Beinlängendifferenz ein Mittelwert von 1,2cm (0,5cm-11cm).

3.1.3 Visuelle Analogskala

Für die Schmerzangabe in Ruhe wurde mit der Visuellen Analogskala präoperativ ein Mittelwert von 7 (0-10) ermittelt. Der Median betrug 7,5. Im Rahmen des Follow up ergab sich ein Mittelwert von 1 (0-8). Es erfolgte also eine Reduktion im Mittel von 6 Einheiten auf ein niedrigeres Schmerzniveau.

Für die Schmerzangabe bei Belastung zeigte sich präoperativ ein Mittelwert von 8 (1-10) und zum Zeitpunkt des Follow up ein Mittelwert von 2 (0-10). Der Median betrug präoperativ 7,5. Somit ergibt sich ein niedrigeres Schmerzniveau von durchschnittlich 6 Einheiten auf der Visuellen Analogskala.

Die folgende Abbildung verdeutlicht diese Veränderungen:

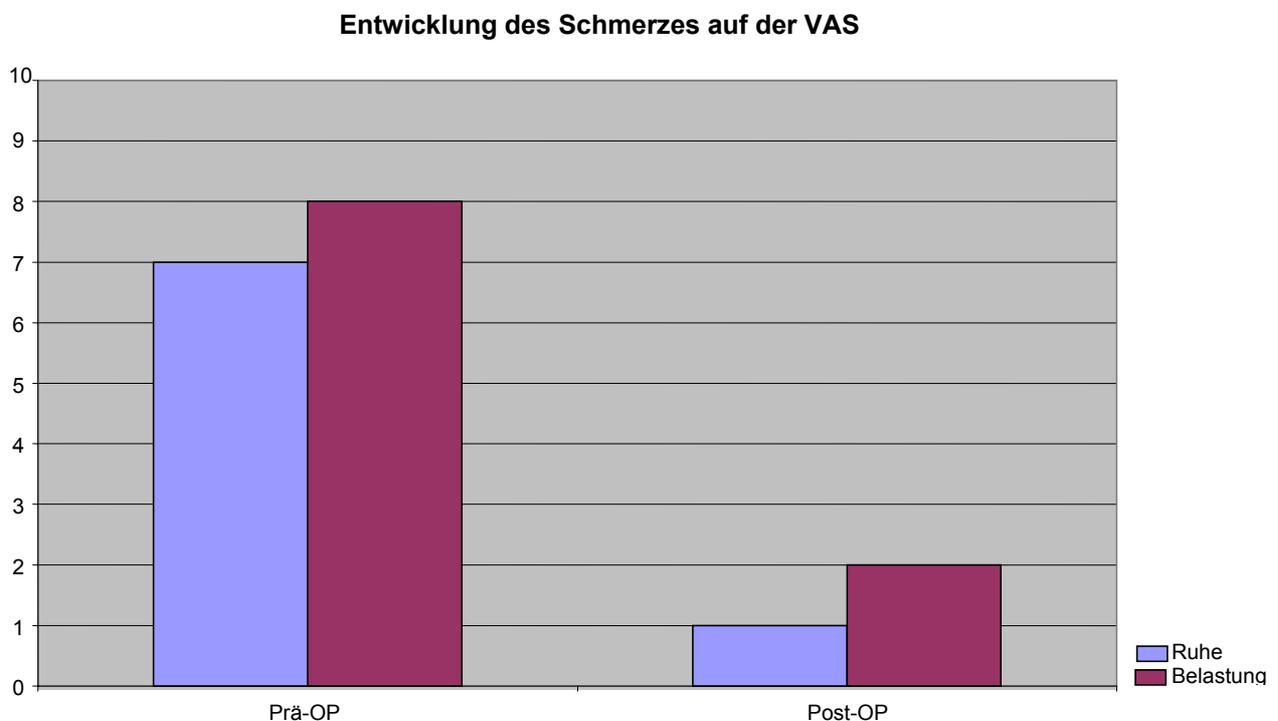


Diagramm 1: Entwicklung des Schmerzes auf der VAS in Ruhe und bei Belastung im Verlauf von durchschnittlich 5,4 Jahren

3.1.4 Harris-Hip-Score

Bei den Auswertungen der präoperativen und der zum Zeitpunkt des Follow Up ermittelten Werte des Harris Hip Score fand sich ein signifikanter Unterschied von $p \leq 0,05$.

Der Mittelwert des Harris-Hip-Score betrug präoperativ 50 (16–83) Punkte und postoperativ 98 (40-100) Punkte. Der Median betrug präoperativ 50 und postoperativ 99. Das unten stehende Diagramm verdeutlicht die Entwicklung des HHS.

Der präoperativ ermittelte Durchschnittswert des Harris-Hip-Score ist als schlechtes Ergebnis einzuschätzen. Der durchschnittliche postoperative Harris-Hip-Score von 98 ist als ein sehr gutes Ergebnis zu werten.

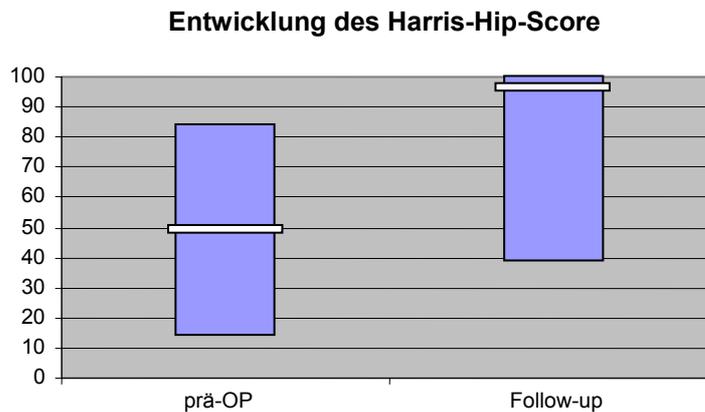


Diagramm 2: Entwicklung der HHS-Ergebnisse

Es war kein signifikanter Unterschied der HHS-Ergebnisse in Bezug auf Alter Geschlecht oder Diagnose festzustellen (Signifikanz $p \leq 0,05$). Die umseitig stehende Abbildung zeigt die Verteilung der Harris-Hip-Score- Ergebnisse prä- und postoperativ in die Untergruppen „sehr gut“, „gut“, „befriedigend“ und „schlecht“.

