

Aus der  
Chirurgischen Klinik und Poliklinik  
Chirurgische Klinik I  
der Universität Würzburg  
Direktor: Prof. Dr. med. Arnulf Thiede

---

Funktionelle und radiologische Ergebnisse  
nach roboterassistierter Implantation zementfreier Hüfttotalendoprothesen mit  
dem System CASPAR

Inaugural-Dissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen-Julius-Maximilians Universität  
Würzburg

vorgelegt von  
Dietmar Nikolai Vincent Paul  
geboren in Gross-Alisch (Siebenbürgen), Rumänien

2007

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch  
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Elmar Kunz  
Koreferent: Prof. Dr. med. Arnulf Thiede

Tag der mündlichen Prüfung: 11.07.2007

Der Promovend ist Arzt

Meiner Gattin Simone und meinem Sohn Lion gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
1.1. HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER HÜFTENDOPROTHETIK	1
1.2. AKTUELLE HÜFTENDOPROTHETIK UND IHRE PROBLEMATIK	3
1.3. COMPUTER ASSISTED SURGERY	11
1.4. ZIEL DER UNTERSUCHUNG	13
<b>2. PATIENTEN, MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>15</b>
2.1. ZUSAMMENSETZUNG DES PATIENTENKOLLEKTIVS	15
2.1.1. Ein- und Ausschlusskriterien	15
2.1.2. Aufklärungsmodalitäten	16
2.1.3. Klinischer Ablauf	17
2.2. MATERIAL	18
2.2.1. Implantiertes Hüftsystem	18
2.2.2. Aktives Navigationssystem CASPAR	20
2.3. METHODIK DER NACHUNTERSUCHUNG	27
2.3.1. Erhebung der Daten und Befunde	27
2.3.2. Rekrutierung der Patienten	27
2.3.3. Anamnese	28
2.3.4. Klinische Untersuchung	28
2.3.5. Röntgenkontrolle	30
<b>3. ERGEBNISSE</b>	<b>31</b>
3.1. AUSWERTUNG DER PATIENTENAKTEN	31
3.1.1. Altersverteilung	31
3.1.2. Geschlechtsverteilung	32
3.1.3. Seitenverteilung	32
3.1.4. Voroperationen	33
3.1.5. Diagnosen	34
3.2. ANALYSE DER NACHUNTERSUCHUNG	36
3.3. AKTUELLE ANAMNESE	37
3.3.1. Erneuter Hüftschmerz	37
3.3.2. Tätigkeit	40
3.4. BEURTEILUNG NACH HARRIS HIP SCORE UND MERLE D´AUBIGNÉ INDEX	41
3.4.1. Schmerzen	41
3.4.2. Bewegungen des täglichen Lebens	42

3.5. KLINISCHER BEFUND DER HÜFTE	44
3.5.1. Gangbild	44
3.5.2. Beinlänge postoperativ	45
3.6. BEURTEILUNG DES OPERATIONSERGEBNISSES DURCH DEN PATIENTEN	45
3.7. BEWEGUNGSMAßE	47
3.8. AUSWERTUNG DER KLINISCHEN DATEN	49
3.8.1. Bewertung nach dem Harris Hip Score	49
3.8.2. Bewertung nach dem Index nach Merle d'Aubigné	50
3.9. RADIOLOGISCHE BEFUNDE	51
3.9.1. Pfanne	52
3.9.2. Prothesenschaft	53
3.9.3. Periartikuläre Ossifikationen	55
3.9.4. Knochenumbauvorgänge	56
4. DISKUSSION	59
5. ZUSAMMENFASSUNG	73
6. LITERATURVERZEICHNIS	76
ANHANG (NACHUNTERSUCHUNGSBOGEN)	90
DANKSAGUNG	
LEBENS LAUF	

# 1. Einleitung

## 1.1. Historische Entwicklung der Hüftendoprothetik

Vor der Einführung des endoprothetischen Gelenkersatzes existierten keine befriedigenden Therapiemöglichkeiten für Patienten mit schweren destruierenden Gelenkerkrankungen, die von chronischen Schmerzen, Gangstörungen und Einschränkungen der Beweglichkeit bis zur Invalidität gekennzeichnet waren. Den konservativen Verfahren waren Grenzen gesetzt. „Ein Wegbaden, Wegturnen oder Wegspritzen“ (37) der destruierenden Gelenkprozesse ist bis heute nicht möglich: Die Wiederherstellung eines schmerzfreien, beweglichen und belastungsstabilen Gelenkes ist konservativ nicht erzielbar.

Der Erfolg der Hüftendoprothetik beginnt am Ende des 19. Jahrhunderts. (118) Themistokles Gluck, Professor an der II. Chirurgischen Klinik der Universität Berlin veröffentlichte 1890 die Implantation des ersten Hüftgelenkersatzes, der aus einer Elfenbeinkugel bestand. (44, 45) Diese setzte er auf den Schenkelhals und verankerte sie mit Schrauben und einer Art Knochenkleber aus Kolophonium und Gips im Knochen. Er ging davon aus, dass diese Prothesen reaktionslos einheilen würden. Die Prothesen wurden ausschließlich bei Patienten mit Tuberkulose implantiert. Seine Bemühungen mussten aber letztendlich an einer Vielzahl von Implantatinfektionen scheitern, da der damalige Standard der Asepsis für derart große Fremdkörperimplantationen noch nicht gegeben war. Weitere Fortschritte im Gelenkersatz wurden erst nach Einführung der strengen Asepsis durch Ernst von Bergmann und durch Verbesserungen im Bereich der Anästhesie erzielt (99, 16)

Bei der im Jahre 1931 von Smith-Peterson (103) entwickelten „Hip Cup“-Muldenarthroplastik wurden einerseits Fremdmaterialien statt Fettinterponate verwendet. Hierfür diente zunächst Glas, Pyrexglas, Bakelit und ab 1938 Vitalium, eine CoCrMo-Legierung als Metallschale zwischen Hüftkopf und Hüftpfanne.

Philipp Wiles (120) implantierte zum anderen die erste Hüfttotalendoprothese aus Stahl. Die metallische Pfanne wurde mit Schrauben, der Hüftkopf durch einen Bolzen durch den Schenkelhals fixiert.

Im Jahre 1940 ersetzten Moore und Bohlmann (82) die oberen 25 cm eines tumorbefallenen Oberschenkelknochens durch eine speziell angefertigte Metallprothese, die im Oberschenkelraum verankert wurde und schufen damit die erste Tumor-Endoprothese.

Sechs Jahre später, im Jahre 1946 gingen die Brüder Jean und Robert Judet (65) von dem Gedanken aus, den Femurkopf zu reseziern und durch eine pilzförmige Femurkopfprothese aus Plexiglas zu ersetzen. Sie hatte gegenüber der Smith-Petersen-Cup Plastik den Vorteil der größeren Ausgangsstabilität, da der Stiel durch eine Bohrung in den Knochen eingebracht wurde. Der Nachteil dieser Prothesen lag in der Verwendung des Kunststoff Methylmethacrylat, welcher den erforderlichen Belastungen auf Dauer nicht standhielt. (96) Es kam zu zahlreichen Implantatbrüchen, deren Anzahl auch nach Stahlverstärkung kaum zurückging. Moore (81) und Thompson (113) führten 1950 und 1951 die Kopf-Hals-Prothesen ein. Bei dieser Methode wurde nun zusätzlich der Schenkelhals reseziert wobei die Verankerung mit einem langen Schaftteil intramedullär im Femur erfolgte. Die Prothesen bestanden aus einer Chrom-Kobalt-Legierung.

Es dauerte insgesamt fast ein Vierteljahrhundert, bis die Entwicklung einen bedeutenden Schritt vorwärts kam. John Charnley (24) implantierte 1960 den ersten totalen Hüftgelenkersatz unter Verwendung von Knochenzement und sorgte für die weltweite Anwendung des Polymethylacrylat. Zunächst beschrieb er die Fixierung einer Kopf-Hals-Prothese mit diesem Material, ging dann aber bald zur zementierten Hüfttotalendoprothese über. (25) Um den Reibungswiderstand herabzusetzen und damit die Haltbarkeit der Prothesen zu verbessern, setzte er eine Pfanne aus Polytetrafluoräthylen (Teflon) ein, welches aus der Herzklappenchirurgie bekannt war. Zusätzlich verkleinerte er den Kopfdurchmesser seiner Prothese auf 22,2 mm. Dieses System nannte er „Low-Friction-Arthroplasty“. (26) Schon bald stellte sich jedoch heraus, dass Teflon die Eigenschaft des „Creeping“ und „Cold flow“ besaß.

Bei Überschreitung eines materialspezifischen Druckes kam es zur Dauerverformung und erhöhtem Abrieb des Teflons. (37, 96, 122)

Im Jahre 1963 ersetzte Charnley das Teflon durch das hochverdichtete Polyethylen, welches einen wesentlich geringeren „Cold-Flow“ Effekt besitzt als Teflon (96) und bis heute als Pfannenwerkstoff verwendet wird. (122)

Im Jahre 1971 hatten die Brüder Jean und Robert Judet die Idee, die beiden Komponenten nicht mit Acrylzement zu befestigen, sondern die entsprechenden Knochenoberflächen so aufzubereiten, dass eine stabile biologische Fixation durch das Einwachsen von Knochen möglich wird. (64)

## 1.2. Aktuelle Hüftendoprothetik und ihre Problematik

Jährlich werden weltweit etwa 750.000 Hüftgelenkimplantate eingesetzt. (67)  
Mit circa 150.000 Eingriffen jährlich steht der künstliche Hüftgelenkersatz in Deutschland an der Spitze der Alloarthroplastik. (9) Der Ersatz des erkrankten oder verletzten Hüftgelenkes mit einer Endoprothese wird heute als standardisiertes Verfahren betrachtet.

Die demographische Entwicklung zeigt eine Zunahme der Lebenserwartung. Das Auftreten von degenerativen Gelenkerkrankungen wird dadurch ebenfalls ansteigen und somit der Bedarf an endoprothetischen Versorgungen. (85)

Eine Indikation zum Hüftgelenkersatz ist bei allen Formen der angeborenen und erworbenen Fehlbildungen des Gelenkes, den destruktiven Veränderungen, wie der idiopathischen Arthrose, rheumatischen Erkrankungen oder toxischen Gelenkzerstörungen zu stellen, wenn Schmerz oder Funktionseinschränkung die Lebensqualität deutlich herabsetzen. (67)

Die idiopathische oder primäre Coxarthrose tritt in der Regel beim älteren Menschen auf. Sie ist charakterisiert durch zunehmende Knorpeldegeneration mit sekundären knöchernen Veränderungen und reaktiven Anbauten sowie rezidivierend auftretenden Synovialitiden, die zu progredienter Gelenkzerstörung führen. Die Leitsymptome Schmerz, Bewegungseinschränkung und Gangstörung resultieren aus den pathologischen Knorpel-Knochen-Veränderungen.

Das Vorhandensein dieser Parameter und der radiologische Nachweis einer Coxarthrose stellen die Indikation zur Versorgung mit einer Hüfttotalendoprothese dar.

Als Sekundärarthrose wird ein vorzeitig eintretender Gelenkverschleiß aufgrund primärer Ursachen durch biomechanische Überbelastung verstanden, wie eine angeborene Hüftgelenksdysplasie, eine in Fehlstellung verheilte Fraktur, eine avaskuläre Hüftgelenksnekrose oder eine bakterielle Coxitis. Die Behandlung richtet sich zunächst auf die zugrunde liegenden pathogenetischen Ursachen. Sollte die Behandlung der primären Erkrankung durch konservative Maßnahmen nicht möglich oder ohne Erfolg sein, kommt eine symptomatische Therapie in Betracht. Zunächst werden in der Regel die gelenkerhaltenden Operationen, wie Femurosteotomie und Pfannendachplastiken durchgeführt. Bei schweren Sekundärarthrosen mit starker funktioneller Beeinträchtigung wird heute auch bei jungen Erwachsenen die Implantation einer Totalendoprothese in die therapeutischen Überlegungen einbezogen.

Die Implantation einer Hüftgelenksendoprothese beinhaltet eine Komplikationsrate zwischen 10 und 15%, wobei prothesenbedingte von allgemeinen Komplikationen zu trennen sind. (80)

Eine intraoperative Komplikation ist die periprothetische Fraktur durch Bearbeitungswerkzeug oder bei der Schaftimplantation zementfreier Prothesen durch zu gewaltsames Pressen. Einfache Fissuren, die nicht klaffen sind dabei meist bedeutungslos. Klaffende Fissuren sollten mittels Cerclage gesichert werden. Abrisse des Trochanter major müssen ebenfalls reponiert und stabilisiert werden, um eine Glutealinsuffizienz zu vermeiden. Nervenschäden betreffen vorwiegend den N. femoralis, meist bedingt durch Druckverletzung durch einen Haken oder den N. ischiadicus insbesondere bei Beinverlängerung. Gefäßschäden sind selten und wenn, durch Instrumente verursacht.

Wesentliche postoperative Komplikationen sind Prothesenluxationen, Protheseninfekte und periartikuläre Ossifikationen. Bei anterioren Zugängen werden in 2% der Fälle Prothesenluxationen beobachtet, beim hinteren Zugang treten sie allerdings in 5% auf.

Wenn die hintere Gelenkkapsel sorgfältig verschlossen wird, ist diese Komplikation seltener. (67) Luxationen entstehen durch Muskelinsuffizienzen, Fehlimplantationen oder durch falsche Wahl des Implantates. Technische Fehler bei der Implantation, wie eine starke Verkürzung des Schenkelhalses oder zu tiefes Einsetzen der Pfanne können zu einem primär instabilen Hüftgelenk führen. Ebenso kann eine vermehrte Inklination der Pfanne zu einer Luxation führen. (60)

Die häufigste Indikation für eine Revision stellt die aseptische Prothesenlockerung dar. (73) Als Ursache der Lockerung werden biomechanische und tribologische Gründe, sowie der Einfluss des Prothesenmaterials und -designs diskutiert. Malchau und Herberts (73) erfassten in ihrer Studie in einem Zeitraum von 15 Jahren (1979-1994) zementierte und zementfreie Prothesen sowie Hybridprothesen. Die aseptische Lockerung wurde als Revisionsgrund in 73,3% der Fälle ermittelt. Dazu Malchau und Herberts (73): *“In allen 3 Diagnosegruppen (Osteoarthrose, rheumatische Arthritis, Frakturen) ist ein erhöhtes Revisionsrisiko aufgrund einer mechanischen Lockerung beim jüngeren Patienten zu erkennen. Bei der jüngeren und aktiveren Patientengruppe sind die Resultate signifikant schlechter und nicht akzeptabel.“*

Chandler et al. (23) sehen in ihrer 5-Jahres Follow-up Studie bei 57% der Patienten Zeichen der Lockerung. Auch sie beschreiben die Korrelation von Lockerung und exzessiver Aktivität insbesondere bei jungen Patienten. Eine höhere Überlebensrate der Prothesen bei Frauen und älteren Patienten ermittelten Ritter und Campbell (94) in ihrer Studie. Die große Problematik stellen die Wechseloperationen dar. Bei wiederholten Operationen wird der Zustand des Knochenlagers weiter verschlechtert. Je jünger der Patient, desto wahrscheinlicher werden Austauschoperationen in der Zukunft für ihn sein. Die „biologische Katastrophe“ mehrfacher Hüftprothesenwechsel gilt es laut Brettschneider et al. (17) zu vermeiden.

Zementierte Hüfttotalendoprothesen brachten bezüglich Schmerzbefreiung und Funktionsverbesserung große Erfolge. Die Langzeitkontrollen der zementierten PE-Pfannen von Charnley haben jedoch nach 10-12 Jahren Lockerungsraten von 11% und 25% ergeben. (59)

Die Revisionsrate fehlgeschlagener zementierter Femurschäfte wird mit etwa 5% nach 10 Jahren angegeben. (66) Die Ergebnisse zementierter Hüfttotalendoprothesen bei jüngeren Patienten sind offensichtlich deutlich schlechter. (23, 30)

Mitte der 1970er-Jahre veranlassten die deutlich gewordenen Probleme zementierter Prothesen viele orthopädischen Chirurgen in Europa und in den Vereinigten Staaten Implantate zur zementfreien Fixation zu entwickeln. Oberflächenrauigkeit, Oberflächenstruktur oder poröse Beschichtungen ermöglichten ein direktes Anwachsen oder Einwachsen von Knochen und eine biologische Fixation des Implantates durch Osteointegration.