Verteilung der HHS-Ergebnisse

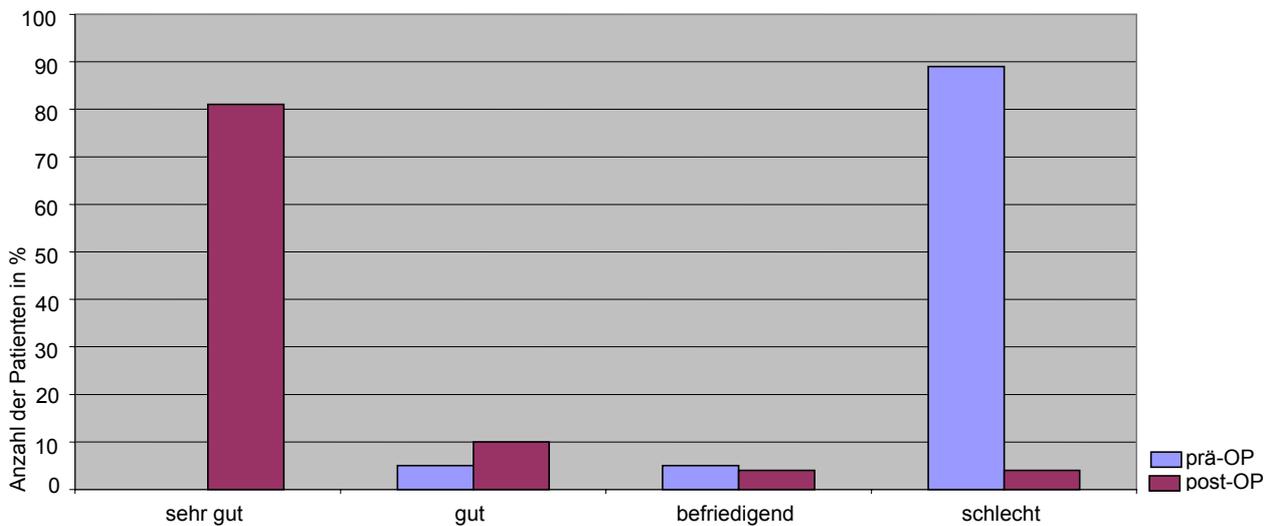


Diagramm 3: Verteilung der HHS Ergebnisse

Aus Diagramm 3 ist ersichtlich, dass präoperativ 90% der Patienten einen schlechten Score-Wert erreichten. Sehr gute Ergebnisse wurden von keinem Studienteilnehmer präoperativ erreicht. Postoperativ erreichten 82% der Studienteilnehmer ein sehr gutes Score-Ergebnis, 4% ein schlechtes. 10% der Studienteilnehmer erreichten postoperativ ein gutes Score-Ergebnis.

Bei der Betrachtung der HHS-Unterpunkte fällt eine Steigerung in den Punkten Funktion und Schmerz auf, der Unterpunkt Vorhandensein von Gelenkfehlstellungen (AOD) bleibt unverändert. Die folgende Tabelle zeigt die Veränderungen der einzelnen HHS-Unterpunkte:

n = 98	Prä-OP HHS	Prä-OP Pain	Prä-OP Function	Post-OP HHS	Post-OP Pain	Post-OP Function
Mittelwert	51	17	27	94	41,79	44,36
Median	50	20	28	99	44	47
Standardabweichung	14,88	9,17	8,30	11	5,19	5,98

Tabelle 4: Veränderungen der HHS-Unterpunkte

3.1.5 Komplikationen

99 CUT-Endoprothesen wurden über einen mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 5,4 Jahren bewertet.

Intraoperativ kam es bei 4 Patienten zu einer Femurfissur, 2 davon mussten mittels Drahtcerclagen versorgt werden.

Bei 2 CUT-Prothesen erfolgte postoperative ein Revisionseingriff mit Wechsel auf einen konventionellen unzementierten Standardschaft aufgrund septischer (1 Prothese) bzw. aseptischer Prothesenlockerung (2 Prothesen) 1 -4 Jahre nach Primärimplantation. Diese 3 Patienten flossen nicht mit in die Bewertung ein.

1 Patient musste sich einer Offset-Operation mit Exophytenabtragung unterziehen. Bei einer Patientin kam es zu einer postoperativen Luxation, die geschlossen reponiert werden konnte und ohne weitere Luxationen blieb. Bei einer Patientin wurde ein Kopf-und Inlaywechsel 1 Jahr postoperativ bei mehrfacher Luxation durchgeführt. Außerdem erfolgte bei 2 Patienten postoperativ ein Weichteileingriff aufgrund eines Impingements bzw. wegen Leistenschmerz.

3.2 Radiologische Auswertung

3.2.1 Schenkelhalsresektion und Implantatpositionierung

Bei der Beurteilung der Schenkelhalsresektion war eine korrekt durchgeführte subkapitale Resektion mit maximalem Erhalt des Schenkelhalses in 92% der Fälle erfolgt. In 6 % der Fälle zeigte sich eine zu großzügige, in 2% der Fälle eine subtotale Schenkelhalsresektion.

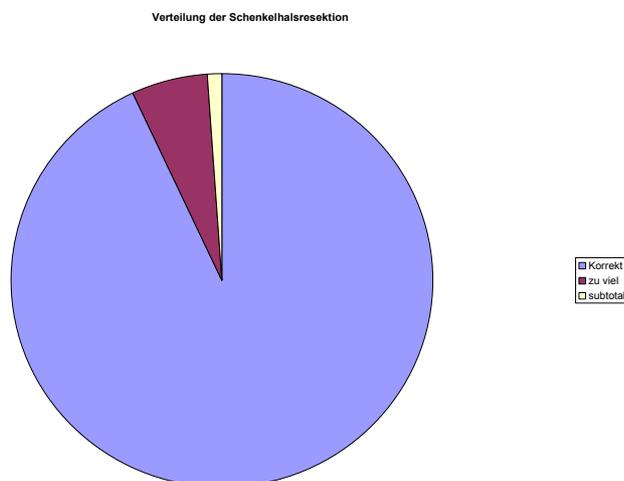


Diagramm 4: Verteilung der Schenkelhalsresektion

100% der Prothesen(n=6) bei denen eine zu großzügige Schenkelhalsresektion erfolgt war, waren in den ersten 9 Monaten nach Implantateinführung im St. Franziskushospital Münster operiert worden.

Drei der Implantate bei denen eine zu großzügige Schenkelhalsresektion erfolgt war zeigten bei der Follow Up Röntgenuntersuchung eine valgische Abkippung des Schafts. Bei einem Implantat war eine subtotale Schenkelhalsresektion erfolgt; hier zeigte sich keine Änderung des Implantatwinkels.

Zur Beurteilung der Schaftposition wurde der Implantatwinkel gemessen. In 10% der Fälle zeigte sich eine zu varische Implantation. In 18% der Fälle war der Implantatwinkel zu valgisch eingestellt. Ein korrekte Implantatpositionierung mit einem Implantatwinkel von 145° zeigte sich zum Zeitpunkt des Follow up bei 71% der Prothesen.

91% der Prothesen zeigten sowohl einen proximal-medialen als auch einen distal-lateralen Kortikaliskontakt des Schafts. In 27% der Fälle war die Prothese zu kurz gewählt worden. Bei allen diesen Endoprothesen fanden sich gute klinische Nachuntersuchungsergebnisse und keine Schaftmigration.

Von den 27 zu kurz gewählten Implantaten zeigten 14 eine valgische bzw. varische Abkippung. Auffällig war, dass in 90 % der varischen Implantationen die Prothese zu kurz gewählt worden war. In einem Fall erfolgte bei zunehmender varischer Implantatabkippung und Lockerung der Prothesenwechsel.

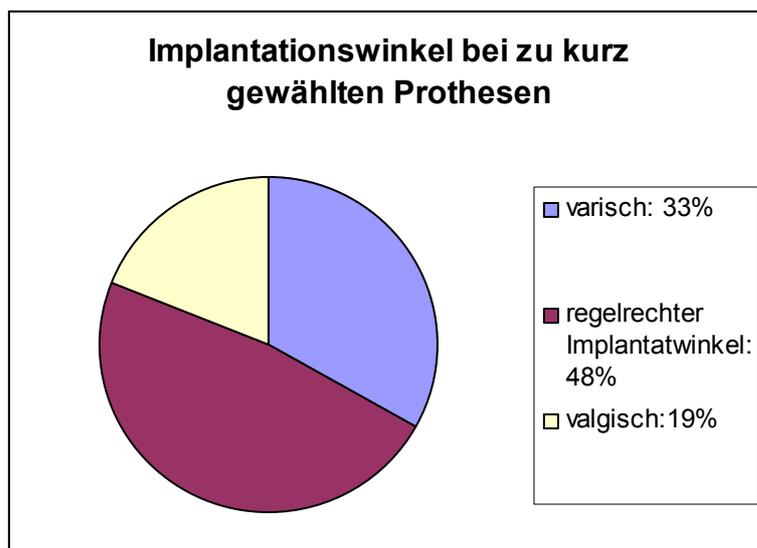


Diagramm 5: Implantationswinkel bei zu kurz gewählten Prothesen

3.2.2 Implantatstabilität

Nach der Methode von Engh et al. wurde die Stabilität der Prothese beurteilt [12]. Als knöchern- stabil werden nach dieser Methode Prothesen beurteilt, die keine oder nur minimale Aufhellungen an der Implantat-Knochengrenze zeigen. Dies trifft für 96% der Prothesen in dieser Studie zu. Fibrös-stabil sind nach Engh et al. Implantate, die keine fortschreitende Migration zeigen und deren Aufhellungssäume parallel zum Implantat verlaufen. Es hat sich eine stabile bindegewebige Schicht zwischen Knochen und Implantatlager gebildet. 3% (n=3) der Prothesen erfüllten diese Kriterien. 1% der Prothesen (n=1) stellte sich als gelockert dar. Bei 2 der fibrös-stabil eingewachsenen Schäfte war eine zu kurze Prothese gewählt worden. Hier zeigte sich begleitend dazu auch ein schlechter Harris-Hip-Score. Diese Prothese musste 5 Jahre nach Implantation bei varischer Abkippung und zunehmenden klinischen Beschwerden explantiert werden und durch einen konventionellen Schaft ersetzt werden.