Es wurde immer offensichtlicher, dass die primäre Fixation und die primäre Stabilität sowie die Form des Schaftes, die Geometrie der Pfanne und die Oberflächenstruktur bei zementfreien Prothesen von größerer Bedeutung und grundlegendem Einfluss sind. (97) Eine primäre Stabilität mit Mikrobewegungen unter 50  $\mu\text{m}$  im Knochen-Implantat-Interface ist für eine Osteointegration und sekundäre Fixation unabdingbar erforderlich. (91)

Die Beanspruchung des Gelenkes hängt im Wesentlichen von der Tragfläche als lastaufnehmende Fläche ab. (70) Unter physiologischen Verhältnissen werden die auf das Femur wirkenden Kräfte auf die in Zug- und Drucklinien angeordneten Spongiosabälkchen und teilweise auf die Kortikalis übertragen und in der subtrochanteren Region harmonisch auf die Kortikalis der Femurdiaphyse verteilt. (27) Untersuchungen von Bülow et al. (19) an CLS-Prothesen, die diese Voraussetzung der proximalen Fixierung und Kraftübertragung erfüllen, erbringen gute Ergebnisse. Auch Bläsius et al. (12) sowie Spotorno et al. (104) und Tonino et al. (114) bestätigen dieses Konzept der proximalen trochanteren Kraffteinleitung. Es wird jedoch von anderen Untersuchern darauf hingewiesen, dass eine so genannte distale Verankerung nicht zwangsläufig zu einem generellen Versagen des Implantates führen muss. (43) Eine unterschiedliche Spannung auf der Druck- und Zugseite kann von entscheidender Bedeutung für die funktionelle Anpassung sein. An- und Abbau des Knochens wird durch die Größe der Spannungen gesteuert, verstärkter Druck oder Zug

bewirkt auch stärkere Knochenbildung. An Bereichen, die entlastet werden, wird Knochen abgebaut, beziehungsweise schwindet er durch Inaktivität. (70)

Einen wesentlichen Einfluss auf die Standzeit der Prothese nimmt somit die **Implantationsgeometrie** ein. Das Ziel besteht darin, die physiologischen und biomechanischen Verhältnisse am Knochen möglichst wenig zu verändern. Nach Bargar (6) sollte der prothetische Hüftkopf das Offset, die Anteversion und die Beinlänge so anatomisch und biomechanisch wie möglich reproduzieren: *„Das Implantat sollte im endostalen Kanal so optimal wie möglich passen, um eine stabile Primärfixierung und eine gleichmäßige Kraftverteilung zu gewährleisten.“*

Mehrere Autoren messen der korrekten Positionierung eminente Wichtigkeit für den langfristigen Erfolg der implantierten Hüftprothese bei (13, 83, 90)

Einen weiteren Einfluss auf die Standzeit der Prothese nimmt die **Schaftform** der Femurkomponente ein. Dies betrifft Kontur, Größe, Länge, Offset und Antetorsion sowie einen möglichen Kragen, der sich auf dem Kalkar abstützt. Um dem knöchernen Stützgewebe möglichst wenig Umbau oder Anpassungsleistung zuzumuten muss das Ziel verfolgt werden, physiologische Verhältnisse zu erreichen oder ihnen möglichst nahe zu kommen. Die Form eines zementierten Schaftes muss die Belastung auf das Zementlager zwischen der Prothese und dem Knochen verringern. Solche Prothesen sollten keinen scharfen Winkel haben. (126) Für die zementfreie Prothesenimplantation stehen so genannte „anatomische“ Prothesenschäfte und solche mit „geraden“ Schaftformen zur Verfügung. (31) Witvoet (126) beschreibt zwei Arten von Schäften, die ohne Zementfixierung eingesetzt werden: Die Schäfte, die die Markhöhle des Femurs, vor allem im Bereich der Metaphyse, so gut wie möglich auffüllen und als „anatomischer Press-fit“ bekannt sind und die geraden und rechtwinkligen Schäfte, die sich im Bereich ihrer 4 Ecken an der Kortikalis fixieren. Erstere haben Rechts- und Links-Schäfte, letztere können beidseits eingesetzt werden.

Insgesamt stehen bei den Standardimplantaten eine Vielzahl an Schaftgrößen und Möglichkeiten an Kombinationen der Prothesenteile zur Verfügung.

So wird versucht, der individuellen Femur-Anatomie des Patienten gerecht zu werden. Unabhängig von der Form des Schaftes sollte dieser immer perfekt fixiert sein, um jede Mikrobewegung in den 3 Ebenen zu limitieren, die vor allem in der Horizontalebene bei Rotation in der Grenzschicht zwischen Knochen und Schaft auftreten können. (126) Rotationsstabilität ist insbesondere bei Bewegungen, wie dem Aufstehen aus dem Sitzen und dem dabei entstehenden hohen Drehmoment von außerordentlicher Wichtigkeit. Die Verankerung muss diesem Vorgang ohne Relativbewegung standhalten. (31)

Das schlechte Abschneiden mancher Prothesenschäfte in der Norwegenstudie sieht Havelin (55) im Prothesendesign begründet: Während manche Schäfte eine Versagerrate durch Lockerung von 33% hatten, wiesen andere unzementierte Schäfte eine Lockerungsrate von weniger als 1% im Untersuchungszeitraum von 4,5 Jahren auf.

Eine weitere Rolle bei der zementfreien Verankerung kommt der **Oberflächenstruktur** des Prothesenschaftes zu. Durch die Oberflächenvergrößerung der Implantate, wie Waben, Tragrippen oder Stufen besteht die Möglichkeit der gleichmäßigen Verteilung der Kraftübertragung. (117) Die Mikrostrukturen, wie Beschichtungen durch Titanpulver, Hydroxylapatit oder sandgestrahlte Oberflächen sollen einer direkten knöchernen Integration der Prothese in das Knochenlager dienen. Die Rauigkeit der Oberfläche begünstigt das Einwachsen von Knochen ohne Anwachsen einer bindegewebigen Zwischenschicht um eine dauerhafte Sekundärstabilität zu gewährleisten. Die aufgeraute Oberfläche kann entweder ein oder zwei Drittel oder die gesamte Länge des Schaftes umfassen. Um einer Materialermüdung entgegen zu wirken, sollte der Schaft eine proximale Teilstrukturierung und einen glatten distalen Stiel besitzen. Der Vorteil einer proximalen Fixierung durch Aufrauung des proximalen Schaftteiles ist, dass die meisten Kräfte durch dieses Gebiet verlaufen. Hierdurch wird die Widerstandsfähigkeit des Knochens gegen ein „stress-shielding“ verbessert. (126)

Eine überwiegende distale Verankerung führt zum proximalen „stress-shielding“ mit der Folge einer proximalen Knochenresorption.

Die distale Kraffteinleitung birgt ein erhöhtes Risiko eines Dauerschwingbruchs in Höhe des Verankerungsquerschnittes. (78)

Für den Langzeiterfolg einer Hüftendoprothese gilt die **Materialpaarung** ebenfalls als verantwortlicher beeinflussender Faktor. (106) Ein Gelenkersatz mit künstlichen Werkstoffen führt zu einer Veränderung der tribologischen Situation. Die Tribologie oder die Wissenschaft von Reibung ist eines der schwierigsten Felder in der Mechanik. Dabei kann sie unter zwei anscheinend einfachen Gesichtspunkten zusammengefasst werden: Gleiten und Abrieb. (101) Abriebpartikel verursachen Osteolysen und in der Folge aseptische Implantatlockerungen. Sie stellen einen der Gründe für Prothesenwechsel dar. (123, 124) Wenn zwischen zwei Kontaktflächen ein weiteres Material eingeschaltet wird, kann dies zu einem vermehrten Abrieb führen. Beim Abrieb entstehen Fremdkörper. Fallen größere Mengen an Verschleißprodukten an, kommt es zur Bildung von Fremdkörpergranulationsgewebe innerhalb der Gelenkkapsel, welches mit zunehmender Größe des Granuloms im Zentrum zur Nekrose neigt. Eine weitere proliferative Ausbreitung wird möglich durch die Fähigkeit des Granulationsgewebes Knochen zu resorbieren. Werden die Knochenbälkchen der Verankerung resorbiert, resultiert früher oder später die Lockerung des Implantates. (107)

Derzeit werden in der zementfreien Hüftendoprothetik nur Femurschäfte aus Metall gefertigt. Drei Metalle werden verwendet: austenitischer Edelstahl, Titanlegierungen und Kobalt-Chrom-Basislegierungen (CCM) gefertigt. (126) Die Werkstoffpaarungen für Pfanne und Kugel weisen in den Kombinationen Keramik/Keramik- und Metall/Metall-Gleitpaarung geringere Abriebprobleme auf. Sie haben einen niedrigen Reibungskoeffizient, der sich im Laufe der Zeit nicht ändert. Die Abriebpartikel der Metall- auf Metall-Gelenkflächen lösen allerdings eine stärkere Reaktion aus und mögliche allergische Langzeitreaktionen gegen Chrom und Kobalt sind unerforscht. (15, 126) Andere Gleitpaarungen wie Metall/PE weisen einen höheren Abrieb auf. Bei Keramik auf PE entstehen im Vergleich zu Metall auf PE etwa 50% weniger Abriebpartikel. (126, 125, 11)

Bei der **Pfannenimplantation** hat sich die zementfreie Applikation zunehmend durchgesetzt. Im Rahmen der präoperativen Planung wird ein Inklinationswinkel zwischen 35 und 50° und eine Anteversion der Pfanne von 10 bis 20° angestrebt. (97) In dieser Position werden optimale Verhältnisse der Druckverteilungszone im Pfannendach und eine luxationsgesicherte Stellung der Gelenkpartner resultieren. Nach Hassan et al. (52) findet sich eine Inklination zwischen 30° und 50° und eine Anteversion zwischen 5° und 25° in 58% der Pfannen-Implantationen, 42% liegen außerhalb dieser Bereiche.

Morscher et al. (84) führten 1985 ihre Pressfit-Pfanne in die klinische Anwendung ein. Nach Schmalzried et al. (100) beruht die zementfreie Fixation von Azetabulumpfannen ohne Schrauben auf der elastischen Verformung des Azetabulums und der Reibung zwischen Knochen und Pfannenoberfläche, am besten bei gutem Kontakt am Pfannenrand und kräftigem Press-fit.

Seit 1960 werden Totalendoprothesen des Hüftgelenkes weltweit eingesetzt. Trotz enormen Entwicklungen durch Verbesserungen in Design, Verankerung und Verwendung moderner Materialkombinationen wurde ein Endpunkt mit einer Standzeit der Prothese von circa 15 Jahren erreicht. Je jünger ein Patient ist, umso häufiger muss er sich Wechseloperationen unterziehen.

Die Ergebnisqualität nach alloplastischem Hüftgelenkersatz hängt von unterschiedlichen Faktoren ab. Neben dem Patientenalter zum Zeitpunkt der Implantation, der Patientenaktivität sowie der tribologischen Qualität der Gleitpaarung hat die Implantationsgeometrie einen wichtigen Einfluss auf die Standzeit des Implantates. (61)

Zur Qualitätssteigerung und Erhöhung der Implantationspräzision wurden wie in verschiedenen anderen operativen Disziplinen zunehmend rechnergestützte Verfahren entwickelt und eingesetzt. Die Entwicklung der Computerassistierten Chirurgie (CAS) und speziell der Robotersysteme mit dem Ziel der dauerhaften Fixation von Prothesen durch bessere Geometrie, 3-dimensionale planbare Implantation und exakte Fräsarbeiten, ist vom theoretischen Ansatz erfolgsversprechend. Durch das hoctourige Fräsen des Prothesenbettes kommt es zu einer wesentlich geringeren Traumatisierung des Weichteilgewebes und der

Knochenstruktur. Der exakte und sofort feste Sitz der Prothese sowie die schnellere Integration des Implantates durch direkten Anschluss der Prothesenoberfläche an den Knochen sollen zu dem übereinstimmenden Ziel des künstlichen Gelenkersatzes führen: eine möglichst lange, ungestörte Funktion der Implantate im menschlichen Körper.

### 1.3. Computer Assisted Surgery

Für die Orthopädie und Chirurgie hat sich als Teilgebiet der „Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery“ (MRCAS) die „Computer-Assisted Orthopedic Surgery“ (CAOS) etabliert. Als computerassistierte Chirurgie werden zwei unterschiedliche Systeme bezeichnet: die Freihand-Navigationssysteme und die Robotersysteme.

Computergesteuerten Navigationssysteme sind so genannte passive Systeme. Die durch den Arzt freihändig positionierte Instrumente werden registriert, im Raum vermessen und auf einem Monitor dargestellt. Der Operateur kann über einen Bildschirm die einzelnen Operationsschritte genau verfolgen und ist damit in der Lage die genaue Lokalisation von anatomischen Strukturen vorzunehmen und dadurch Implantate mit größter Genauigkeit zu implantieren. Über weitere Sensoren am Patienten wird die Anatomie des zu operierenden Gebietes mit zuvor angefertigten CT-Bildern verglichen. Dadurch kann der Computer dem Operateur die genaue Richtung beispielsweise für Bohrungen in Knochen angeben.

Bei einem aktiven System führt der Roboter selbständig Schritte im Operationsablauf aus. Eine genaue präoperative Planung anhand von Bilddaten erzeugt durch Computer- oder Magnetresonanztomographen definiert dabei an der Roboter-Planungsstation den präzisen Arbeitsvorgang. Voraussetzung sind leistungsfähige Computer, die ein schnelles Management großer Datenmengen erlauben. Durch die Möglichkeiten der räumlichen Darstellung und der dreidimensionalen Analyse der Gelenke können vorhandene Schnittbilder graphisch dargestellt und virtuell planerisch verwendet werden.

Die Hauptanwendungsbereiche der computerassistierten Chirurgie liegen im Fachgebiet der Orthopädie im Gebiet der Wirbelsäule, des Beckens sowie in der Endoprothetik. (41, 85)

Aufgrund der Tatsache dass die aktiven Systeme spezielle chirurgische Aktionen selbständig durchführen werden sie auch als Operationsroboter bezeichnet. Das gesamte System steht zu jedem Zeitpunkt während der Operation unter der Aufsicht des Operateurs. (29, 75)

Die Domäne der Operationsroboter liegt in der Ausführung von Arbeitsschritten an knöchernen Strukturen. Die beiden prominentesten Vertreter sind der amerikanische ROBODOC® der Herstellerfirma Integrated Surgical Systems (ISS) und der deutsche CASPAR der Herstellerfirma ortho Maquet. Von Industrierobotern abgeleitet wurden sie primär zum Ausfräsen von Femurschäften in der Hüftendoprothetik eingesetzt. (3)

Unter Einbau zahlreicher Sicherheitsvorkehrungen wird der Roboter ohne Gefahr für den Patienten im Operationssaal eingesetzt. (21) Sollte beispielsweise intraoperativ eine Verschiebung zwischen Roboter und Operationsobjekt stattfinden, welche auch nur geringste Ausmaße aufweist, reagiert das Sicherheitssystem. Die Navigation und damit auch die Robotertätigkeit werden sofort unterbrochen, da die in der Planungsstation und im Roboter gespeicherten und die während der Operation gewonnenen Daten nicht mehr übereinstimmen.

## 1.4. Ziel der Untersuchung

Ziel der zementfreien Implantation von Hüftendoprothesen muss das Erreichen einer dauerhaften Sekundärstabilität mit unmittelbarem Knochen-Implantat-Kontakt sein. Durch An- oder Einwachsen von Knochen in strukturierte Oberflächen der Prothese wird eine Zwischenschaltung von Bindegewebe verhindert.

Grundvoraussetzung für die Sekundärstabilität ist eine entsprechende Primärstabilität. Diese wird gewährleistet durch einen durch Präparation erzielten Formschluss unter Einbringung des Schaftes mit Druckvorspannung (Press-fit). Durch optimale Präparation werden entsprechende Relativbewegungen in dem Prothesen-Knochenlager Interface minimiert. Dies bedeutet eine deutlich verbesserte vitale knöchernen Sekundärintegration. (49)

Die klinische Etablierung von Fräsrobotern erfolgte nach experimentellen Voruntersuchungen, die eine exakte intraoperative Umsetzung der präoperativen Planung versprechen. (87) Durch eine verbesserte Passung des Prothesenschaftes im präparierten Implantatbett wird eine höhere Primärstabilität postuliert. Die entscheidenden Faktoren für das Ausmaß des erreichbaren Press-fit und damit für den Erfolg des Implantates sind nach Noble et al. (86) das Prothesendesign und die Operationstechnik, insbesondere die Präparation des knöchernen Prothesenlagers.

Das Implantat sollte im endostalen Kanal so optimal wie möglich passen, um eine stabile Primärfixierung und eine gleichmäßige Kraftverteilung zu gewährleisten. (6) In der Literatur angegebene Fehlpositionierungen sowohl im Varus- oder Valgussinne als auch häufig unterschätzte Fehlrotationen sowie intraoperativ aufgetretene Fissuren bei der Präparation lassen sich durch Anwendung dieses Operationsverfahrens deutlich reduzieren.