In keinem Fall trat ein Materialversagen der endoprothetischen Komponenten auf.

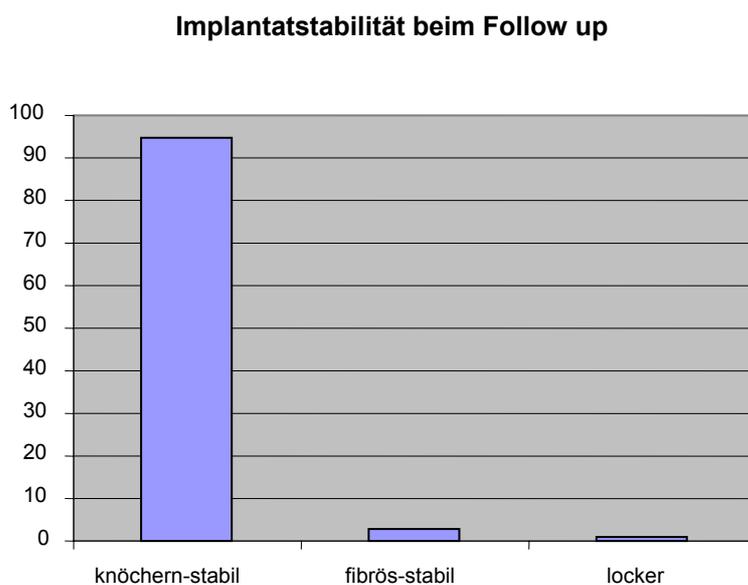


Diagramm 6: Implantatstabilität beim Follow up

Es zeigte sich sowohl bei knöchern-stabiler Fixation als auch bei fibrös-stabiler Fixation der Implantate keine Auswirkung auf den Harris-Hip-Score. Der Patient mit der gelockerten Prothese gab im Rahmen der Nachuntersuchung Werte von 8 (Ruhe) und 10 (Belastung) auf der visuellen Analogskala an. Der im Rahmen der Nachuntersuchung ermittelte Harris Hip Score Wert betrug 61. Bei den fibrös-stabilen Prothesen ergaben sich keine Korrelation in Bezug auf die visuelle Analogskala. Im Harris Hip Score wurden im Rahmen der Nachuntersuchung für diese Prothesen sehr gute Ergebnisse erzielt. Auffällig war, dass in 2 der 3 fibrös-stabil eingewachsenen Schäfte die Prothese als zu kurz ermittelt worden war. Dies deutet auf vermehrte Migrationsbewegungen hin, die ein knöchern-stabiles Einwachsen der Prothese verhinderten.

Ein Zusammenhang zwischen BMI und knöchernem Einwachsen ließ sich nicht darstellen. 20% der Prothesenträger wiesen postoperativ einen BMI von >30 auf. Diese Patienten zeigten alle ein knöchern-stabiles Einwachsen.

3.2.3. Heterotope Ossifikationen

Heterotope Ossifikationen stellen eine Komplikation beim endoprothetischen Gelenkersatz da. Diese Knochenneubildungen können das Bewegungsausmaß und somit das klinische Abschneiden der Hüfte verringern. Zur radiologischen Einteilung wurde die Klassifikation von Brooker et al. zu Grunde gelegt [2]. Die Aufteilung in dieser Arbeit ist der unten aufgeführten Tabelle zu entnehmen:

Stadium nach Brooker	Anzahl der Hüften
0	85%
1	10%
2	3%
3	0%
4	1%

Tabelle 5: Häufigkeit der heterotopen Ossifikationen nach Brooker

1973 fanden Brooker et al. Einen direkten Zusammenhang zwischen heterotopen Ossifikationen und Punktwert beim Harris-Hip-Score [2]. Je höher das Stadium der Heterotopen Ossifikationen, desto niedriger der Punktegewinn postoperativ im Harris-Hip-Score. Dieser Zusammenhang fand sich in dieser Studie nicht.

Es fand sich kein Zusammenhang zwischen dem postoperativen Bewegungsausmaß und Heterotopen Ossifikationen oder dem Vorhandensein von Gelenkfehlstellungen. Auch bezüglich der Schmerzangabe auf der VAS ergab sich kein Zusammenhang.

3.2.4 Osteolysezonen nach Gruen

Osteolysen fanden sich in Zone 1 und 5 nach Gruen. Die Anzahl der einzelnen Untergruppen zeigt die unten stehende Tabelle 3. Die Implantate mit Osteolysen konnten als stabil gewertet werden.

Gruen- Stadium	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5
1: Osteolysen < 1mm	4	0	0	0	1
2: Osteolysen 1-2mm	1	0	0	0	1
3: Osteolysen > 2mm	2	0	0	0	6

Tabelle 5: Osteolysezonen und Grade nach Gruen: Verteilung

3.2.5 Pfannenstabilität

Bei keiner der implantierten Prothesen fand sich an der Prothesenpfanne eine Aufhellungslinie. In keinem Fall war eine Pfannenmigration zu beobachten.

3.3 Implantatüberlebenswahrscheinlichkeit

Bei 2 Patienten war ein Prothesenwechsel erfolgt. Von diesen 2 Patienten musste sich 1 Patient einer Wechseloperation aufgrund einer varischen Abkippung des Schaftes unterziehen. Die andere Revision erfolgte aufgrund von einer aseptischen Prothesenlockerung. Bei 4 Patienten folgte auf die Primärimplantation ein Folgeeingriff aufgrund von Komplikationen, die jedoch nicht zum Prothesenwechsel führten. Bei diesen 3 Patienten erfolgte nach 1 bzw. 1,5 Jahren postoperativ ein Weichteileingriff bzw. eine Offset-Operation aufgrund eines Impingements bzw. eines Leistenschmerzes. Bei einer Patientin wurde ein Kopf- und Inlaywechsel 1 Jahr postoperativ bei mehrfacher Luxation durchgeführt. Die Überlebensrate nach durchschnittlich 5,4 Jahren betrug in dieser Studie 91 %. Nach 6,7 Jahren lag die Überlebensrate ebenfalls bei 91 %. Diese Ergebnisse aus Diagramm 8 ersichtlich:

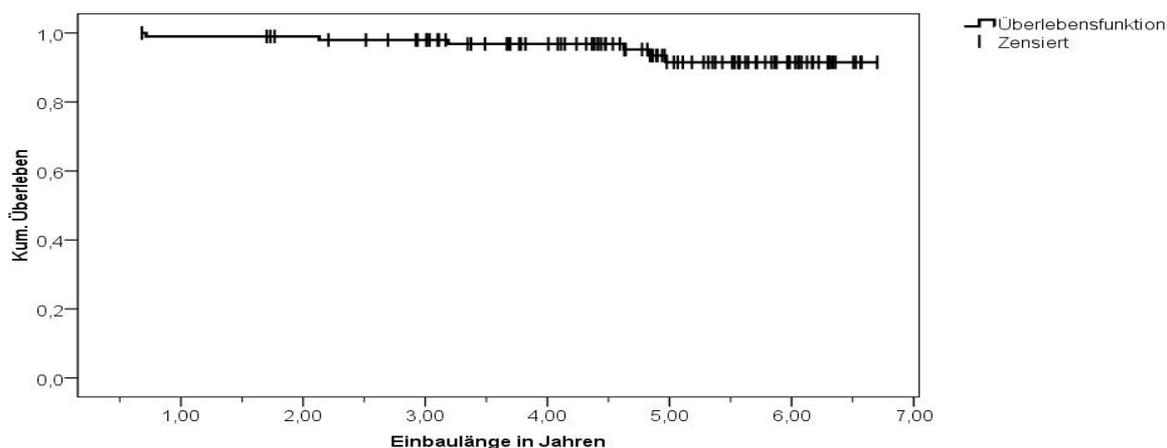


Diagramm 8: Kumulative Überlebensrate anhand des Kaplan-Meier Schätzers

4. Diskussion

In der folgenden Diskussion sollen die gewonnenen Ergebnisse der Untersuchungen kritisch betrachtet werden und mit in der Literatur publizierten Ergebnissen verglichen werden.

4.1. Situation des jüngeren Patienten (unter 55 Jahren) in der Hüftendoprothetik

In den Anfangszeiten der Hüftendoprothetik war die Versorgung jüngerer Patienten mit einer Hüfttotalendoprothese nur Ausnahmefällen vorbehalten. Der entscheidende Faktor für die zurückhaltende Versorgung jüngerer Patienten waren die potentiell notwendigen Wechseloperationen, die mit einem hohen Knochenverlust einhergingen. Da aber auch jüngere Patienten aus verschiedenen Gründen mit einem Hüftgelenkersatz versorgt werden sollten und gleichzeitig die Standzeit der auf dem Markt befindlichen Hüfttotalendoprothesen verbessert werden sollte, wurden neue Zementiertechniken und Oberflächenmaterialien entwickelt. Schließlich wurde von Judet in den siebziger Jahren die erste zementfreie Prothese als Alternative zur zementierten Prothese entwickelt. Weiterhin blieb das Problem der Knochenersparnis, welches sich gerade für jüngere Patienten mit mehreren zu erwartenden Wechseloperationen stellte. Aus dieser Problematik heraus entwickelten sich die Kurzschaftprothesen und der Hüftgelenkoberflächenersatz erlebte eine Renaissance. Es sollten möglichst gute Reimplantationsbedingungen geschaffen werden. Ein Prinzip war die Proximalisierung der Krafterleitung, die Stressshielding-Phänomene verhindern sollte. Diese Art der Krafterleitung ist dem natürlichen Knochen sehr ähnlich [35]. Die in dieser Studie untersuchte CUT-Prothese (Fa. ESKA Implants, Lübeck) ist eine knochensparende

Schenkelhalsendoprothese. Bei ihrer Implantation kann eine deutlich geringere Knochenresektion durchgeführt werden und auch bei einer Wechseloperation treten wesentlich geringere Knochendefekte auf.

Für konventionelle Prothesenschäfte mit diaphysär medullärer Fixation konnten in den letzten Jahrzehnten aufgrund der stetigen Verbesserung der Arbeitsmaterialien, der Operationstechnik und des Prothesendesigns sehr gute Langzeitergebnisse ermittelt werden. Die durchschnittlichen Standzeiten herkömmlicher zementfreier Schäfte liegen bei über dreizehn Jahren [15]. Bei jüngeren Patienten sind diese Standzeiten jedoch aufgrund der vermehrten Beanspruchung signifikant kürzer als bei älteren Patienten. Es wird eine Revisionsrate von bis zu 30 % nach 10 Jahren bei Patienten unter 55 Jahren beschrieben [15]. Die CUT-Endoprothese hat in mehreren Studien gute kurz- und mittelfristige Ergebnisse erzielt. So wurde von Thomas eine Überlebensrate von 97% nach durchschnittlich 3,5 Jahren mit Auftreten der Versagensfälle in den ersten 2 Jahren beschrieben [37]. Hervorgehoben wurden in dieser Studie auch die Bedeutung von korrekter Endoprothesengrößenauswahl und exakter Positionierung nach genauer präoperativer Planung.

2006 wurde von Ender eine Überlebenswahrscheinlichkeit für die CUT-Endoprothese von 89,1 für einen mittelfristigen Nachuntersuchungszeitraum von 5,1 Jahren beschrieben [11]. Zu berücksichtigen ist bei diesem Ergebnis jedoch das durchschnittliche Patientenalter von 56 Jahren. Ohne Berücksichtigung des jungen Patienten (unter 50 Lebensjahren) erreichen zementfreie Standardschäfte im Vergleich im mittelfristigen Nachuntersuchungszeitraum Überlebenswahrscheinlichkeiten von 99,4% [11]. Somit ist das Ergebnis der Überlebenswahrscheinlichkeit der CUT-Endoprothese als nahezu gleichwertig zu bewerten.

In den Studien wird sehr eindrücklich auf die Notwendigkeit der korrekten Implantatgrößenauswahl und der Einhaltung der Indikations- und Kontraindikationsgrenzen hingewiesen. Ferner wird der problemlose Wechsel der Prothese bei Auslockerung betont, da der diaphysäre, erhaltene Knochen eine normale Qualität ohne biomechanisch verursachte Alterationen aufweist.

Aus den Ergebnissen der Erhebungen des finnischen Endoprothesen Registers (2005) ist die häufigste Indikation zum Hüft-TEP Wechsel bei jüngeren Patienten ein Inlay-Wechsel. Dieses ist durch die höhere Aktivität des jüngeren Patienten (unter 50 Jahren) bedingt und die durch berufliche und durch Freizeitaktivitäten höhere und punktuell höhere Belastung der Prothese. Durch diese Faktoren steigt vor Allem die Abnutzung der Gleitpaarungskomponenten. Wie bereits in den früheren Kapiteln erwähnt, hat sich als die Gleit-

paarungskomponentenkombination mit dem niedrigsten Abrieb die Metall-Metall-Gleitpaarung erwiesen. In diesem Zusammenhang wird auf die zu bevorzugende Verwendung von Metall-Metall oder Keramik-Keramik Gleitpaarungen hingewiesen. Vor diesem Hintergrund wird der Schenkelhalsendoprothese eine mit Standardendoprothesen vergleichbare Standzeit zugeschrieben [5;15]. Ender et al beschreiben für die CUT-Prothese eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 89,1 % nach 5,1 Jahren [11;8]. Die in dieser Studie ermittelte Überlebenswahrscheinlichkeit der CUT-Prothese von 91% nach 5,4 Jahren ist als nahezu gleichwertig zu bewerten.

Oberflächenersatzprothesen, die zunehmend häufiger bei Patienten im jüngeren Lebensalter propagiert werden, zeigen in Studien eine durchschnittliche Überlebensdauer von 94 % nach 6 Jahren [5]. Bei diesen Ergebnissen ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Patientenkollektive häufig selektioniert sind (z.B. nur idiopathische Arthrose). Verglichen mit der Schenkelhalsendoprothese besticht als Vorteil der geringere femorale Knochenverlust sowie der große Endoprothesenkopf, der einen größeren Schutz vor einer Hüft-TEP Luxation bietet. Nachteilig ist jedoch der aufgrund der notwendigerweise großen Pfanne der hohe Knochenverlust auf der azetabulären Seite und das erhöhte Risiko von postoperativen Femurfrakturen [11;17;31].

Die CUT-Endoprothese stellt somit eine knochensparende Therapiealternative zu Standardhüftschaften gerade beim jüngeren Patienten mit häufigen, zu erwartenden Wechseloperationen dar.