Vor dem experimentellen und theoretischen Hintergrund der dargestellten Probleme, die einen Einfluss auf die Standzeit der Prothese ausüben,

insbesondere die Verankerungsart und das Planungskonzept betreffend, erschien der Einsatz der Robotic sinnvoll.

In dem Zeitraum von Juni 1999 bis März 2001 wurde durch die Chirurgische Klinik des Kreiskrankenhaus Rastatt der Operationsroboter CASPAR zur zementfreien Implantation von Hüfttotalendoprothesen bei 40 Patienten in der Surgical Academy der Firma Maquet, Rastatt eingesetzt.

In einer Zeit in der sich die kritischen Stimmen mehrten, die vor einem übereilten Einsatz dieser neuen Technik warnten (20) stellten wir uns der Frage nach dem klinisch und radiologisch mittelfristigen Ergebnis unserer mittels CASPAR-gefrästen implantierten Hüftendoprothesen. Zudem wurde in der Laienpresse der Roboter-assistierte Hüftendoprothetik vorgeworfen, Experimentalcharakter zu besitzen und infolge des Zugangs und der prolongierten Zwangshaltung des operierten Beins zu massiven funktionellen Einbußen postoperativ zu führen. (35)

In einer retrospektiven Studie wurden durch Akteneinsicht die patientenrelevanten Parameter, die Voroperationen, die Operationsindikation, die radiologischen Befunde sowie intra- und postoperative Komplikationen ermittelt. Anschließend wurde im Rahmen einer klinischen und radiologischen Nachuntersuchung die subjektive und objektive Patientenbefindlichkeit erfasst. Ziel der Untersuchung war die Beantwortung der Frage, inwieweit der hohe technische Aufwand insbesondere den Funktionsstatus der operierten Hüfte und das klinische sowie radiologische Outcome rechtfertigte.

## 2. Patienten, Material und Methoden

### 2.1. Zusammensetzung des Patientenkollektivs

Grundlage dieser Arbeit waren Daten von Patienten, die sich im Zeitraum von Juni 1999 bis März 2001 in der Chirurgischen Klinik des Krankenhauses Rastatt der Roboter-assistierten Implantation einer zementfreien Hüfttotalendoprothese unterzogen haben.

Insgesamt wurden 43 zementfreie Hüfttotalendoprothesen bei 40 Patienten in der Surgical Academy der Firma Maquet, Rastatt mittels des Roboter-Systems CASPAR implantiert. Drei Patienten wurden beidseits operiert.

#### 2.1.1. Ein- und Ausschlusskriterien

Als Einschlusskriterium galt zunächst die Indikation zur zementfreien Verankerung. Ansonsten lagen hinsichtlich der Ein- und Ausschlusskriterien mit dem neuen Verfahren keine verbindlichen Parameter vor. In Workshops mit Anwendern und Herstellern wurden Ein- und Ausschlusskriterien vorbereitet, in denen die Berücksichtigung und Übertragung der klinischen Erfahrungen aus der konventionellen zementfreien Hüftendoprothetik sinnvoll erscheinen ließ. Schließlich war der Hintergrund unserer Betrachtungsweise das Bestreben bei einem völlig neuen Verfahren die theoretisch zu erwartenden Komplikationen möglichst niedrig zu halten. (85)

Zunächst stellten sich die Patienten in der Sprechstunde für Hüft- und Kniegelenksprothetik vor. Die Entscheidung zur roboterunterstützten Operation wurde von einem Großteil der Patienten selbst bereits vor der Vorstellung in unserer Sprechstunde getroffen. Informationen wurden aus Presse und Medien sowie über niedergelassene Kollegen rekrutiert. Auffällig war die hohe Anzahl beruflich oder privat technisch Interessierter, die sich als Patienten mit dem Wunsch der CASPAR-assistierten Implantation einer Hüftprothese vorstellten.

Eine weitere Zuordnung der Patienten zu der Gruppe der roboterunterstützten Implantation erfolgte nach der Ätiologie der Coxarthrose, dem Alter des Patienten, nach anatomischen Besonderheiten des Femurschaftes und stattgehabten Voroperationen.

Absolute Kontraindikationen für die computerassistierte Hüftendoprothetik waren Herz-Kreislauferkrankungen (NYHA III/IV), Adipositas per magna, Infekt im Femurbereich. Relative Kontraindikationen waren Gerinnungsstörungen und rheumatoide Grunderkrankungen.

Insgesamt wurde bei 40 Patienten die Entscheidung zur roboterunterstützten Implantation getroffen. Davon erhielten 37 Patienten die Hüfttotalendoprothese einseitig und drei Patienten beidseitig, was insgesamt 43 computerassistierte, roboterunterstützt implantierte Hüftendoprothesen ausmacht.

#### 2.1.2. Aufklärungsmodalitäten

Die Aufklärung der Patienten erfolgte anhand eines eigens dafür entwickelten Aufklärungsbogens mit Darstellung der Vor- und Nachteile der jeweiligen Methoden. Hierbei wurde im Falle einer roboterunterstützten Operation die Notwendigkeit einer Voroperation mit Einbau von zwei Pins besprochen und auf das Risiko postoperativer Schmerzen insbesondere im Bereich des distalen Pins hingewiesen.

Da es sich um eine völlig neue Technologie der Hüftprothesenimplantation handelt, wurde eine umfangreiche Mehrstufenaufklärung durchgeführt. (79)

In einem speziellen Aufklärungs-Protokoll wurden die Inhalte der Aufklärung festgehalten und die Patienten insbesondere darauf hingewiesen,

- dass es sich um eine neue Methode handelt und keine Vergleichsstudien, bzw. wenige Erfahrungen aus anderen Zentren vorliegen.
- dass es durch nicht vorhersehbare Ereignisse während der Operation zum Abbruch der geplanten CASPAR-Operation und zu einem konventionellen Fortsetzen der Implantation kommen kann.
- dass postoperativ die Wunde der vorübergehend implantierten Pinschraube am distalen Femurkondylus zu zusätzlichen Beschwerden führen könnte.

### 2.1.3. Klinischer Ablauf

Nach Erhebung einer ausführlichen Anamnese insbesondere im Hinblick auf die Risikofaktoren und Kontraindikationen erfolgte die körperliche Untersuchung. An dem entkleideten Patienten wurde der Gang auf ebener Fläche sowie Beckenstand und Beinlängen sowie die Bewegungsausmaße der großen Gelenke nach der Neutral-Null-Methode untersucht. In allen Fällen wurde der ausgeprägte Schmerz in dem betreffenden Hüftgelenk als Leitsymptom angegeben.

Eine tief eingestellte Röntgen-Kontrollaufnahme des Beckens, sowie eine axiale Aufnahme der zu operierenden Seite wurden als natives bildgebendes Verfahren durchgeführt. Es folgte die laborchemische Bestimmung der Routineparameter sowie die Bereitstellung von Eigenblut oder Fremdblutkonserven.

Postoperativ wurden alle 40 Patienten ab dem 2. Tag unter Teilbelastung des operierten Beines mit dem Gehbock oder Unterarmgehstützen mobilisiert. Nach Drainagenentfernung erfolgte die Röntgen-Kontrolle des Beckens a.p. sowie der operierten Hüfte axial.

Die Thromboseprophylaxe mit einem niedermolekularen Heparin wurde für die Dauer des stationären Aufenthaltes durchgeführt.

Bei allen Patienten wurde eine single-shot i.v.-Antibiose mit Zinacef 1,5 g durchgeführt. Alle Patienten erhielten während der Dauer des stationären Aufenthaltes eine ausreichende Schmerzmedikation sowie einen Magenschutz durch einen Protonenpumpenhemmer. Als Prophylaxe gegen periartikuläre Ossifikationen wurde für mindestens 10 Tage 3-mal täglich Ammono® 50 mg verabreicht.

## 2.2. Material

### 2.2.1. Implantiertes Hüftsystem

Bei der Auswahl des Prothesen-Sortimentes und der Zubehörteile sowie adäquater Hüftpfannen konnte auf bewährte Systeme zurückgegriffen werden. Allen Patienten wurde die gleiche Kombination der Komponenten implantiert. Wir verwendeten den Vision 2000<sup>®</sup>-Schafft der Firma dePuy. Durch die proximale Fixation der Prothese ist die Kräfteinleitung in die tragenden Knochenstrukturen gewährleistet. Dies sind günstige Voraussetzungen für eine physiologische Dauerverankerung der Prothese. Dieses Konzept wird unterstützt durch das Design der Prothese mit proximalem Aufbau, dem seit Jahrzehnten bewährten Prothesenmaterial Cobalt-Chrom und der in zementfreien Prothesentypen bewährten biologischen Fixation durch eine dreidimensionale Oberfläche, die eine gute Integration gewährleistet. Diese Porocoat<sup>®</sup>-Oberfläche besteht aus gesinterten Metallkugeln, die eine dreidimensionale Struktur darstellen und ein schnelles und intensives Einwachsen von Knochen ermöglichen sollen.

Sämtliche Patienten erhielten einen Gelenkkopf aus Aluminiumoxid-Keramik mit 28 mm Durchmesser.

Als Pfanne verwendeten wir die Press-fit Pfanne Plasmacup<sup>®</sup> der Firma Aesculap. Die Pfanne besteht aus Reintitan ist fast sphärisch, mit einer rauen mikroporösen Oberfläche beschichtet (Plasmapore<sup>®</sup>) und besitzt Verankerungslöcher für eine eventuelle Schraubenfixation. Plasmacup<sup>®</sup> wird durch ein Inlay komplettiert. Unsere Patienten erhielten alle ein Polyethylen-Inlay.

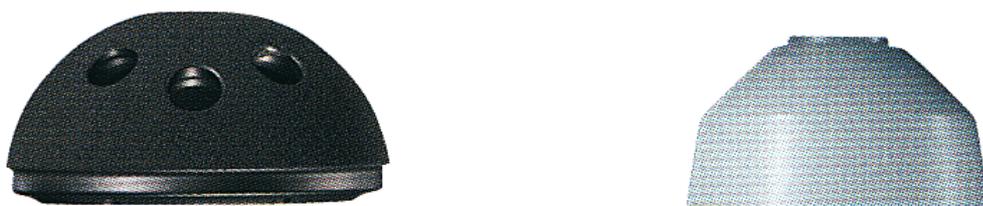
Somit handelt es sich bei allen unseren 43 roboterassistierten zementfreien Hüfttotalendoprothesen um eine Polyethylen-Keramik-Gleitpaarung.

(Abbildung 1 und 2)

**Abbildung 1:** Vision 2000® zementfreies Hüftsistem



**Abbildung 2:** Plasmacup®-Pfanne mit Polyethylen-Inlay



### 2.2.2. Aktives Navigationssystem CASPAR

Wie schon lange aus der industriellen Fertigung bekannt, können mit Hilfe des Roboters präoperativ gewonnene individuelle digitale Planungsergebnisse in beliebig reproduzierbarer Form exakt umgesetzt werden. Voraussetzung für dieses Verfahren ist in der Regel die rigide Fixierung des zu bearbeitenden Materials und eine hochpräzise Registrierung. Das von der Firma ortho Maquet, Rastatt entwickelte universelle Operationssystem CASPAR ist ein computer-unterstütztes Planungs- und Operationssystem und erfüllt diese Kriterien in idealer Weise für die Knochen- und Gelenkchirurgie.

Dabei steht das Wort CASPAR als Abkürzung für **C**omputer **A**ssisted **S**urgical **P**lanning **A**nd **R**obotics. Die folgenden Vorteile werden in einer computer- und roboterassistierten Hüftprothesenimplantation gesehen:

- exakte präoperative 3-dimensionale Planung
- hochpräzise Fräsarbeit durch die Roboterfräse
- exakte Ausrichtung der Prothese im Femur
- hoher Knochen- und Prothesenkontakt
- Dokumentation der Planung

Die Philosophie des Verfahrens der Roboterfräsung beruht auf der Hypothese, dass ein genauer Endprothesensitz mit seinem erhöhten Knochen-Implantat-Kontakt eine längere Standzeit der Prothese zur Folge hat. (3) Der verbesserte Knochenkontakt ist bedingt durch die hohe Präzision beim Fräsvorgang.

Der Oberflächenkontakt zwischen Knochen und Prothese kann auf diese Weise von 20% bei konventioneller Bearbeitung auf Werte um die 90% gesteigert werden. (3, 89) Infolge der durch CASPAR erzielten höheren Passgenauigkeit des Prothesenschaftes (7, 62) und der resultierenden größeren Primärstabilität (28, 93) sind daher verbesserte Langzeitergebnisse im Vergleich zu der herkömmlichen Hüftendoprothetik zu erwarten. (29, 102)

In der so genannten Reparationsphase erfolgt durch direkten Kontakt der Prothesenoberfläche an den Knochen eine schnellere Integration des Implantats.

Untersuchungen an Hunden, denen mittels einer computergesteuerten Operation eine Hüftendoprothese implantiert wurde, zeigten eine wesentlich frühere und gleichmäßigere Belastung der betroffenen Extremität als Tiere einer Vergleichsgruppe mit konventioneller Implantationstechnik. Histologisch konnte ein primär angiogenes Heilungsmuster bei den durch den Roboter operierten Hüftprothesen nachgewiesen werden (12, 61). Eine mechanische Unruhe zwischen Implantat und Knochen wird durch den hohen Implantat-Knochenkontakt weitgehend vermieden.

Die neuen Technologien der computerassistierten orthopädischen Chirurgie beschreibt DiGioia et al. (29) als Zusammenarbeit zwischen den Möglichkeiten des Roboters und den Fähigkeiten des Menschen, was zu einem besseren Ziel führt als das eine Maschine oder ein Mensch unabhängig voneinander könnten.

Das System CASPAR setzt sich aus den Komponenten

- präoperative Planungsstation und
- Operationsrobotersystem zusammen.

Der PC als Planungsstation und das eigentliche Robotersystem sind unabhängig voneinander. Die Trennung besteht sowohl in zeitlicher, als auch in räumlicher Beziehung.

Bei dem Verfahren mit dem CASPAR-System sind die Arbeitsschritte im Gesamtprozess des Operationsgeschehens fest vorgegeben: Zunächst müssen in einer Voroperation zwei Pins jeweils als Orientierungspunkt am Trochanter major und dem medialen Femurkondylus appliziert werden. Anschließend erfolgt die Computertomographie. Dadurch steht ein 3D-Datensatz des Femurs mit den unverwechselbaren Referenzpunkten zur virtuellen Planung der Operation zur Verfügung. Nach Abschluss der virtuellen Planung am Planungsrechner werden die Daten über eine PC-Card auf den Operationsrechner übertragen. Bei der am Folgetag stattfindenden CASPAR-Operation erfolgt nach Einmessen, der so genannten Kalibrierung des Roboterwerkzeugs die Referenzierung. Dabei wird der virtuelle 3-D-Datensatz des Patienten mit dem biologischen Patientenvolumen in Deckung gebracht. Virtuelles und reelles Volumen stimmen überein.

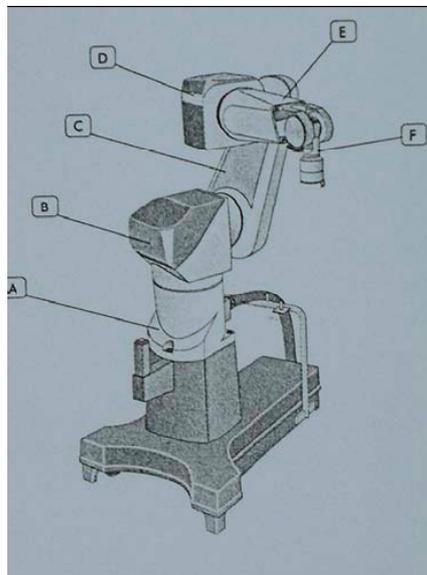
Der Roboter kann jetzt die virtuell geplanten Arbeitsschritte am Patienten abfahren und dabei den aktiven Roboterarm entsprechend bewegen und die Werkzeuge einsetzen. Ein Bewegungssensor kontrolliert permanent die Referenzierung. Tritt Bewegungsunruhe auf, wird die Arbeit des Roboters sofort unterbrochen. Die Turbine des Fräsers bleibt stehen und das Werkzeug fährt eine Sicherheitsposition an, in der es verbleibt. Der Chirurg kann intraoperativ keine Änderungen der virtuellen Planung oder Korrekturen des robotergesteuerten Ablaufs vornehmen. Bei technisch nicht beherrschbaren Problemen muss die Operation konventionell weitergeführt werden. Bei komplikationslosem Ablauf hat am Ende der Roboter (CASPAR) entsprechend der Operationsplanung, bei vorgegebenen Toleranzen mit Abweichungen im Submillimeterbereich, die geplanten Arbeiten ausgeführt.