4.2. Auswertung der klinischen Daten und Ergebnisse der Scores

4.2.1. Harris-Hip-Score

Zum Vergleich klinisch-funktioneller Ergebnisse von Operationsmethoden in der Hüftendoprothetik dient der Harris-Hip-Score. Dieser, von W Harris 1969 entwickelte Test besteht aus einem Fragenteil zu den Unterpunkten Schmerz, Funktion, Nichtvorhandensein von Gelenkfehlstellung und Bewegungsausmaß.

Die CUT-Endoprothese schneidet im Vergleich mit anderen Studien zu dieser Prothese hierbei nahezu gleichwertig ab. Ender et al berichten 2006 von einer Steigerung des Harris-Hip-Score von präoperativ 55 Punkten auf postoperativ 90,4 Punkte. 89,5 % der Studienteilnehmer erreichten ein klinisch sehr gutes bis gutes Ergebnis (81-100 Punkte), 3 %

der Teilnehmer wiesen ein klinisch schlechtes Ergebnis (61-70 Punkte) im Harris- Hip- Score auf [11; 34]. Von Thomas et al wurde 2004 eine Steigerung des präoperativen Harris- Hip- Score von 54 Punkten auf einen Harris- Hip- Score von 88 Punkten nach einem Nachuntersuchungszeitraum von 12 Monaten beschrieben [22;37].

Vergleichbare klinische Ergebnisse fanden sich im mittelfristigen Nachuntersuchungszeitraum bei in Langzeitstudien bewährten zementfreien Standardendoprothesen. Bands et al. gaben nach einem 3-Jahreszeitraum einen durchschnittlichen Punktwert von 85,7 Punkten postoperativ an. Garellick et al. gaben einen Wert von 89 Punkten 5 Jahre postoperativ an. Bieger et al. konnten einen Wert von 90 Punkten nach dem ersten postoperativen Jahr verzeichnen. Aufgrund der unterschiedlichen Prothesentypen und Patientenkollektive sind diese Daten jedoch nur bedingt vergleichbar. [11;13; 15].

Der durchschnittliche präoperative Harris-Hip-Score Wert der Teilnehmer dieser Studie von 50 Punkten liegt weit im Bereich dessen was als schlecht bezeichnet wird. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 5,4 Jahren wurde ein Durchschnittswert von 98 Punkten erreicht, was als ein sehr gutes Ergebnis zu werten ist. Präoperativ hatten 90% der Studienteilnehmer ein schlechtes Ergebnis, kein Studienteilnehmer konnte ein gutes Ergebnis aufweisen. Die postoperative prozentuale Verteilung zeigte, dass 82% der Studienteilnehmer ein sehr gutes Ergebnis aufwiesen und 14% ein Gutes. 4% der Studienteilnehmer hatten ein schlechtes Ergebnis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.

Die Ergebnisse des Harris-Hip-Score in dieser Studie sind also durchaus mit den Ergebnissen anderer Studien zu der Schenkelhalsendoprothese vom Typ CUT vergleichbar.

4.2.2. Visuelle Analogskala

Zur Quantifizierung des Schmerzempfindens präoperativ und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde die Visuelle Analogskala eingesetzt. Der präoperative Mittelwert von 7 in Ruhe sank postoperativ auf einen Mittelwert von 1. Es erfolgte somit eine durchschnittliche Reduktion um 6 Punkte.

Für die Schmerzangabe bei Belastung zeigte sich präoperativ ein Mittelwert von 8, postoperativ wurde ein Mittelwert von 2 erhoben. Somit ergibt sich ein niedrigeres Schmerzniveau von 6 Einschätzungen auf der Numerischen Analogskala. Präoperativ lagen 87% der Patienten in Ruhe über einem Schmerzniveau von 5 auf der visuellen Analogskala,

bei Belastung waren es 86%. Postoperativ gaben 6% der Patienten ein Ruheschmerzniveau auf der visuellen Analogskala von 5 an, bei Belastung waren es 5% der Patienten.

Diese deutliche Schmerzreduktion untermauert zusätzlich die durchschnittlich sehr guten Ergebnisse in den klinischen Scores und ist vergleichbar mit anderen klinischen Studien über die Cut-Prothese [11;37].

4.2.3. Beinlängendifferenz

Die Beinlängendifferenz wurde prä- und postoperativ sowie zum Zeitpunkt des Follow up anhand der Distanz Spina iliaca anterior superior- Malleus medialis bestimmt. Präoperativ wiesen 45% der Patienten eine Beinlängendifferenz auf, postoperativ waren es 37%. Zum Zeitpunkt des Follow up war eine Beinlängendifferenz bei 36% der Patienten zu verzeichnen. Bei 71% der Patienten lag postoperativ eine Beinverkürzung auf der operierten Seite vor, bei 29% wurde eine Beinverlängerung festgestellt.

Diese Werte liegen deutlich über den Ergebnissen anderer Studien. So berichtet Ender 2006 von 12% Beinlängendifferenz seines Patientenkollektivs postoperativ [11]. Auch bei Thomas liegen die Beinlängendifferenzen mit 8% weit unter den in dieser Studie gemessenen Beinlängendifferenzen [37]. Gründe für diese starken Abweichungen könnten in der Heterogenität der präoperativen Diagnosen und des Patientenkollektivs liegen. Bei 57% der in dieser Studie eingeschlossenen Patienten bestand als Indikation eine sekundäre Coxarthrose. Präoperativ lag bereits eine Beinlängendifferenz bei 47% der Patienten vor. Der Vergleich der präoperativen und der zum Zeitpunkt des Follow up bestehenden Beinlängendifferenzen zeigt eine Reduktion um insgesamt 12%. Die erwähnte sekundäre Coxarthrose als Indikation zur Prothesenimplantation stellt ebenfalls eine anspruchsvollere Implantationstechnik da. In der Studie von Ender zur CUT-Endoprothese lag als Indikation zur Prothesenimplantation bei 84% der Fälle eine primäre Coxarthrose vor, lediglich in 16% der Fälle eine sekundäre Coxarthrose wovon nur 2 Patienten eine Hüftdysplasie aufwiesen. In dieser Studie bestand bei 51 Patienten die Indikation aufgrund einer Dysplasiecoxarthrose. Vor diesem Hintergrund und auch unter Berücksichtigung der hohen Prothesenüberlebensrate und der sehr guten Harris-Hip-Score Ergebnisse sind die Beinlängenunterschiede nicht als zu hohes Qualitätsmaß anzusetzen. Eine Dysplasiecoxarthrose hat aufgrund der biomechanischen und anatomischen Besonderheiten ein größeres Risiko einer postoperativen Beinlängendifferenz als eine primäre Coxarthrose. Jedoch wird auch durch die Beinlängenunterschiede die besondere Bedeutung der präoperativen Planung und der anspruchsvollen Implantationstechnik deutlich,

wie von Thomas beschrieben [37]. Hierbei ist sicherlich von einer Lernkurve des jeweiligen Operateurs auszugehen.

4.3. Radiologische Auswertung

4.3.1 Implantatstabilität, Schenkelhalsresektion, Implantatwahl-und Positionierung

Die Implantation einer Cut-Prothese stellt höhere Anforderungen an die Implantationstechnik als Standardschäfte. Maßgeblich für die Schaftstellung und die spätere Schaftposition bei dieser Prothese mit intertrochantärer Krafteinleitung ist der komplette Erhalt des Schenkelhalses und die anhand der präoperativen Planung gewählte korrekte Implantatausrichtung unter Berücksichtigung des empfohlenen Implantatwinkels von 145°. Die korrekte Schenkelhalsresektion lag in 92% der Fälle vor, in 6% der Fälle war zuviel Schenkelhals reseziert worden; eine subtotale Resektion war in 2% der Fälle erfolgt.

83% (n=5) der zu großzügigen Schenkelhalsresektionen waren innerhalb der ersten 9 Monaten nach Implantateinführung im St. Franziskus-Hospital Münster zu verzeichnen. Eine Erklärung hierfür könnte in der anspruchsvollen Implantationstechnik mit Vorliegen einer Lernkurve zu finden sein.

Bei 72% der Prothesen fand sich ein Implantatwinkel von 141°-149°, bei 10% fand sich eine varische Implantatstellung und bei 18% der Prothesen eine valgische Implantatstellung. 91% der Implantate wiesen zum Zeitpunkt des Follow up einen guten proximal-medialen und distal-lateralen Kortikaliskontakt auf. 27% aller Prothesen waren zu kurz gewählt worden, eine davon wurde radiologisch und klinisch als locker eingestuft und wies einen valgischen Implantatwinkel auf.

Diese Zahlen sind mit den Ergebnissen anderer Arbeiten zu der Cut-Endoprothese zu vergleichen. Ender et al. gaben in ihrer Studie 2006 eine korrekte Femurkopfresektion in 88% der Fälle an, eine zu großzügige war in 12% der Fälle erfolgt. 7% der Implantate hatten keinen optimalen lateralen Kortikaliskontakt, 3,5% befanden sich in Varusstellung. In 2 Fällen war eine zu kleine Prothese gewählt worden, eine Prothese mit zu valgischem Implantatwinkel hatte keinen optimalen medialen Kortikaliskontakt [13].

Diese Resultate unterstreichen ebenfalls die anspruchsvollere Implantationstechnik der Cut-Endoprothese und die Bedeutung der Einhaltung der genauen Operationsplanung. Specht et al. zeigten 2002 dass mit der CUT-Endoprothese bei korrekter Auswahl der

Endoprothesengröße und bei präziser Positionierung des Implantats mit einer hohen Primärstabilität als Garant für einen Langzeiterfolg gerechnet werden kann [34].

Zu kurz gewählte Prothesen mit valgischem Implantationswinkel scheinen Lockerungen zu begünstigen. Dies wurde im Fall der einzigen gelockerten Prothese in dieser Studie deutlich. Die Prothese mit valgischem Implantationswinkel und zu kurz gewähltem Schaft musste nach 5 Jahren wegen persistierender Beschwerden revidiert und durch einen Standardschaft ersetzt werden. Dies unterstreicht zusätzlich die Bedeutung der korrekten Größenauswahl neben der korrekten Schenkelhalsresektion und gutem medialem und lateralem Kortikaliskontakt.

In den von Ender 2006 publizierten 3-6 Jahres Ergebnissen der CUT-Prothese wird eine nicht optimale Größenauswahl bzw. Implantatpositionierung als vom Patienten sehr gut tolerabel beschrieben [13].

Dies ist die grundlegende Bedingung für gute klinische Ergebnisse der CUT-Endoprothese die sich auch in dieser Studie zeigt.

Nach der Methode von Engh [12] erfolgte die Beurteilung der Stabilität der Prothesen auf den angefertigten Röntgenbildern. 96% der Prothesen zeigten keine oder nur geringe Aufhellungen an der Knochen-Implantat-Grenze. Sie werden nach Engh als knöchern-stabil bezeichnet. 3% der Prothesen zeigten keine Implantatmigration und die Ausbildung einer stabilen bindegewebigen Schicht zwischen Knochen und Implantatlager. Thomas forderte im Jahr 2004 eine eher zurückhaltende Belastungsrehabilitation. Er postulierte, dass schädigende Mikrobewegungen die definitive knöcherne Prothesenintegration schädigen können [37]. In dieser Arbeit wurden 71% der Hüften postoperativ voll belastet, 29% mussten eine Teilbelastung von 10% des Körpergewichts für 2-6 Wochen einhalten. Es fand sich kein Zusammenhang zwischen der knöchernen Integration der Prothese und der Art der postoperativen Belastung. Somit zeigte sich ein p-Wert von $p \leq 0,05$. Eine sofortige postoperative Vollbelastung scheint demnach keine negativen Auswirkungen auf die knöcherne Integration der Prothese zu haben.

4.3.2 Heterotope Ossifikationen

Das Bewegungsausmaß einer Endoprothese kann durch heterotope Ossifikationen beeinträchtigt werden. In dieser Studie traten bei 14% der Fälle heterotope Ossifikationen auf. Eine spezielle Ossifikationsprophylaxe war in keinem der Fälle erfolgt. Diese Anzahl ist mit anderen Studienergebnissen vergleichbar, Ender 2006: 19% Ossifikationen [11], Stukenborg-Colsmann 2007 18% Ossifikationen [36]. In beiden Fällen war wie in dieser Studie keine

direkte Ossifikationsprophylaxe erfolgt. Brooker et al. fanden 1973 einen direkten Zusammenhang zwischen heterotopen Ossifikationen und einem schlechten Punktwert beim Harris-Hip-Score [2]. Je höher das Stadium der heterotopen Ossifikationen desto niedriger der Punktgewinn postoperativ beim Harris-Hip-Score. Dieser Zusammenhang fand sich in dieser Studie nicht. Es fanden sich keine Unterschiede beim HHS zwischen den einzelnen Brooker- Stadien. Es fand sich ein Signifikanzniveau von $p > 0,05$. Bei einem Patienten lagen heterotope Ossifikationen im Stadium Brooker 4 vor. Dieser Patient zeigte eine durchschnittliche Wertverbesserung des Score um 53 Punkte. Diese Scoreverbesserung zeigt die gute klinische Beweglichkeit und Patientenzufriedenheit trotz der vorliegenden Ossifikationen. Die untenstehende Tabelle zeigt die durchschnittliche Punkteverbesserung in den jeweiligen Stadien.

Brooker-Stadium	Anzahl Hüften	Mittelwert Prä-OP HHS	Mittelwert HHS Nachuntersuchung	Durchschnittliche Wertverbesserung
	98	50	98	48
0	85	65	98	33
1	10	47	75	28
2	3	57	99	42
3				
4	1	46	99	53

Tabelle 7: Ossifikationsstadium und HHS

Diese Beobachtungen zeigen, dass bei der CUT-Endoprothese selbst Patienten mit einem hohen Ossifikationsstadium einen Anstieg des HHS-Niveaus zeigen und das heterotope Ossifikationen nicht zwangsläufig ein schlechteres Abschneiden beim HHS bedeuten.

4.3.3. Periprothetische Aufhellungssäume

Aufhellungssäume traten nur in den Gruen-Zonen 1 und 5 auf. Sie verteilen sich heterogen auf die 3 Gruen-Stadien (< 1mm, 1-2mm, > 2mm). Betroffen sind in der Zone 1 die proximal-laterale Kortikalis (im Bereich des Trochanter major) und in der Zone 5 die distal-mediale Kortikalis. Die unten stehende Tabelle zeigt diese Verteilung:

Zone	Gruen < 1mm	Gruen 1-2mm	Gruen > 2mm
1	4	1	2
2	1	1	6

Tabelle 8: Verteilung der Gruen-Stadien auf die Gruen-Zonen

Wie in der Studie von Koebke et al [22] gezeigt wurde, liegen diese Osteolysen nicht in der Hauptdruckzone dieser auf dem Prinzip der proximalen Krafteinleitung basierenden Schenkelhalsendoprothese. Dies erklärt auch die fehlende klinische Beeinträchtigung durch die Osteolyen und das überwiegend knöchern-stabile Einwachsen.

Bei 83% der Prothesen mit periprothetischen Osteolysen (n=15) zeigt sich ein knöchern-stabiles Einwachsen. Es konnte kein Zusammenhang mit dem Auftreten von Aufhellungssäumen und klinischen Beschwerden festgestellt werden. Dennoch können durch periprothetische Osteolysen die Operationsbedingungen im Fall eines Revisionseingriffs sicherlich erschwert werden.