Technische Daten:

In der Einheit Planungsstation sind die Elemente Systemeinheit (PC) mit Tastatur, Maus, Monitor und Chip-Kartenschreiber bzw. -leser, sowie ein Laufwerk zum Einlesen des digitalen 3-D Bilddatensatzes und ein Netzanschluss zur Übertragung dieser Daten enthalten. Die Planung erfolgt am PC, mit Hilfe des menügesteuerten Programms PROTON<sup>®</sup>. Mit diesem OP-Planungsprogramm wird für jeden Patienten individuell die virtuelle OP-Planung für die Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese durchgeführt. Das Implantat wird aus einer Datenbank verfügbarer Modelle verschiedener Hersteller und den zugehörigen Größen ausgewählt. Nach Auswahl des Prothesentyps und der Prothesengröße kann das vorgesehene Implantat virtuell dreidimensional bewegt und optimal platziert werden. Die Einheit Robotersystem im Operationsraum gliedert sich in die Steuereinheit mit PC-Karten-Laufwerk worin die patientenrelevanten Informationen eingelesen werden. Zur Steuereinheit gehört ein Monitor, der auf Basis der Patientendaten die Menüsteuerung anzeigt und den Arbeitszustand an den Operateur übermittelt.

Weitere Zubehöre bestehen aus dem Video-Anschlusskabel und dem Netz-Anschlusskabel, sowie dem Anschlusskabel für die Robotersteuerung und einem Hochdruckanschluss für den Antrieb der Frästurbine.

Das Gesamtgewicht der Steuereinheit beträgt 265 kg. Der Roboter selbst besteht aus einem ablassbaren Fahrgestell, einem Rumpf und dem so genannten Roboterarm. In Analogie zur Anatomie des Menschen wurde der Roboterarm in einzelne Abschnitte, entsprechend den Gelenken und somit den Bewegungsmöglichkeiten des menschlichen Armes unterteilt. (Abbildung 3)



**Abbildung 3:** Zusammensetzung des Roboterarms aus Rumpf (A), Schulter (Gelenk B), Oberarm (Gelenk C), Ellenbogen (Gelenk D), Unterarm (Gelenk E) sowie Handgelenk mit Hand (entsprechend den Gelenken F)

Der Rumpf ist der feststehende Teil des Roboters mit den Anschlüssen für Strom und Druckluft. Die pneumatischen Daten betragen für die Turbine 8 bar (+/-2 bar). Der Druckluftbedarf liegt bei 340 l/min.

Daten der Hard- und Software:

Es handelt sich um zwei Rechneinheiten, den Planungsrechner und den Rechner zur Steuerung des Roboters. Beide PCs haben die gleiche Ausstattung. Sie arbeiten unter dem Betriebssystem Windows NT 4.0 und haben den Prozessor Pentium II, 350 MHz bei 256 MB-RAM Arbeitsspeicher mit einer Festplatte von 20 GB.

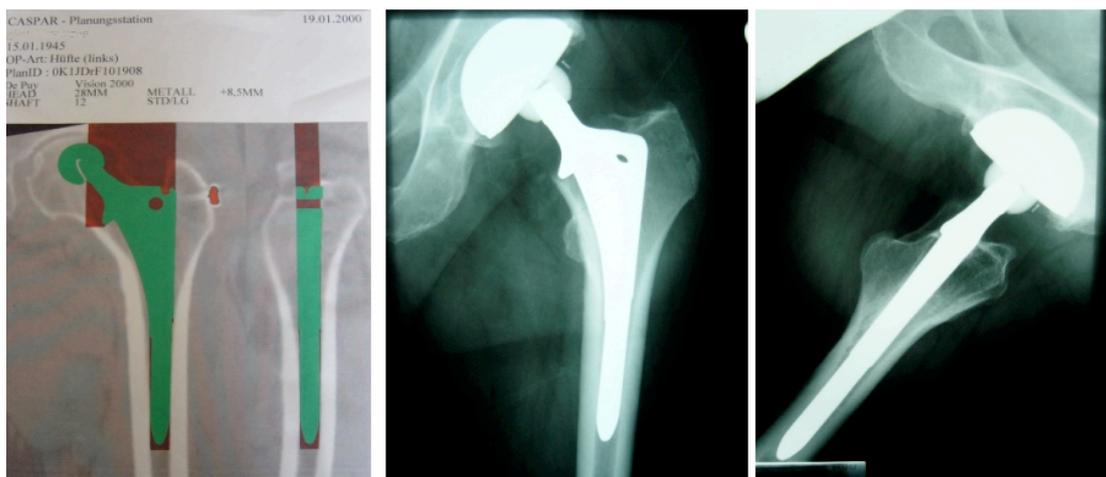
Für den Roboter-PC wird eine wieder beschreibbare PC-Card verwendet mit der zunächst die Planungsdaten übergeben werden. Nach Abschluss der Operation wird auf diese Card die Dokumentation des Operationsablaufes vorgenommen. Die Festplatte des Roboter-PC mit 20 GB wird nicht zur Archivierung der Patientendaten verwendet. Als Archivdatei wird für jeden Patienten eine 3,5-Zoll magnetische Optical Disc (MOD) der Größe 640 MB beschrieben. Dieser Vorgang erfolgt auf dem Planungsrechner nach Übertragung der postoperativen Daten via PC-Card. Am Rumpf des Roboters findet sich eine exakt angebrachte Gerätesäule zur Aufnahme von Kopplungswerkzeugen und Bewegungssensor. Vor Anbringen der Werkzeuge wird die Gerätesäule vor jeder Operation neu auf den Roboterarm kalibriert. Als Sicherheitsfunktion dient ein Bewegungssensor der zweiten Generation, welcher die Relativbewegungen zwischen Roboter und dem zu fräsenden Knochen registriert. Am Arm des Roboters ist ein Kraftmomentensensor integriert, der die auf ihn einwirkenden Kräfte und Drehmomente misst und diese in für die Steuereinheit verwertbare elektrische Signale umwandelt. Eine ständige Kontrolle der Kräfte findet statt an der Instrumentenspitze durch einen hochsensiblen Kraftmesssensor. Die Magnetkupplung am Roboter sorgt dafür, dass der Fräser bei Überschreiten der vorgegebenen Grenzlast abkoppelt und der Fräser sofort abstellt. Auf dem Monitor der Steuereinheit werden kontinuierlich die von dem Kraftmesssensor erfassten Daten angezeigt und die Position der einzelnen Gelenke dargestellt. (Abbildung 4)



**Abbildung 4:** Steril abgedeckter Roboter

Um eine genaue Registrierung zu erreichen, müssen die zu operierenden Knochenanteile oder Gelenke zur späteren intraoperativen Lageerkennung durch den Roboter mit Schrauben, den so genannten Referenz-Pins markiert werden. Für die Hüfttotalendoprothese bedeutet dies die Einbringung je einer speziellen Spongiosaschraube im Bereich des Trochanter majors und der Femurkondyle. Nach Setzen der Pins erfolgt die Durchführung eines Spiral-CTs mit anschließender dreidimensionaler Rekonstruktion zur Planung der roboterassistierten Operation. Die Anlage der Pins führten wir einen Tag präoperativ im Sinne des zweizeitigen Verfahrens durch. Bei der Operationsplanung am PC über das menügeführte System wird das Implantat aus einer Datenbank verfügbarer Modelle ausgewählt und in das dreidimensionale CT-Bild virtuell implantiert. Sämtliche Längen- und Winkelbestimmungen können am Computer vorgenommen werden, so dass eine korrekte Einstellung der Antetorsion und der Beinlänge mühelos erfolgen konnte. Nach abschließender Beurteilung durch den Chirurgen war die Planungsphase abgeschlossen. Aus diesen gewonnenen Daten wurde durch den Computer die individuelle Fräsbahn berechnet.

Nach konventionellem Beginn der Operation über unseren bereits gewohnten dorso-lateralen Zugangsweg wurden die Referenzpins zur Lageerkennung des Knochens lokalisiert indem die Messspitze des Roboters an eine kleine Vertiefung der Pins herangeführt wurde. Dieser Vorgang erfolgte aus Sicherheitsgründen zweimal. Erst wenn die so ermittelten Werte genau mit den CT-Daten übereinstimmten wurde der weitere Operationsvorgang frei gegeben. Die Messspitze am Roboterarm wurde gegen eine pressluftgetriebene Fräse ausgetauscht, die nun die berechnete Fräsarbeit im Submillimeterbereich ausführte. Je nach Knochenstärke und Prothesengröße nahm dieser Vorgang 15-20 Minuten in Anspruch. Die Operation wurde dann wie gewohnt weiter geführt. In allen 43 Fällen konnte der Vision-2000® Schaft passgenau implantiert werden. (Abbildung 5)



**Abbildung 5:** Präoperatives Planungsbild und postoperative Kontrolle.

Links: präoperatives Planungsbild

(grün: Prothesenabmessung; rot: Fräsvolumen/Fräsbahn)

Mitte und Rechts: postoperative Röntgenkontrolle:

a.p. und axiale Aufnahme

## 2.3. Methodik der Nachuntersuchung

### 2.3.1. Erhebung der Daten und Befunde

Durch Akteneinsicht wurden die Patientendaten, die Diagnosen für die Operationsindikation, die Voroperationen sowie der postoperative und poststationäre Verlauf ermittelt. Aus dem Operationsbericht konnte das Implantat mit den Komponenten sowie etwaige intraoperative Komplikationen eruiert werden.

### 2.3.2. Rekrutierung der Patienten

Für die Nachuntersuchung wurde zunächst zu allen in der Chirurgischen Klinik des Kreiskrankenhauses Rastatt mit CASPAR operierten Patienten telefonisch Kontakt aufgenommen. Alle Patienten sagten spontan ihre Mitarbeit zu.

Von den 40 Patienten konnten 39 Patienten persönlich erreicht werden.

1 Patient ist 14 Monate nach Implantation der Hüfttotalendoprothese an einem Bronchialkarzinom verstorben. Hier stützt sich die Nachuntersuchung auf die in der Rehabilitationsklinik 2 Monate postoperativ erhobenen Befunde sowie auf eine weitere ambulant durchgeführte orthopädische Untersuchung 10 Monate später. 5 weitere Patienten konnten aufgrund der weiten Wohnorte nur telefonisch befragt werden. So wurden Telefongespräche zu einem Patienten nach Südafrika geführt. Die klinische und radiologische Nachuntersuchung erfolgte bei diesen 5 Patienten durch orthopädische Kollegen vor Ort. Klinische Befunde und Röntgenbilder wurden uns zugesandt.

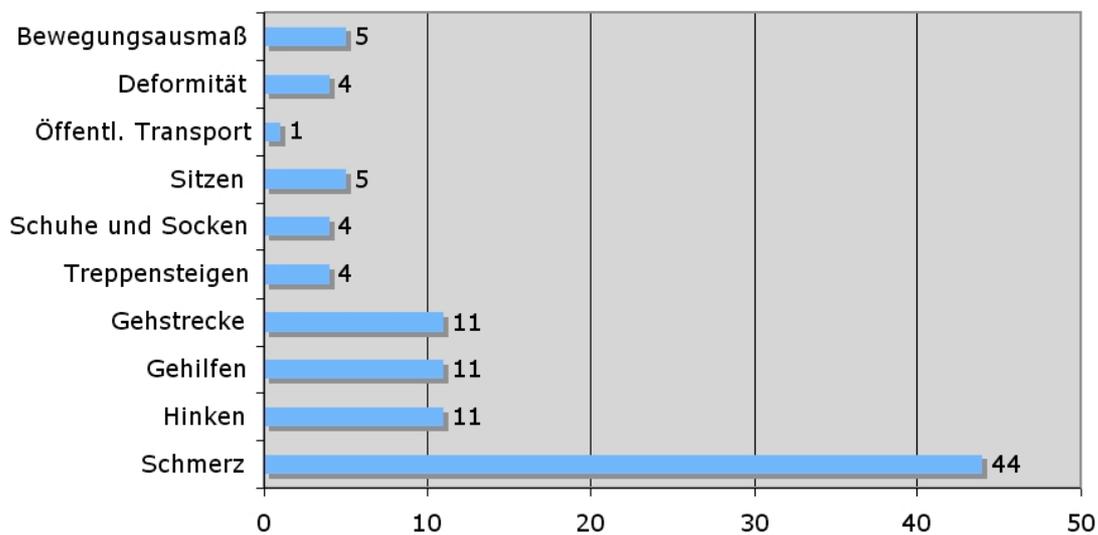
Der Nachuntersuchungsbogen (Anhang) wurde in Zusammenarbeit mit der Herstellerfirma von CASPAR, der Firma ortho Maquet, Rastatt erstellt.

### 2.3.3. Anamnese

Zunächst wurde die aktuelle Anamnese entsprechend des Fragebogens bezüglich der implantierten Hüfttotalendoprothese erhoben.

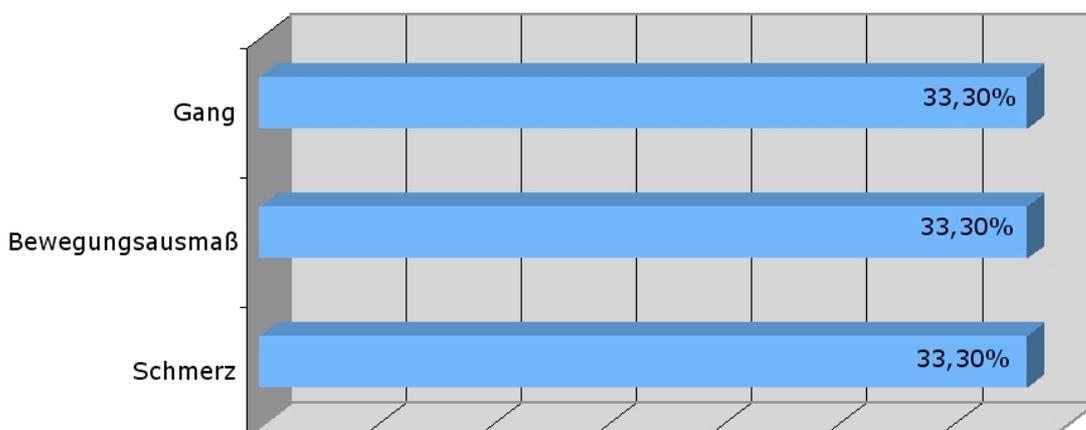
### 2.3.4. Klinische Untersuchung

Die in der Nachuntersuchung evaluierten klinischen Ergebnisse fanden eine Beurteilung nach dem **Harris Hip Score** und dem **Index von Merle d'Aubigné**. Der **Harris Hip Score** wurde von W. H. Harris 1969 (50) erstellt. Er ist das international am weitesten verbreitete Nachuntersuchungsschema für die funktionelle Beurteilung des Hüftgelenkes. (68) Es handelt sich um einen klinisch-funktionellen Score mit 91% subjektiven und 9% objektiven Anteilen an der Gesamtpunktzahl von 100. (116) (Abbildung 6)



**Abbildung 6:** Kriteriengewichtung nach dem Harris Hip Score (in % von 100 Punkten)

Der **Index nach Merle d'Aubigné** wurde von Merle d'Aubigné 1949 (76) sowie Merle d'Aubigné und Postel 1954 (77) beschrieben. Es handelt sich um einen klinischen Score zur Ergebnisbeurteilung von Hüftgelenksendoprothesen. Berücksichtigt werden die Schmerzen, der Bewegungsumfang und die Gehfähigkeit zu gleichen Teilen. In jedem Teilbereich können maximal 6 Punkte erreicht werden; somit ist insgesamt ein Maximum von 18 Punkten erreichbar. (68)  
(Abbildung 7)



**Abbildung 7:** Kriteriengewichtung nach dem Index nach Merle d'Aubigné und Postel  
(in % von 18 Punkten)

Anschließend folgte die Messung der Beinlängen mit der Beckenwaage, definierten Fußunterlagen und dem Maßband. Die Bewegungsausmaße wurden nach der Neutral-Null-Methode festgehalten. Die Patienten hatten zudem Gelegenheit das Operationsergebnis selber im Sinne von „absolut“ und „im Vergleich zu vorher“ zu beurteilen. Anderweitige bestehende Behinderungen wurden ebenfalls abgefragt.

### 2.3.5. Röntgenkontrolle

Im Rahmen der Nachuntersuchung wurde eine Röntgenkontrolle des Beckens sowie der operierten Hüfte in 2 Ebenen gefordert. Bereits auswärts zeitnah angefertigte Röntgenaufnahmen wurden bei entsprechender Qualität akzeptiert und ausgewertet. Die Röntgenbilder wurden ebenfalls entsprechend des Erhebungsbogens systematisch befundet.

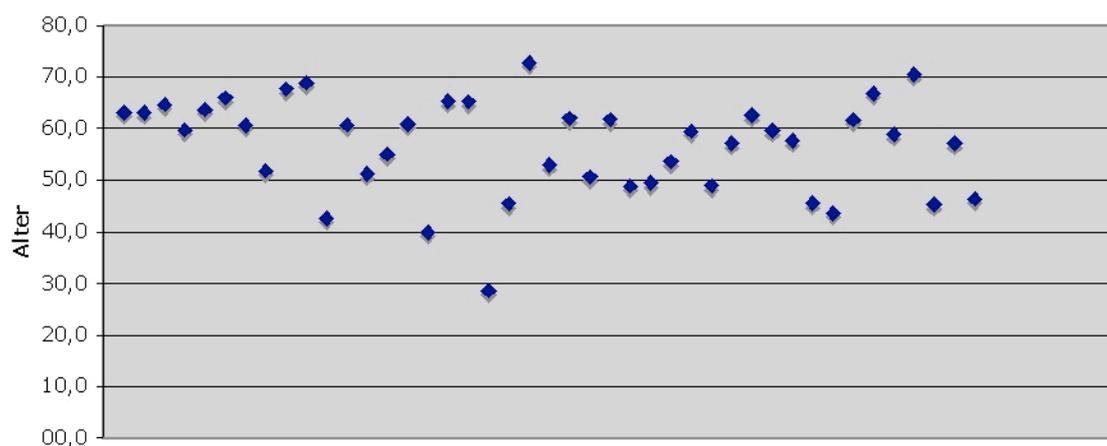
Die radiologische Beurteilung von Hüftendoprothesen stützt sich auf Positions- und Grenzzonenveränderungen. Es gilt der Nachweis von Lysesäumen, Positionsänderungen des Schaftes (Einsinken der Prothese, Valgisation, Varisation) sowie Veränderungen des Femurschaftes (Kortikalishypertrophie, -atrophie, Marksaumsockelbildung).

## 3. Ergebnisse

### 3.1. Auswertung der Patientenakten

#### 3.1.1. Altersverteilung

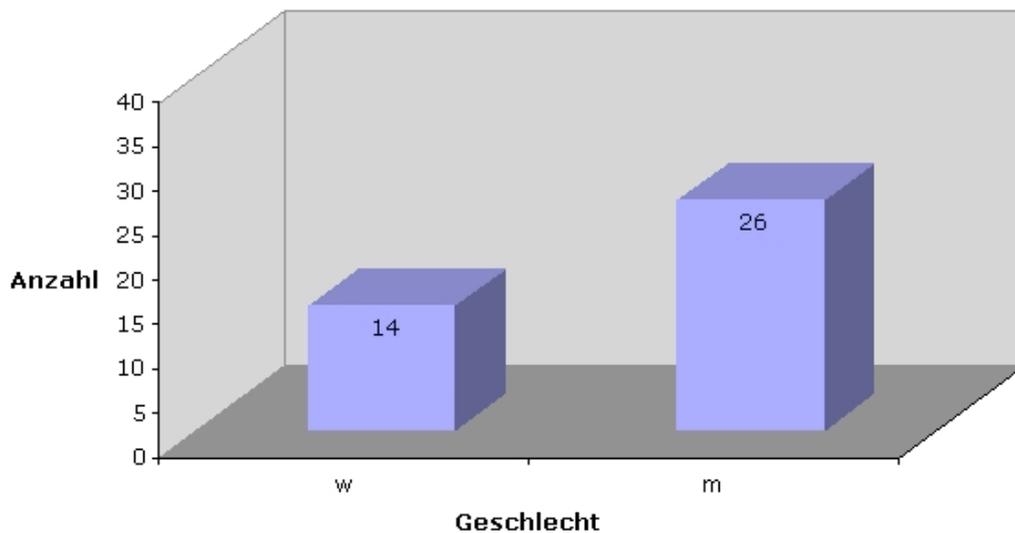
Das Durchschnittsalter aller Patienten zum Zeitpunkt der Implantation der roboterunterstützten computerassistierten Hüftendoprothese betrug  $56,7 \pm 9,3$  Jahre. Die jüngste Patientin war zum Operationszeitpunkt 28,6 Jahre alt. Es handelt sich hierbei um eine Patientin mit posttraumatischer Hüftkopfnekrose und schwerer Coxarthrose rechts bei Zustand nach Verkehrsunfall 2 Jahre zuvor. Der älteste Patient war 72,7 Jahre alt. Die drei Patienten, die beidseits operiert wurden hatten zum Zeitpunkt der Operation der ersten Seite ein Durchschnittsalter von 49,6 Jahren wobei der jüngste Patient 42,6 und der älteste 60,7 Jahre alt war. Zum Zeitpunkt der Operation der zweiten Seite bestand bei den drei Patienten ein Durchschnittsalter von 50,6 Jahren. (Abbildung 8)



**Abbildung 8:** Altersverteilung zum Zeitpunkt der Operation (n=43)

### 3.1.2. Geschlechtsverteilung

Unter den 40 Patienten, die mittels computerassistierter roboterunterstützter Hüfttotalendoprothese in dem Zeitraum Juni 1999 bis März 2001 versorgt wurden befanden sich 26 Männer (65%) und 14 Frauen (35%). Bei drei männlichen Patienten erfolgte die Implantation beidseitig. (Abbildung 9)



**Abbildung 9:** Verteilung der Patienten nach dem Geschlecht (40 Patienten)

### 3.1.3. Seitenverteilung

Bei 40 Patienten wurden insgesamt 43 computerassistierte roboterunterstützte Hüfttotalendoprothesen implantiert. 3 Patienten, die beidseits operiert wurden, erhielten jeweils im Abstand von 12 Monaten eine computerassistierte roboterunterstützte Hüfttotalendoprothese der Gegenseite. Hierbei wurde bei 2 Patienten zunächst die linke Seite und ein Jahr später die rechte Seite operiert, der dritte beidseitig operierte Patient erhielt die erste roboterunterstützte Hüfttotalendoprothese zunächst rechtsseitig und zwölf Monate später linksseitig.

Von den weiteren 37 implantierten Hüfttotalendoprothesen wurden 22 Patienten (55%) linksseits mittels roboterunterstützter Hüftendoprothese und 15 Patienten (37,5%) rechtsseits versorgt.

### 3.1.4. Voroperationen

Von den 40 Patienten waren 6 bereits orthopädisch an einer Hüfte voroperiert. Darunter fanden sich 3 Patienten, die an der gleichen Hüftgelenksseite mit der sie bei uns vorstellig wurden, in der Jugend operiert wurden. (Tabelle 1)

**Tabelle 1:** Voroperationen der Patienten

<b>Voroperation</b>	<b>Anzahl bei n=43</b>	<b>Operationsindikation</b>
Zementfreie Hüft-TEP der Gegenseite (konventionell)	2	Primäre Coxarthrose
Zementfreie Hüft-TEP der Gegenseite (ROBODOC)	1	Primäre Coxarthrose
Plattenosteosynthese Azetabulum bei Z. n. Verkehrsunfall	1	Deformierende posttraumatische Coxarthrose
Traumatische Hüftluxation und Pfannendachplastik	1	Posttraumatische Hüftkopfnekrose
Umstellungsosteotomie als Jugendlicher	1	Coxarthrose

### 3.1.5. Diagnosen

Die am häufigsten gestellte Diagnose war bei **36** Patienten (84% bei n=43) die **primäre Coxarthrose**, wobei auch Patienten mit leichten Abweichungen der Femurkopfform und Protrusionscoxarthrosen eingegliedert wurden.

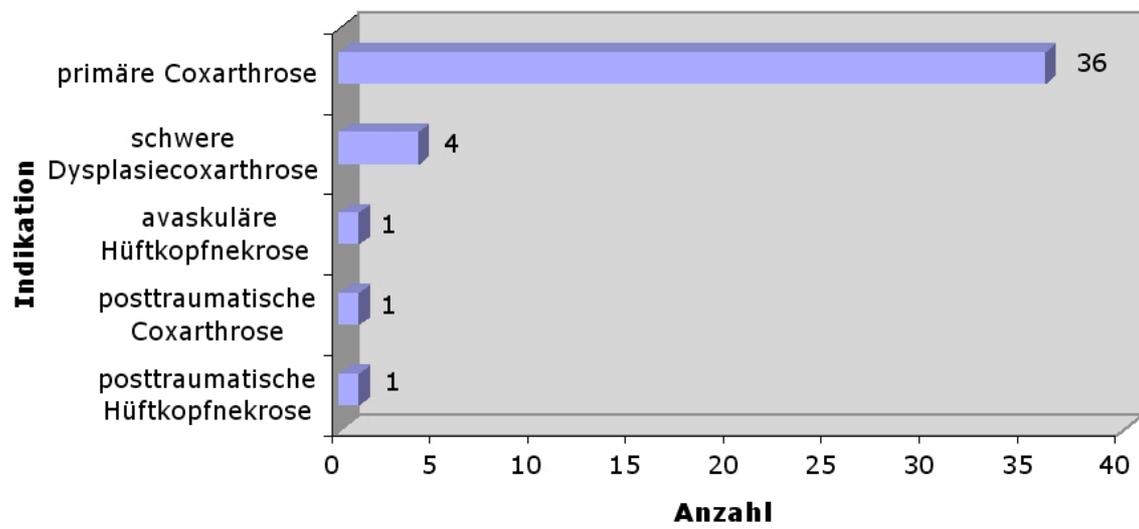
Bei **1** Patienten mit **beidseitigen Beschwerden** erbrachte die Anamnese eine proximale Femur-Umstellungsosteotomie rechts 25 Jahre zuvor. An dieser rechten Seite zeigte sich eine ausgeprägte **Coxarthrose**. Dagegen wurde linksseits **eine avaskuläre Hüftkopfnekrose** mit völligem Aufbrauch des Hüftkopfes und einer Beinlängenverkürzung von 2,5 cm diagnostiziert.

Zwei männliche Patienten gaben bei der Erstuntersuchung wichtige Zusatzdiagnosen bekannt. Hierbei handelte es sich einerseits um eine Hämochromatose. Der zweite Patient hatte in der Anamnese ein malignes Lymphom-Leiden, mehrmals behandelt, derzeit in Remission.

Als weitere Diagnosen handelte es sich bei **2** Patienten (9% bei n=43) um **schwere Dysplasie-Coxarthrosen beidseits** wobei jeweils ein dysplastisches Acetabulum vorlag und im Weiteren die roboterunterstützte Hüftendoprothetik beidseits jeweils im Abstand von 12 Monaten durchgeführt wurde.

Bei **einem** Patienten fand sich eine schwere deformierende **posttraumatische Coxarthrose links** bei Zustand nach dorsaler Hüftpfannenverletzung mit Osteosynthese 17 Jahre zuvor.

**Eine** Patientin bot den Befund einer **posttraumatischen Hüftkopfnekrose rechts** mit schwerer Arthrose bei Zustand nach Verkehrsunfall 2 Jahre zuvor mit Hüftluxation, dorsaler Acetabulumfraktur und zweimaliger operativer Revision auswärts. (Abbildung 10)



**Abbildung 10:** Verteilung der präoperativen Diagnosen (n=43)

### 3.2. Analyse der Nachuntersuchung

In dem Zeitraum von Juni 1999 bis März 2001 wurden in der Abteilung für Chirurgie im Kreiskrankenhaus Rastatt insgesamt 40 Patienten mit 43 computerassistierten roboterunterstützten Hüftendoprothesen versorgt. Drei Patienten wurden beidseits operiert, wobei jeweils im Mittel 12 Monate zwischen den beiden Operationen lagen.

Die Nachuntersuchung der mit CASPAR operierten Patienten erfolgte im Zeitraum Juni 2002 bis Juni 2004. Der mittlere Wert des postoperativen Zeitraums bis zu der Nachuntersuchung betrug 32 Monate. Die früheste Nachuntersuchung erfolgte nach 14 Monaten. Der längste Zeitraum bis zu der erfolgreichen Einbestellung des Patienten betrug 50 Monate.

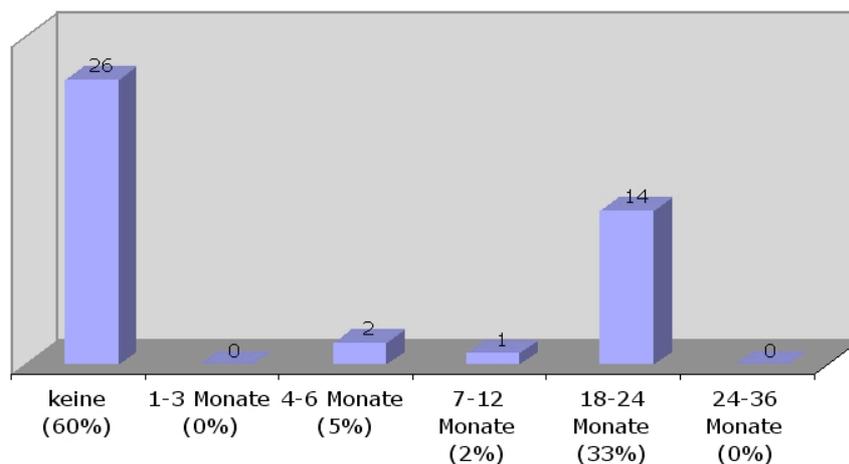
Insgesamt wurden 27 Patienten (68% bei n=40) am Tag der Nachuntersuchung durch uns geröntgt. Mit dabei waren 2 von den 3 beidseits operierten Patienten, entspricht 29 Röntgenaufnahmen (67%) direkt am Nachuntersuchungstermin bei insgesamt 43 Fällen. 5 Patienten (13% bei n=40) kamen mit bereits durch ihren betreuenden Orthopäden angefertigten Röntgenaufnahmen. Mit dabei war ein von den drei beidseits operierten Patienten, entsprechend 6 Röntgenbildern. 1 Patient wurde 12 Monate nach Implantation der roboterunterstützten Hüfttotalendoprothese aufgrund ausgeprägter Ossifikationen stationär behandelt und revidiert. Die auswärtig durchgeführten Röntgenkontrollen erfolgten zum Zeitpunkt des Revisionseingriffes und 33 Monate später zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.

Bei 6 Patienten konnten keine aktuellen Röntgenbilder zeitnah der Nachuntersuchung angefertigt oder rekrutiert werden. Hier wurden Röntgenaufnahmen in dem Zeitraum 3 bis 11 Monate postoperationem herangezogen.

### 3.3. Aktuelle Anamnese

#### 3.3.1. Erneuter Hüftschmerz

Die Frage nach postoperativ erneut aufgetretenen Schmerzen der operierten Seite wurde von 23 Patienten verneint, was 58% der 40 Patienten entspricht. Insgesamt 17 Patienten (43%) berichteten in der Anamnese allgemein über unterschiedliche Schmerzempfindungen und Schmerzlokalisationen der operierten Seite. Die drei beidseits operierten Patienten befanden sich in der schmerzfreen Gruppe. Die Abbildung 11 bezieht sich somit auf 43 implantierte Hüfttotalendoprothesen bei 40 Patienten.

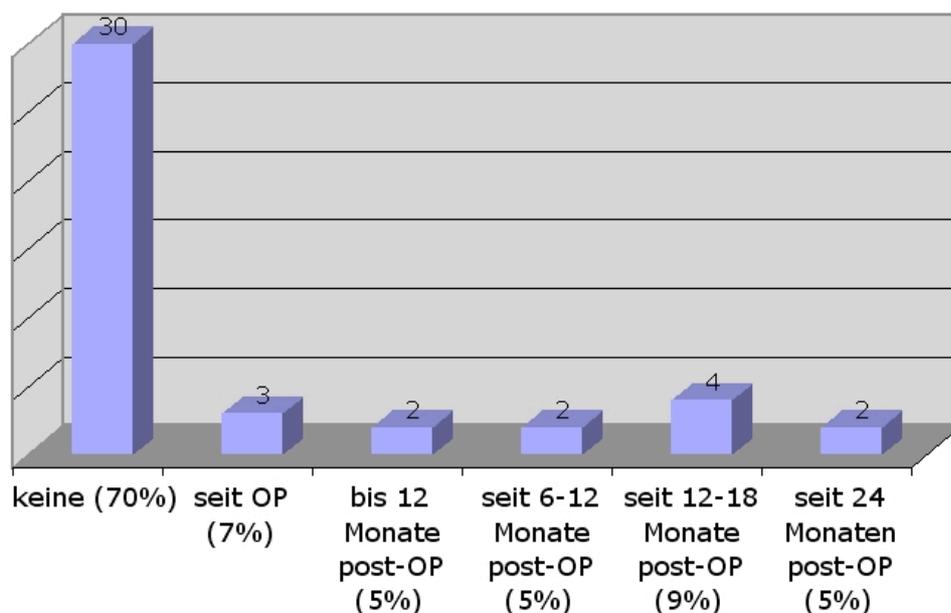


**Abbildung 11:** Anamnese: Erneuter Schmerz postoperativ

Eine Patientin gab Schmerzen bestehend seit 7-12 Monaten an, entsprechend einem erneuten Schmerzeintritt in dem Zeitraum 12-17 Monate postoperativ. Zwei weitere Patienten (5%) beklagten Schmerzen seit 1,5-2 Jahren, was dem Zeitraum 2-7 Monate nach der Operation entspricht.