4. Zusammenfassende Betrachtungen

Ziel dieser Studie war die Klärung der Frage, ob die CUT-Schenkelhalsendoprothese eine sinnvolle Alternative zu den herkömmlichen diaphysär verankerten Prothesenschäften , unter besonderer Berücksichtigung des jüngeren Patienten, darstellt.

Für konventionelle Prothesenschäfte mit diaphysärer medullärer Fixation konnten in den letzten Jahrzehnten aufgrund stetiger Verbesserung der Arbeitsmaterialien, des Prothesendesigns und der Operationstechnik exzellente Langzeitergebnisse ermittelt werden. Wie von Herberts und Malchau 2000 ermittelt liegen die mittleren Standzeiten heutiger herkömmlicher zementfreier Schäfte bei über 13 Jahren [15]. Diese sind jedoch bei jüngeren Patienten aufgrund einer höheren Aktivität deutlich kürzer als bei älteren Patienten. Von Malchau et al. wurde 2000 eine Revisionsrate von 30% nach 10 Jahren bei Patienten unter 55 Jahren beschrieben [15]. Erfolgt dann eine Wechseloperation sind gute Reimplantationsbedingungen wünschenswert. Die ESKA-CUT Schenkelhalsendoprothese bietet gerade für jüngere Patienten einen Zwischenschritt vor einem herkömmlich diaphysär verankertem Prothesenschaft an. Es kann bei der Implantation zum Einen eine deutlich geringere Knochenresektion durchgeführt werden und es treten zum Anderen bei einer Prothesenentfernung deutlich geringere Knochendefekte auf. Ein Konkurrenzverfahren zu den Schenkelhalsendoprothesen sind hinsichtlich Funktionalität und Knochenersparnis sicherlich

die Hüftoberflächenersatzkappen. Sie zeigen im Vergleich jedoch ein engeres Anwendungsspektrum. Langzeitstudien zwischen beiden Verfahren zum Vergleich sind noch abzuwarten.

Die in mehreren Studien erlangten guten und sehr guten Ergebnisse der Prothese werden durch diese Studie bestätigt.

Das durchschnittlich gute bis sehr gute Abschneiden der Prothese im Harris Hip Score und bei der Schmerzbewertung liegt über den Angaben in der Literatur für konventionelle unzementierte Prothesenstiele. Dazu trägt natürlich das junge Patientenkollektiv (Mittlerer Alterswert bei Implantation 50 Jahre) bei.

In Bezug auf die radiologischen Auswertungen schneidet die Prothese sehr gut ab. In 96% der Fälle zeigte sich ein knöchern-stabiles Einwachsen der Prothese.

Bei allen diesen Endoprothesen fanden sich gute klinische Nachuntersuchungsergebnisse und keine Schaftmigration.

Diese Ergebnisse unterstreichen die besondere Bedeutung der korrekten Größenauswahl der Endoprothese sowie der exakten Femurkopfresektion unter Belassen des Schenkelhalses.

Das Auftreten von heterotopen Ossifikationen war mit anderen Studien vergleichbar und beeinträchtigte die Funktionalität nicht.

Trotz der vielversprechenden Ergebnisse müssen weitere Untersuchungen größerer Patientenkollektive über einen längeren Zeitraum zeigen, ob die CUT-Prothese eine langfristig sinnvolle Alternative zu herkömmlichen diaphysär verankerten Prothesenschäften darstellt.

6. Literaturverzeichnis

1. Birkenhauer B, Kistmacher H, Ries J (2004) Zementfreie Schenkelhalschraubenprothese Typ Spiron, konzept und erste klinische Ergebnisse. Orthopäde 33: 1259-1266
2. Brooker AE, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH (1973) Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. J Bone and Joint Surg AM 55: 1629-1632
3. Clarke IC, Good V, Williams P et al (2000) Ultra Low wear rates for rigid-on-rigid bearings in total hip replacements. Proc Inst Mech Eng 214: 331-347
4. Cook SD, Thomas KA, Haddad RJ Jr (1988) Histologic Analysis of tissue growth into human porous total hip components J. Arthroplasty, 3: 249-262
5. Daniel J, Pynsent PB, Mc Minn DJ (2004) Metal-on metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. Surg Br 86: 177-184
6. DeLee JG, Charnley J (1976) Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop 121: 20-32
7. Gruen TA, Mc Neice GM, Amstutz HC (1979) Modes of failure of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 141:17-27
8. Eichinger S, Forst r, von Salis-Soglio G Freiherr von (2007) Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. Orthopäde 36: 311-324
9. Eichinger S, Forst R, Kindvater M (2007) Indikationen und Alternativen der Hüftendoprothetischen Versorgung beim jüngeren Patienten. Orthopäde 36 311-324.
10. ESKA Genius Hüft System (2007) Designkonzept und OP-Technik, ESKA-Implants Lübeck
11. Ender SA, Machner J, Hubbe J, Pap G, Neumann HW (2006) Mittelfristige Ergebnisse der zementfreien Schenkelhalsendoprothese Typ CUT. Z Orthop 144: 477-482
12. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH (1987) Porous coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding and clinical results. J Bone and Joint Surg br 69: 45-55
13. Eskelinen A, Remes V, Helenius I (2005) Total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in younger patients in the Finnish Arthroplasty Register. 4661 primary replacements followed for 0-22 years. Acta Orthop 76: 28-44
14. Harris WH (1969) Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. A end result study using a new method of end result evaluation. J Bone Joint Surg Am 51: 737-755

15. Herberts P, Malchau H (2000) Long term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the swedish THR Register comparing 160000 cases. *Acta orthop Scand* 71: 111-121
16. Hozack WJ, Rothmann RH, Amar R, Moriarty L (1996) Hydroxyapatite-coated femoral stems. A matched pair analysis of coated and uncoated stems *JBJS, Am* 78: 319-24
17. Hube R, Zaage M, Hein W, Reichel H(2004) Frühfunktionelle Ergebnisse einer kurzschafthoprothese des Hüftgelenks mit metaphysär- intertrochantärer Verankerung. *Orthop* 33 (11) : 1249-1258
18. Kaplan EL, Meier P (1958) Nonparametric estimation from incomplete observation. *Am Stat Ass J* 53: 457-481
19. Katzer A , Alexander, Löhr, Jochen F (2003) Frühlockerung von Hüftendoprothesen. *Dt. Ärzteblatt*, 100 (12): A-784/B-661/C-621
20. Kirchner J, Bergschmidt P, Bader R, Kluess D, Mittelmeier W, Leder A, Besser-Mahuzi E (2007) Die Bedeutung der Gleitpaarung beim jüngeren Patienten. *Orthopäde* 36:337-346
21. Kobayashi A, Donnelly WJ, Scott G, Freeman MA (1997) Early radiological observations may predict the long term survival of femoral hip prostheses. *J Bone Joint Surg* 79B: 583-589
22. Koebke J, Xepulias P, Thomas W (2000) Schenkelhalsprothese Typ Cut-eine funktionell morphologische Analyse. *Biomed Technik* 5: 135-140
23. Kummer B (1988) Biomechanical aspects of hip dislocation. *Orthopäde* 17 (6): 452-62
24. Mittelmeier H (1975) New development of wear resistant ceramic and metal composite prostheses with ribbed support shafts for cement-free implantation. *Hefte Unfallheilkd* 126:333-336
25. Mjöberg B (1997) The theory of early loosening of hip prosthesis. *Orthopedics* 20: 1169-1175
26. Morrey BF, Adams RA, Kessler M (2000) A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 82: 952-958
27. Pauwels F (1960) Biomechanical principles of the treatment of fractures. *Z Anat Entwicklungsgesch* 121: 478-515
28. Pipino F, Molfetta L, Grandizio M (2000) Preservation of the femoral neck in hip arthroplasty: results of a 13 to 17 year follow up. *J orthopaed Traumatol* 1:31-39.
29. Röhrli SM, Li MG, Pedersen E, Ullmark G, Nivbrant B (2006) Migration pattern of a short femoral neck preserving stem. *Clin Orthop Relat Res* 448: 73-78