Die weiteren 14 Patienten (35%) gaben erneute Schmerzsymptomatik 18-24 Monate postoperationem an.

Bemerkenswert waren gezielte Angaben von 13 der 17 Patienten (30%) über Schmerzen im mittleren Oberschenkel Drittel. Hierbei handelt es sich um unterschiedliche Zeitpunkte des Schmerzeintrittes sowie um ein sehr schwankendes Schmerzverhalten. Diese Oberschenkelschaftschmerzen konnten bei 11 Patienten (28%) durch Physiotherapie oder beispielsweise Skifahren zeitweise behoben werden. Bei dem uneinheitlichen Bild der Schmerzsymptomatik wurden von allen Patienten die Schmerzen als „leicht“ eingestuft. Die Abbildung 12 veranschaulicht den Zeitpunkt des Eintrittes der so genannten Spannungsschmerzen im Oberschenkel der operierten Seite.



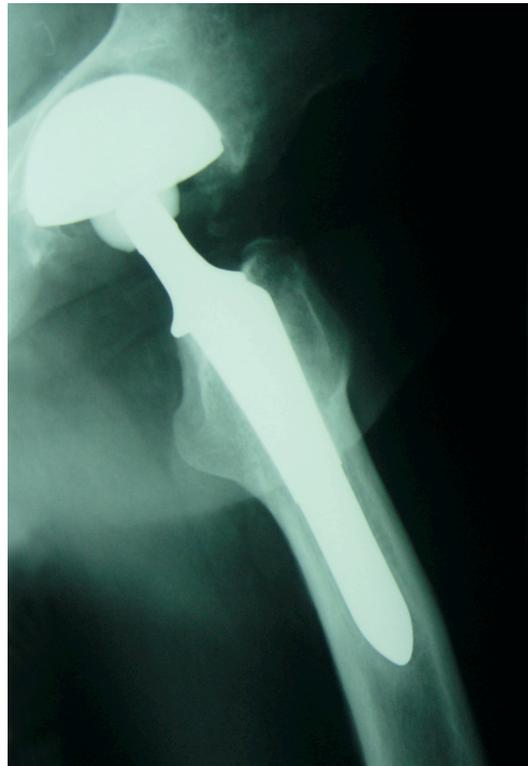
**Abbildung 12:** Eintritt der Spannungsschmerzen im mittleren Oberschenkel Drittel (n=43)

Die vier Röntgenbilder der Abbildung 13 zeigen Röntgenkontrollaufnahmen von jeweils einem Patienten ohne und mit Schmerzen in dem mittleren Drittel des Oberschenkelschaftes.

Anhand der Röntgenaufnahmen ließen sich die Schmerzen nicht erklären.



**Abbildung 13:** Röntgenkontrollaufnahmen eines Patienten **ohne** Schmerzen

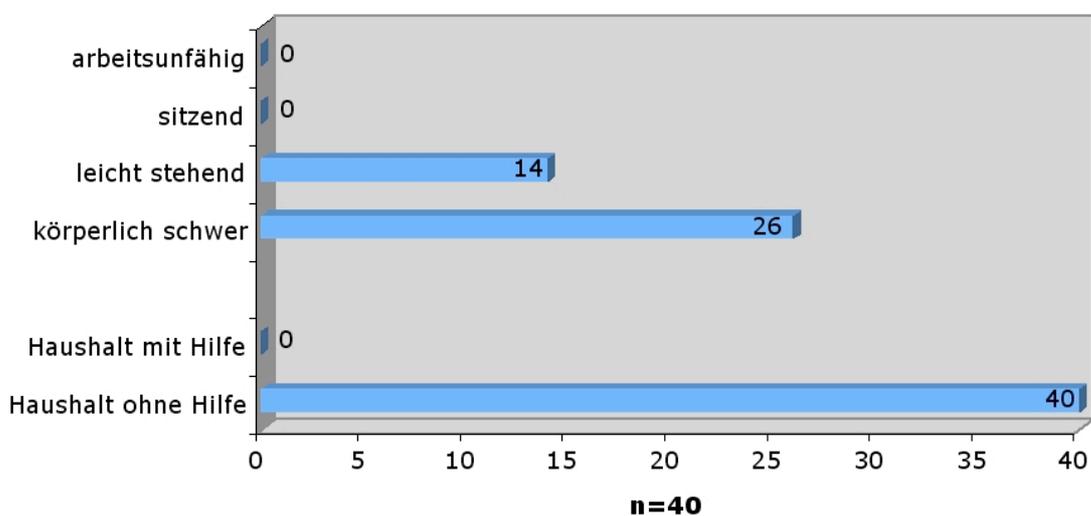


und eines Patienten **mit** Schmerzen im Oberschenkelchaft

### 3.3.2. Tätigkeit

Die Frage nach der Tätigkeit bezieht sich einerseits auf die Fähigkeit den Haushalt ohne Hilfe oder mit Hilfe bewältigen zu können. Die Möglichkeit der körperlichen Arbeit abgestuft nach Schweregrad wurde andererseits abgefragt. Hierbei zeigte sich in der aktuellen Anamnese, dass 100% der Patienten den Alltag ohne Hilfe bewältigen können. Insgesamt gaben 65% der Patienten (26 bei n=40) an körperlich schwere Arbeit zu leisten und 35% der Patienten konnten sich leichte Arbeit im Stehen zumuten. Betont werden muss allerdings, dass nur ein einziger Patient die Operation des Hüftgelenkes als Ursache für die Einstufung in dieser Kategorie sah. Die weiteren 13 Patienten gaben andere unterschiedliche körperliche Leiden für die mangelnde Fähigkeit zu körperlich schwerer Arbeit an. Arbeitsunfähigkeit oder Arbeiten nur sitzend erledigen zu können wurde in keinem Fall angegeben.

In Abbildung 14 werden die Antworten dargestellt.



**Abbildung 14:** Aktuelle Anamnese: Körperliche Tätigkeit

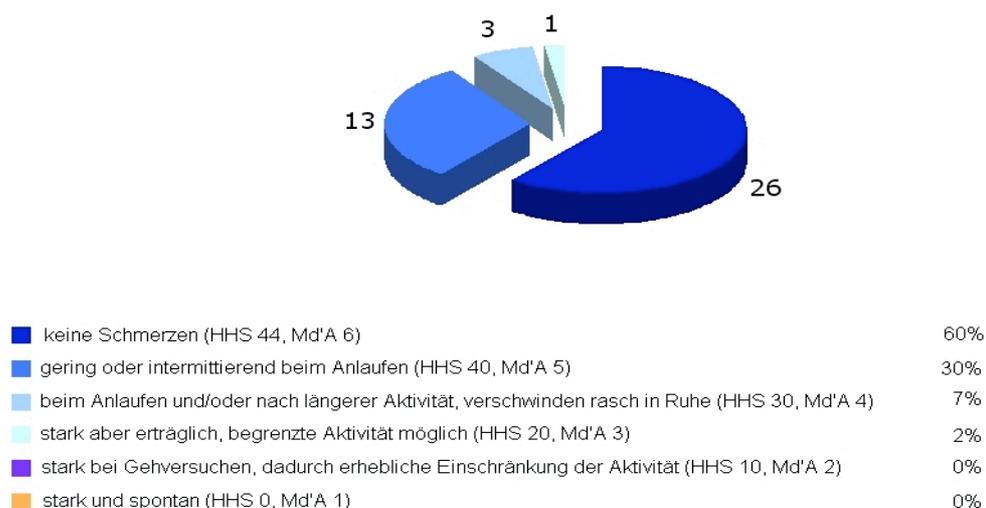
### 3.4. Beurteilung nach Harris Hip Score und Merle d'Aubigné Index

Die Patienten wurden entsprechend dem Harris Hip Score und dem Index nach Merle d'Aubigné befragt und klinisch untersucht. Die vorgegebenen möglichen Mehrfachantworten wurden nach Mitteilung der Fragen den Patienten zur Auswahl gestellt. Die einzelnen Kriterien werden nachfolgend dargestellt.

#### 3.4.1. Schmerzen

Die Frage nach dauernd oder gelegentlich auftretenden **Schmerzen** zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde von 23 Patienten (53%) verneint. Gering oder intermittierend auftretende Schmerzen insbesondere beim Anlaufen gaben 16 Patienten (37%) an. Bei 2 von den 3 beidseits operierten Patienten erfolgten diesbezüglich seitendifferente Angaben.

Weitere 3 Patienten (7%) empfanden Schmerzen nach längerer Aktivität, die in Ruhe rasch verschwanden. 1 Patient beurteilte die Schmerzen als stark aber erträglich, bei begrenzter Aktivität. Das Kriterium Schmerzen wird von beiden Scores erfasst. Im Gegensatz zu der Frage nach erneuten Hüftschmerzen unter der Rubrik „Anamnese“ konnte nun präzise auf die nach den Schemata vorgegebenen sechs Möglichkeiten geantwortet werden. (Abbildung 15)



**Abbildung 15:** Schmerzen (Harris Hip-Score/Merle d'Aubigné-Index) (n=43)

### 3.4.2. Bewegungen des täglichen Lebens

Hierbei werden die Fähigkeiten zur Selbsthilfe und die Mobilität der operierten Patienten erfragt. Die folgenden vier Kriterien werden allein durch den Harris Hip Score erfasst. Die Prozentzahlen beziehen sich auf n=40 Patienten.

Die **Strümpfe und Schuhe anziehen** konnten 36 Patienten (90%) problemlos. Mit dabei sind auch die 3 beidseits operierten Patienten. Den restlichen 4 Patienten gelang diese Tätigkeit nur mit Mühe zum Teil aufgrund Hüftschmerzen der Gegenseite bei Coxarthrose.

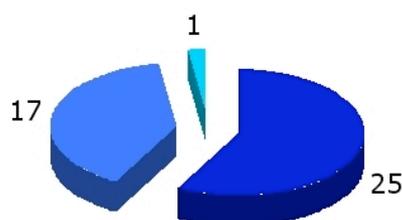
Die Frage nach dem **Treppensteigen** beantworteten 33 Patienten (83%) mit der Antwortmöglichkeit „Fuß vor Fuß, ohne Geländer“, also problemlos. Die 3 beidseits operierten Patienten zählten erneut jeweils mit beiden Seiten dazu. 6 der 40 Patienten (15%) gaben an, das Treppensteigen zwar „Fuß vor Fuß“ aber mit „der Hand am Geländer“ zu bewältigen. Eine Patientin kann „nur sehr mühevoll“ Treppen steigen, wobei „das schwache Bein neben das vorangehende Bein auf die Treppenstufe gestellt“ wird. Hierbei handelt es sich um das schmerzhafteste Kniegelenk der Gegenseite.

„Problemloses“ **Sitzen** auf normalen Stühlen konnten 38 Patienten (95%). Dagegen „bequem in einem speziellen Stuhl“ oder „bequem nur für beschränkte Zeit“ gaben jeweils nur eine Patientin bzw. ein Patient an.

Sowohl das **Einsteigen in öffentliche Transportmittel als auch das Autofahren** ist allen Patienten (100%) nach Implantation der roboterassistierten Hüfttotalendoprothese möglich.

Die Frage der **Gehfähigkeit** klärt einerseits die Gehstrecke andererseits auch die Qualität der Mobilität die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zurückgelegt werden konnte. Dabei erfolgt die Beurteilung nach beiden Scores Harris und Merle d'Aubigné.

Hierbei gaben 25 Patienten (55%) regelmäßige Spaziergänge und Wanderungen ohne Einschränkungen an. Die 3 beidseits operierten Patienten gehören zu dieser Gruppe. 17 Patienten (43%) konnten längere Strecken, jedoch keine anstrengenden Ausflüge zurücklegen. 1 Patientin gab an, die täglichen Besorgungen zu erledigen, längere Wege außer Haus aber werden gemieden. Die Bewertung der Gehfähigkeit nach beiden Scores wird in Abbildung 16 gezeigt.



■ keine Einschränkung außerhalb, zügiges Gehen möglich, > 3 km (HHS 11, Md'A 6)	58%
■ längere Strecken möglich, jedoch keine anstrengenden Ausflüge zu Fuß, < 3 km (HHS 8, Md'A 5)	40%
■ tägliche Besorgungen können erledigt werden, Meidung längere Wege, < 1 km (HHS 5, Md'A 4)	2%
■ eingeschränkt, Behinderung des täglichen Lebens, Selbstversorgung im Haus, < 20 m (HHS2, Md'A 3)	0%
■ stark eingeschränkt auf notwendigste Bedürfnisse, Hilfs-/Schmerzmittel immer nötig, < 10 m (HHS 0, Md'A 2)	0%
■ gehunfähig (HHS 0, Md'A 1)	0%

**Abbildung 16:** Gehfähigkeit (Harris Hip Score/Merle d'Aubigné-Index) (n=43)

Die Verwendung einer etwaigen **Gehhilfe** war die letzte Frage in diesem Themenkomplex. Dabei zeigte sich, dass 35 Patienten (88%) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf jegliche Gehilfe verzichten konnten. Hierbei fanden sich auch die 3 beidseits operierten Patienten. Die übrigen 5 Patienten (13%) gaben an, einen Stock für längere Strecken zu verwenden. Kein Patient benötigte längerfristig Gehstützen oder 2 Stöcke.

### 3.5. Klinischer Befund der Hüfte

#### 3.5.1. Gangbild

Zur Beurteilung des Gangbildes liefen die Patienten auf ebener Erde mit und ohne Schuhwerk. Hierbei zeigten 28 Patienten (70%) einen normalen Gang.

2 von den 3 beidseits operierten Patienten wiesen ein regelrechtes Gangbild auf. Ein an beiden Hüftgelenken operierter Patient zeigte wie 9 (25%) weitere Patienten ein leichtes Hinken. Ein deutliches Hinken konnte bei 2 Patienten festgestellt werden. Von den insgesamt 12 Patienten mit hinkendem Gangbild erwiesen sich als Ursache bei 10 Patienten Rückenbeschwerden und Kniegelenksschmerzen. Lediglich 2 Patienten gaben Hüftgelenksbeschwerden als Grund für ihr Hinken an. Dabei handelt es sich bei einer Patientin um die kontralaterale Seite, die 2 Jahre zuvor auswärts mittels Robodoc operiert wurde. Ein Patient benannte die bei uns operierte Hüftgelenksseite als Ursache für sein Hinken. Abbildung 17 veranschaulicht das Gangbild der 40 Patienten bei 43 roboterassistierten implantierten Hüfttotalendoprothesen.

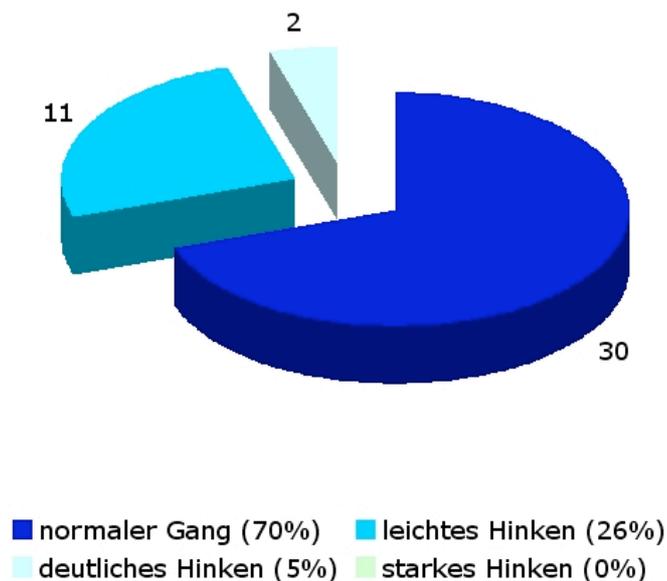


Abbildung 17: Art des Gangbildes (n=43)

### 3.5.2. Beinlänge postoperativ

Die Beinlänge der betroffenen Seite wurde mit der gesunden Seite verglichen. Postoperative Probleme ergaben sich aus den Beinlängendifferenzen keine. In allen Fällen konnte durch Schuhausgleich eine Korrektur erfolgen. Die Werte in der Tabelle 2 beziehen sich auf die gesunde Seite. Die beidseits operierten Patienten werden getrennt aufgeführt.

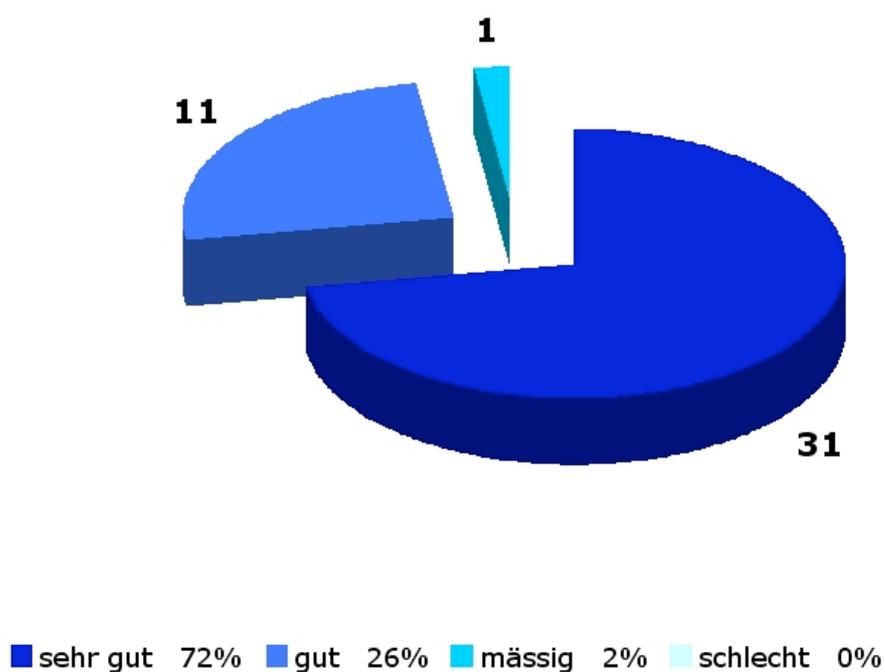
**Tabelle 2:** Beinlänge postoperativ bei einseitig und beidseitig operierten Fällen

Beinlänge postoperativ (n=37)		beidseits operiert (n=6)	
operierte Seite		1. Seite	2. Seite
plus 2 cm	1		
plus 1 cm	4	1	
plus 0,5 cm	1		
keine Beinlängendifferenz	27	1	3
minus 0,5 cm	1	1	
minus 1 cm	3		

### 3.6. Beurteilung des Operationsergebnisses durch den Patienten

Die Patienten konnten im Rahmen der Nachuntersuchung das Operationsergebnis subjektiv beurteilen. Dies erfolgte einerseits als absolute Angabe und andererseits im Vergleich zu vorher. Die 3 beidseits operierten Patienten wurden nach jeder Seite einzeln befragt. Zwei der beidseits operierten Patienten gaben für die erste roboterassistierte implantierte Hüfttotalendoprothese in der Beurteilung ein „gut“ an. Die zweite operierte Seite wurde mit „sehr gut“ bezeichnet. Der dritte beidseits operierte Patient beurteilte beide Seiten mit „sehr gut“.

Die Angabe eines „mäßigen“ Ergebnisses erfolgte durch einen Patienten der typische Beschwerden einer L5/S1-Bandscheibenprotrusion der operierten Seite aufwies. (Abbildung 18)



**Abbildung 18:** Beurteilung des Operationsergebnisses durch den Patienten

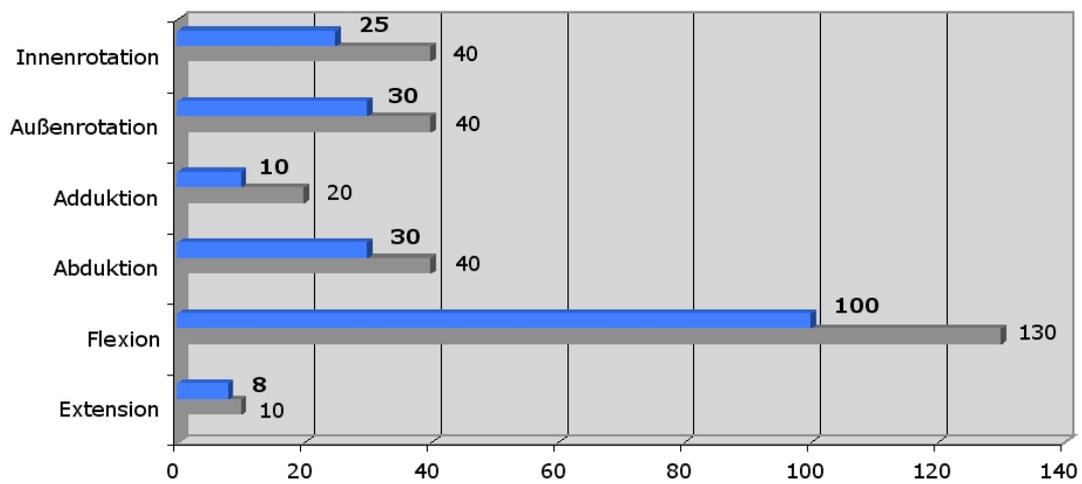
Im Vergleich zu vorher gaben 39 von 40 operierten Patienten (98%) eine deutliche Besserung der Beschwerden an. Der Patient mit den Beschwerden einer prolabierte Bandscheibe beschrieb gleich bleibende Beschwerden postoperativ.

### 3.7. Bewegungsausmaße

Die Patienten wurden hinsichtlich des Bewegungsumfanges der operierten Hüfte in entkleidetem liegendem Zustand untersucht. Die Verteilung der Bewegungsausmaße zeigt sehr gute Ergebnisse, was die hohe Zufriedenheit der Patienten hinsichtlich ihrer Mobilität bestätigt. Die Tabelle 3 verdeutlicht die Anzahl der Patienten mit den jeweiligen Bewegungsausmaßen, die auch in Abbildung 19 dargestellt sind.

**Tabelle 3:** Bewegungsausmaße der Patienten

	5°	10°	20°	30°	40°	80°	90°	100°	120°
Extension	19 (44%)	24 (56%)							
Flexion						1 (2%)	11 (26%)	17 (40%)	14 (33%)
Abduktion			4 (9%)	33 (77%)	6 (14%)				
Adduktion		3 (7%)	27 (63%)	13 (30%)					
Außenrotation			5 (12%)	31 (72%)	7 (16%)				
Innenrotation		8 (19%)	10 (23%)	22 (51%)	3 (7%)				

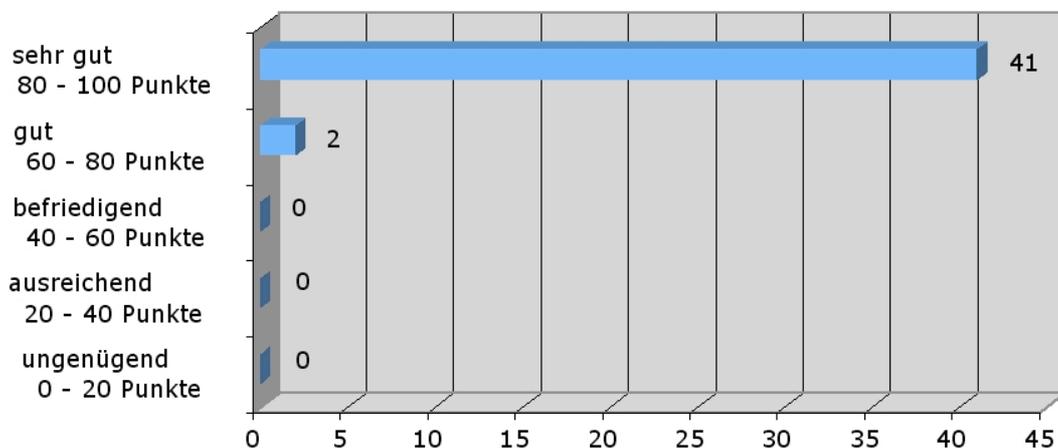


**Abbildung 19:** Mittelwert der Bewegungsausmaße (blau) im Vergleich zum Optimalwert (grau) nach der Neutral-0-Methode

## 3.8. Auswertung der klinischen Daten

### 3.8.1. Bewertung nach dem Harris Hip Score

Der nach den Scores ausgerichtete Teil der Anamnese und der klinischen Nachuntersuchung ergab hinsichtlich des Harris Hip Score folgende Beurteilung: In der Ergebnisgruppe „sehr gut“ fanden sich 38 Patienten, die 41 Hüfttotalendoprothesen erhalten haben. Dies bedeutet, dass 95% der operierten Patienten 80-100 Punkte in der Auswertung nach dem Harris Hip Score erreicht haben. Die 2 Patienten mit der errechneten Punktzahl zwischen 60-80 Punkten werden mit „gut“ beurteilt. Kein Patient wurde aufgrund der Nachuntersuchung in die Kategorie „befriedigend“, „ausreichend“ oder „ungenügend“ eingegliedert. Die Abbildung 20 zeigt die Anzahl der implantierten Hüftendoprothesen verteilt auf die erreichten Punktwerte.

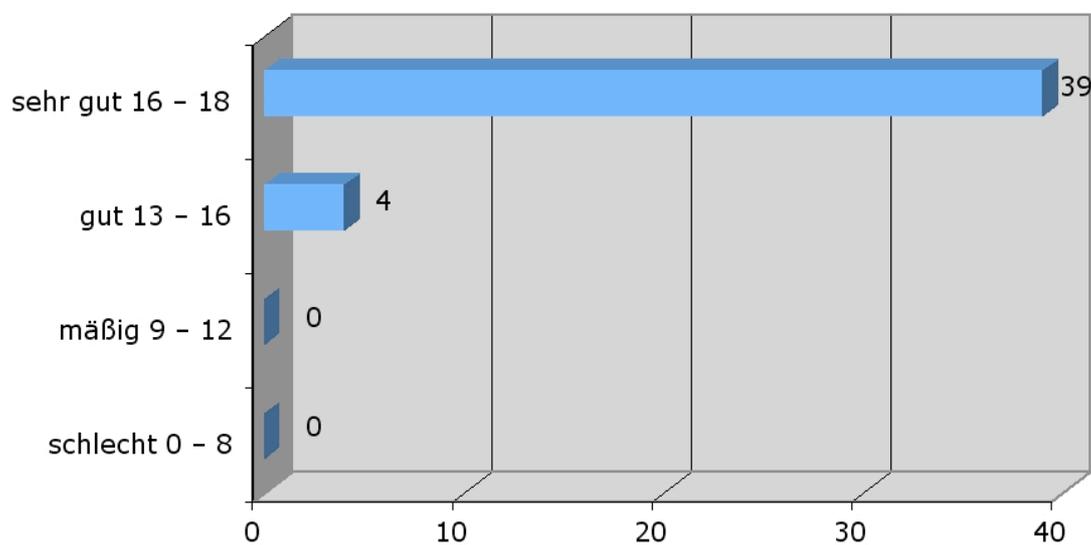


**Abbildung 20:** Verteilung nach dem Harris Hip Score (n=43)

Der erreichte Maximalwert nach dem Harris Hip Schema betrug 99,95 Punkte, die geringste errechnete Punktzahl war 61,46. Der arithmetische Mittelwert betrug 92,04 Punkte.

### 3.8.2. Bewertung nach dem Index nach Merle d'Aubigné

Die Auswertung nach dem Index nach Merle d'Aubigné ergab ebenfalls ausgesprochen gute Ergebnisse. Hier fanden sich 36 Patienten mit 39 roboter-assistierten implantierten Hüfttotalendoprothesen in der Kategorie „sehr gut“ bei einer erreichten Punktzahl von 16-18. Die restlichen 4 Patienten erfüllten die Kriterien für ein „gut“ mit einer Punktzahl zwischen 13-16. In Abbildung 21 wird die Verteilung der 40 Patienten mit 43 implantierten Hüftendoprothesen ausgewertet nach dem Index von Merle d'Aubigné und Postel dargestellt.

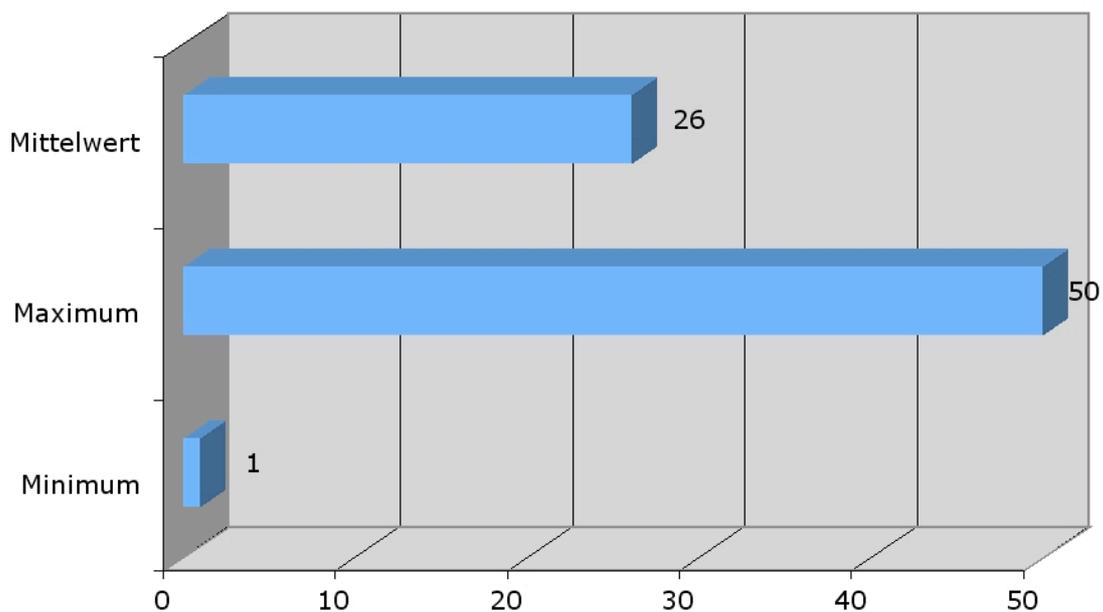


**Abbildung 21:** Verteilung nach Merle d'Aubigné und Postel (n=43)

Die maximale erreichte Punktezahl nach dem Index nach Merle d'Aubigné und Postel war 18 Punkte. Der Minimalwert betrug 13. Der arithmetische Mittelwert betrug 17 Punkte.

### 3.9. Radiologische Befunde

Für die Nachuntersuchung wurden Röntgenbilder des Beckens und der Hüfte in 2 Ebenen in einem mindestens 12-monatigen Abstand zu der Operation gefordert. Diese Bilder waren bei 35 Fällen in 88% vorhanden. Die 3 beidseits operierten Patienten konnten mit eingegliedert werden, so dass 38 Röntgen-Kontrollen der Hüften (88% bei n=43) für die Nachuntersuchung herangezogen wurden. In den restlichen 5 Fällen wurden die 4-8 Wochen postoperativ angefertigten Röntgen-Kontrollen ausgewertet. In Abbildung 22 wird der Zeitraum der postoperativen Röntgen-Kontrolle aufgezeigt. Der arithmetische Mittelwert betrug 26 Monate.



**Abbildung 22:** Zeitraum Röntgen-Kontrolle postoperativ (n=43)

### 3.9.1. Pfanne

Die **Position** der Pfanne wurde in ihrer Inklination und Anteversion ausgemessen. Im Vergleich zu den postoperativ angefertigten Röntgenkontrollen zeigte sich in keinem Fall eine Lageveränderung. Die Inklination bewegte sich zwischen  $45^\circ \pm 5^\circ$ , die Anteversion befand sich in dem Bereich  $10^\circ \pm 5^\circ$ . Eine Wanderung der Pfanne konnte somit in 100% Prozent der Fälle ausgeschlossen werden.

Für die **Einbautiefe** wurde anhand der Röntgenbilder der Pfannenboden in Bezug zu dem Azetabulum untersucht. In allen Fällen konnte ein Knochenkontakt festgestellt werden. In keinem Fall wurde ein Knochenanbau im Spalt zwischen Pfannen- und Beckenboden oder ein bestehender Abstand gesehen.

Hinsichtlich ihrer **Beziehung zu der Lamina interna** wurde in 40 Fällen (93%) kein Erreichen der implantierten Plasmacup<sup>®</sup>-Pfanne gesehen. Die 3 weiteren von 43 eingesetzten Pfannen erreichten die Lamina interna. Eine Perforation der Lamina interna konnte in keinem Fall erkannt werden ebenso fand sich in keinem Fall die Notwendigkeit eines remodellings.

Bei 35 konventionell implantierten Plasmacup<sup>®</sup>-Pfannen (81%) zeigte sich hinsichtlich der **knöchernen Überdachung** im Rahmen der Nachuntersuchung eine neutrale Position. 4 (9%) Pfannen wurden medialisiert und 4 (9%) Pfannen lateralisiert eingebaut jeweils in dem Bereich 1-2 mm.

### 3.9.2. Prothesenschaft

#### Schaftsinterung:

Hierfür wurde in der a.p. - Aufnahme der **Abstand A** der Prothesenschulter zu dem Oberrand des Trochanter minor ausgemessen. Eine Verringerung dieser Distanz im radiologischen Verlauf dokumentiert ein Einsinken des Prothesenschaftes in das proximale Femur. Im Vergleich des postoperativen Röntgenbildes mit der in der Nachuntersuchung angefertigten Kontrollaufnahme kann eine mögliche Intrusion des Schaftes festgestellt und aus der Differenz der Abstandswert quantifiziert werden.