30. Rudert M, Leichtle K, Leichtle C, Thomas W (2007) Implantationstechnik der Schenkelhalsendoprothese Typ Cut beim Hüftgelenksersatz. Oper Orthop Traumatol 19: 458-72
31. Santori FS, Manili M, Fredella N, Tond Otteri M, Santori N(2006) Ultra short stems with proximal load transfer: Clinical and radiographic results with a five year follow up. Hip international 16 (1, Suppl 3): 31-397.
32. Sell S, Schleh T, Handel M (2000) Heterotope Ossifikationen nach künstlichem Hüftgelenksersatz. Operat Orthop Traumatol 12: 328-340
33. Sonderman P, Malchau H (2001) Is the Harris-Hip-Score System useful to study the outcome of total hip replacement? Clin Orthop 189-197
34. Specht J, Schneider T, Mecklenbeck W, Arnold W (2003) Die Schenkelhalsendoprothese Cut 2000-erste klinische, röntgenologische und szintigraphische Ergebnisse. Orthop Prax 5 : 307- 311
35. Steinhaus E, Ellenrieder, Gruber G, Busch R, Gradinger R, Mittelmeier W (2006) Die Lastübertragung verschiedener Schenkelhalsendoprothesen auf das Femur. Z Orthop 144: 386-393
36. Stukenborg-Colsman (2007) Schenkelhalsendoprothesen. Orthop 36: 347-352
37. Thomas W, Lucente L, Mantegna N, Grudei H (2004) Die ESKA Cut Endoprothese. Ortop 33: 1243-1248
38. Thoren B, Sahlstedt B (1990) Influence of pelvic position on radiographic measurement of the prosthetic acetabular component. An experimental study on a pelvic model. Acta radiolog 31: 133-136
39. Westphal FM, Bishop N, Püschel K, Morlock M (2006) Biomechanics of a new short stemmed hip prosthesis: an in vitro study in human bone. Hip internat 16(1) Suppl 3: 22-30
40. Young-Hookim, Oh SH, Kim JS (2003) Primary total hip arthroplasty with a second generation cementless total hip prosthesis in patients younger than fifty years of age. J Bone Joint Surg 85 : 109- 114
41. Ziegler J, Amlang M, Bottesi M, Kirschner S, Witzleb WC, Günther KP (2007) Ergebnisse endoprothetischer Versorgung vor dem 50. Lebensjahr. Orthop 36: 325- 336

7. Anhang

7.1 Der verwendete Fragebogen zur Ermittlung des Harris-Hip-Score

Harris Hip Score nach Merle d`Aubigné und Postel

Patientenname:

Datum:

Untersucher:

I. Schmerz	Punkte
• Kein Schmerz oder Schmerz wird ignoriert	44
• Leichter, gelegentlich auftretender Schmerz, keine Einschränkung der normalen Aktivitäten	40
• Milder Schmerz, keine Einschränkungen der normalen Tätigkeiten, mäßiger Schmerz bei nicht alltäglichen Aktivitäten, er ist behandelbar, z.B mit Aspirin	30
• Mäßiger Schmerz, auch bei alltäglichen Tätigkeiten leichte Einschränkungen, gelegentlich Schmerzmedikation stärker als Aspirin notwendig	20
• deutlich ausgeprägter, starker Schmerz; starke Einschränkung der Aktivitäten	10
• Schmerz ist sehr stark und auch im Liegen immer vorhanden; es besteht völlige Aktivitätsunfähigkeit bzw. Bettlägerigkeit	0

II. Funktion (47 Punkte erreichbar)

A. Gang (33 Punkte erreichbar)

1. Hinken

- Nicht vorhanden 11
- Schwach 8
- Mittelstark 5
- Stark 0

2. Gehhilfe

- Keine 11
- Gehstock nur für lange Strecken 7
- Die meiste Zeit Benutzung eines Gehstocks 5

- Eine Krücke 2
 - Zwei Krücken oder Gehunfähigkeit 0
3. Gehstrecke
- Keine Beschränkung 11
 - Sechs Straßenkreuzungen 8
 - Zwei oder drei Kreuzungen 5
 - Nur innerhalb des Hauses 2
 - Vom Bett zum Stuhl und umgekehrt 0

B Aktivitäten (14 Punkte erreichbar)

1. Treppen steigen
- Normal, ohne Benutzung des Geländers 4
 - Normal, mit Benutzung des Geländers 2
 - Erschwert 1
 - Unmöglich 0
2. Schuhe und Strümpfe anziehen
- Mit Leichtigkeit 4
 - Mit Schwierigkeiten 2
 - Unmöglich 0
4. Sitzen
- Bequemes Sitzen in gewöhnlichem Stuhl für eine Stunde 5
 - Bequemes Sitzen in hohem Stuhl für eine halbe bis eine Stunde 3
 - Bequemes Sitzen in keinem Stuhl möglich 0
4. Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel
- Möglich 1
 - Nicht möglich 0

III. Nichtvorhandensein von Gelenkfehlstellungen(4 Punkte erreichbar)

Es werden 4 Punkte vergeben, wenn bei den Patienten folgendes nachweisbar ist:

- A. weniger als 30° starre Kontraktur
- B. weniger als 10° starre Adduktion

C. weniger als 10° starre Innenrotation

D. Beinlängendifferenz weniger als 3,2 cm

IV. Bewegungsausmaß (5 Punkte erreichbar)

	Multiplikationsfaktor
A. Flexion 0-45°	1,0
45-90°	0,6
90-110°	0,3
>110°	0,0
B. Abduktion 0-15°	0,8
15-20°	0,3
>20°	0,0
C. Außenrotation 0-15°	0,4
>15°	0,0
D. Innenrotation möglich	0,0
E. Adduktion 0-15°	0,0
F. Extension möglich	0,0

Harris Hip Score Punkte:

Schmerzen__

Funktion__

Fehlstellung__

Bewegungsausmaß__

Gesamtpunktzahl__

Visuelle Analogskala

Bitte markieren Sie den Zahlenwert für Ihr persönliches Schmerzerleben auf einer Skala von 0 (kein Schmerz) bis 10 (der maximal vorstellbare Schmerz).

0 _____ 10

0 _____ 10

Ausschlusskriterien für die Studie

1. Unkooperativität oder mangelnde Bereitschaft seitens des Patienten
2. Desorientiertheit
3. Schwere Allgemeinerkrankung, die eine Durchführung der Ganganalyse unmöglich macht (Herzinsuffizienz NYHA IV, COPD....)
4. Gangstörung/Lähmung
5. Extreme Skoliose
6. Signifikante Beinlängendifferenz (d.h. wenn deutliches Hinken besteht)
7. Patient mit Z.n. Revision und jetzt anderer Prothese

7.2: Lebenslauf

7.3 Abkürzungsverzeichnis:

BLD: Beinlängendifferenz, hier der gemessene Abstand zwischen spina iliaca anterior superior und malleolus medialis

BMI: Body Mass Index

DRG: Diagnosis Related Groups

CCD- Winkel: Centrum- Collum- Diaphysenwinkel

HHS: Harris- Hip- Score

PAO: Periartikuläre Ossifikationen

PE: Polyethylen

TRM: Trochanter minor

VAS: Visuelle Analogskala

8.Danksagung

An erster Stelle bedanke ich mich bei Dr. med. W. Steens und bei Prof. Dr. med. C. Götze. Ohne ihre tatkräftige Hilfe und Unterstützung wäre diese Arbeit nie zustande gekommen. Weiterhin gilt mein besonderer Dank meinen Eltern und meinen Freunden für die persönliche Motivation diese Arbeit, auch in Zeiten hoher beruflicher Beanspruchung, fertigzustellen.