Alternativ kann die Beziehung der Trochanter-major-Spitze zu dem Kopfmittelpunkt anhand der so genannten **T-Linie** ausgemessen werden. Diese ist im Normalfall zum Prothesenkopf hin leicht ansteigend. Bei Sinterung des Schaftes ist eine Veränderung der T-Linie in Richtung Horizontale zu erwarten. (Abbildung 23)

Bei keinem unserer Patienten wurde eine Verringerung der Distanz A oder ein Absinken der T-Linie wegen Wanderung des Kopfmittelpunktes als Ausdruck einer Schaftsinterung beobachtet.

#### Schaftpositionierung:

Es wurde der Quotient aus dem lateralen Abstand **B** zwischen der Außenkante der lateralen Kortikalis des Femurs und der Schaftspitze durch den medialen Abstand **C** zwischen der Außenkante der medialen Kortikalis des Femurs und der Schaftspitze bestimmt. (Abbildung 23) Idealerweise beträgt dieser bei mittiger Stellung der Prothese 1. Eine Abweichung in Varusrichtung führt zu einer Erniedrigung des Quotienten  $< 1$ , eine Abweichung in Valgusrichtung zu einer Erhöhung des Quotienten  $> 1$ .

Die 43 roboterassistierten zementfrei implantierten Hüfttotalendoprothesen wiesen in der Nachuntersuchung alle einen idealen Quotienten von 1 auf.

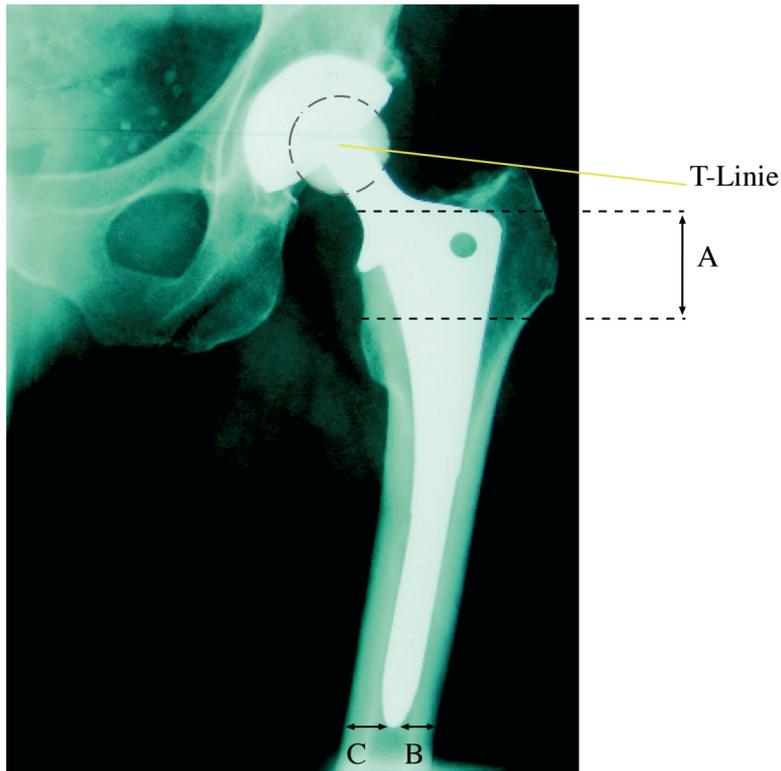


Abbildung 23: Erläuterung der T-Linie und der Abstände A, B und C

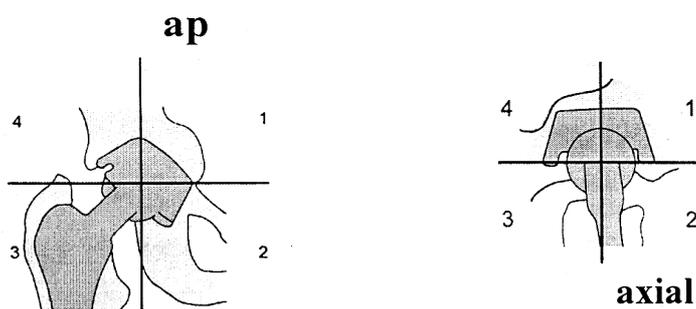
#### Höhe der Schenkelhalsresektion:

Die präoperativ zu ermittelnde Osteotomieebene sollte bei dem verwendeten Schaftsystem Vision 2000® etwa 1-2 cm oberhalb der kranialen Begrenzung des Trochanter minor liegen. Die Röntgen-Kontrollaufnahmen der Nachuntersuchung wurden gemeinsam mit den postoperativ angefertigten Röntgen-Bildern herangezogen. In allen 43 operierten Hüftgelenken fand sich die Höhe der Schenkelhalsresektion in dem geplanten Bereich.

Der Mittelwert beträgt 1,6 cm.

### 3.9.3. Periartikuläre Ossifikationen

Eine klinische Klassifikation zur Beurteilung von gelenknahen Verknöcherungen nach der Implantation von Hüfttotalendoprothesen existiert nicht. Die nachuntersuchten Patienten wurden entsprechend der radiologischen Klassifikation nach der Einteilung von Arcq (5) beurteilt. Hierbei findet die Zonenverteilung, wie in Abbildung 24 dargestellt, Anwendung.



**Abbildung 24:** Zonenverteilung der periartikulären Ossifikationen nach Arcq

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden insgesamt 8 (18%) Hüftgelenksaufnahmen in der a.p.-Ebene und 7 (16%) Röntgenaufnahmen in der axialen Ebene als gering ausgeprägte periartikuläre Ossifikation (Grad 1 nach Arcq) befundet. Tabelle 4 zeigt die Zonen-Verteilung und Ausprägung der periartikulären Ossifikationen in der a.p. und axialen Ebene.

Tabelle 4: Periartikuläre Ossifikationen

Einteilung nach Arcq (1988)	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4
Grad 0 (keine)	42	42	40	41
Grad 1 (gering ausgeprägt)	1	1	3	2
Grad 2 (ausgeprägt)				
Grad 3 (völlige Ummauerung)				

Ein Patient wurde 12 Monate nach Casparassistierter Implantation der Hüfttotalendoprothese in der Endo-Klinik Hamburg aufgrund ausgeprägter periartikulärer Ossifikationen Stadium CA 2 in allen 4 Zonen erneut operiert. Hierbei wurden laut Operationsprotokoll sämtliche Knochenspangen und -schalen entfernt. Dieser Patient wurde bereits bei uns 5 Tage nach Implantation der Hüfttotalendoprothese revidiert da die Plasmacup®-Pfanne wegen fehlender Inklination in der Röntgen-Kontrollaufnahme ausgewechselt werden musste. In der Nachuntersuchung 43 Monate nach Implantation der roboterassistierten Hüfttotalendoprothese und 31 Monate nach operativer Entfernung sämtlicher Ossifikationen zeigten sich in den Röntgenaufnahmen gering ausgeprägte Grad 1 periartikuläre Ossifikationen in allen 4 Zonen.

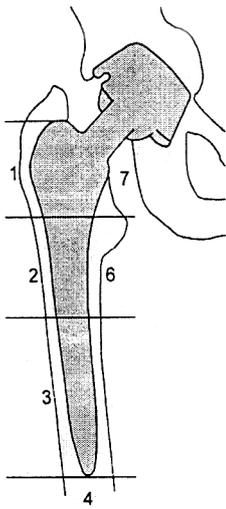
#### 3.9.4. Knochenumbauvorgänge

Die Röntgenbilder wurden in die Zonen nach Gruen et al. 1979 (47) eingeteilt und beurteilt.

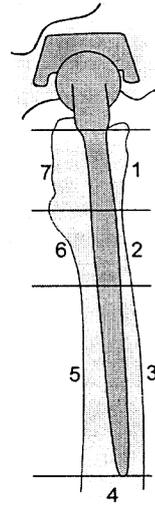
Die im Rahmen der Nachuntersuchung angefertigten Röntgenaufnahmen des Beckens und der betreffenden Hüfte in 2 Ebenen wurden hinsichtlich einer Kortikalisverdickung, einer Saumbildung und einer Sklerosebildung an der Prothese in einer oder mehreren Gruen-Zonen beurteilt.

Eine den Markraum überbrückende Knochenneubildung an der Prothesenspitze wurde als Sockelbildung in der Gruen-Zone 4 und 11 beschrieben.

(Abbildung 25 und Tabelle 5)



a.p.



axial

**Abbildung 25:** Gruen-Zonen zur Beurteilung der Knochenumbauvorgänge

**Tabelle 5:** Knochenumbauvorgänge im a.p.- und axialen Strahlengang

	Gruen-Zone (Knochenumbauvorgänge a.p.)						
	1	2	3	4	5	6	7
Spongiosaverdickung		1	3		3	1	
Saumbildung				1	3		
Sklerosebildung		2	7	7	4	1	
Sockel				9			
	Gruen-Zone (Knochenumbauvorgänge axial)						
	8	9	10	11	12	13	14
Spongiosaverdickung		1	3		3	1	
Saumbildung			2		2		
Sklerosebildung		1	3	7	5	1	
Sockel				9			

Eine Kortikalishypertrophie konnte in keinem der mittels Caspar operierten Femurschäfte festgestellt werden. Die Saumbildung war jeweils unter 2 mm. Abbildung 26 zeigt eine Sockelbildung in der Gruen-Zone 4. Eine klinische Bedeutung der radiologisch sichtbaren Sockelbildung konnte nicht festgestellt werden.



**Abbildung 26:** Sockelbildung in der Gruen-Zone 4

In keinem Fall wurde im Rahmen der Nachuntersuchung eine stattgehabte oder aktuell erlittene knöchernerne Fissur oder periprothetische Fraktur festgestellt.

## 4. Diskussion

Seit der Einführung der zementierten Verankerung durch Charnley 1962 in England zeichnet sich die Entwicklung der Hüftendoprothetik durch eine hohe Innovationsrate aus. Die stetig verbesserten Verfahren, die Kombinationen etablierter Verfahren, neue Techniken und eine Vielfalt an Implantats- und Prothesenauswahl scheinen es heute zu ermöglichen die verschiedenen Patientencharakteristika zu berücksichtigen um so für jede Indikation einen angemessenen Therapieplan zu entwickeln.

*„Mehr denn je lautet das oberste Ziel bei Hüfterkrankungen, die Beeinträchtigung durch die Erkrankung und ihre Folgen für den betroffenen Patienten, aber auch für Gesellschaft und Volkswirtschaft so gering wie möglich zu halten.“* (33)

Generell zeigten sich bislang bei korrekter Implantation gute kurz- bis mittelfristige Ergebnisse. Allerdings weisen die Langzeitergebnisse eine hohe Komplikationsrate insbesondere in Form einer aseptischen Lockerung auf. Die Gründe sind hauptsächlich in den verwendeten Materialien zu suchen.

In der großen deutschen Sammelstatistik von Griss et al. (46) wurden aus der Anfangszeit bei hochgerechnet 38.000 Hüftprothesenfällen in Westdeutschland bereits nach 6 bis 7 Jahren Verlustquoten von etwa 30% ermittelt, davon 20% aseptische Lockerungen und der Rest etwa zur Hälfte Infektionen und Verknöcherungen. (79)

Die Bezeichnung „cement disease“ oder „particle disease“ beschreibt das Abriebverhalten von Knochenzement und Polyethylen. (63) Wesentlich war die Erkenntnis, dass der mikroskopische Materialabrieb zu destruktiven Fremdkörpergranulationen führt, was bei den zementierten Hüftendoprothesen in Form aseptischer Prothesenlockerungen große Bedeutung erlangte und als „Abriebkrankheit“ bekannt ist. (79, 15, 121, 124)

Die Alternative zu einer zementierten Implantation stellt die zementfreie Verankerung der Totalendoprothese dar. Bei dieser Technik muss eine ausreichende primäre Stabilität erreicht werden.

Schon in den 1970igern haben Judet (64) und Mittelmeier (78) auf die wachsende Zementproblematik verwiesen und eine Rückkehr zur zementfreien Verankerung der Metallendoprothesen, jedoch mit Oberflächenstrukturierung empfohlen. *„Das Ziel der zementfreien Hüftprothesenimplantation ist die Erreichung einer dauerhaften Sekundärstabilität mit direktem Knochen-Implantat-Verbund durch An- oder Einwachsen von Knochen in strukturierte Oberflächen ohne Zwischenschaltung von Bindegewebe, wofür zunächst eine entsprechende Primärstabilität erforderlich ist.“* (31) *„Langzeitergebnis und klinischer Erfolg eines zementfrei implantierten Prothesenschaftes hängen entscheidend von der Primärstabilität im Knochenlager ab.“* (111)

Bei den im konventionellen Verfahren manuell implantierten zementfreien Hüftendoprothesen geschieht dies durch Formschluß unter einer gewissen Druckvorspannung. Diese Primärstabilität durch „Press-fit“ geht im idealen Fall durch das An- und Einwachsverhalten des Knochengewebes an die Implantatoberfläche in die Sekundärstabilität über. Eine Stabilisierung der Prothese geschieht also durch neugebildetes Knochengewebe. (11, 106, 117)

Zu große Mikrobewegungen wirken der Osteointegration (1) durch Anlagerung von Bindegewebe an das Knochen-Implantat-Interface (36, 112) entgegen. Rotationskräfte entstehen besonders beim Treppensteigen, Aufstehen und Laufen. (8)

Nach Noble et al. (86) ist neben dem Prothesendesign und der Operationstechnik insbesondere die Präparation des knöchernen Prothesenlagers entscheidend für das Ausmaß des erreichbaren Press-fits und damit für den Erfolg eines Implantates.

Entstandene größere Lücken zwischen Prothese und Knochen können offenbar nicht durch neugebildetes Knochengewebe überbrückt werden. Voraussetzung für ein gutes Einwachsen des Prothesenschaftes ist der unmittelbare Kontakt zwischen der porösen Oberfläche der Prothese und dem Knochen. (38)

Auch Schimmel und Huiskes (98) misst einem engen Knochen-Prothesenkontakt in der Einwachsphase Bedeutung bei. Als kritische Spaltbreite wird eine maximale Distanz zwischen Implantat und Knochen von 1 mm angegeben. (13)

In direkter Abhängigkeit von der Spaltgröße entsteht eine Relativbewegung der implantierten Endoprothese, die bei zu starker Bewegung in der Primärphase des „Einwachsens“ zur Ausbildung einer bindegewebigen Schicht zwischen Implantatlager und Prothese führt. (42) *„Ein mechanisch primär stabil verankertes Implantat geht durch Anwachsen von Knochen sekundär in eine biologische Verankerung über, wenn der Werkstoff, wie z. B. Titan, osteophil ist, die Oberflächenstruktur das Anwachsen von Knochen unterstützt, wie dies raue sandgestrahlte Oberflächen ermöglichen, und das Prothesendesign einen primären, hochfesten Pass-Sitz im Knochen erzielt und für eine gewisse Zeit aufrecht erhält.“* (67)

Ein Versuch das Problem der optimalen Passform zu lösen, mit dem Ziel einer möglichst großen Kontaktfläche der Prothese mit dem Knochen, führte zu der Entwicklung so genannter „Custom made“ Systemen. Hierbei wird die Prothese nach CT-Aufnahme des Femurs oder intraoperativ nach einem Abguss des individuellen Markraumes gefertigt. Bei der Abgussmethode wird aus dem anschließend gefertigten Rohling die definitive Prothese gefräst. Dennoch kam es bei diesen Implantaten, die nach einem intraoperativen Abguss hergestellt wurden zu einer hohen Zahl von Lockerungs- und Wechseloperationen. (18) Weitere Nachteile liegen in den hohen Kosten des Verfahrens. (2) Nach Plitz und Walter (92) ist die angestrebte hundertprozentige Kongruenz zwischen Markraumgeometrie und Implantat bei diesem Verfahren zwar theoretisch denkbar, in der Praxis jedoch nicht zu erreichen. Postoperativ aufgetretene Schaftschmerzen wurden ebenfalls beschrieben. (3) Untersuchungen von Gebauer et al. (39) fanden bei ihren Messungen der Primärstabilität von computerunterstützt konstruierten Individualprothesen gegenüber Messungen bei konventionellen zementlosen Schaftprothesen keine Vorteile für die Individualprothese.

Basierend auf den Bemühungen der korrekten Positionierung der Endoprothese im proximalen Femur sowie einer deutlich präziseren präoperativen Planungsgenauigkeit setzten Entwicklungen ein, die Planung und Ausführung der Implantation weiter zu verbessern. (119)

Um die Präparation und den Sitz von Endoprothesen zu verbessern, wurden nach experimentellen Voruntersuchungen in Deutschland zwei Fräsroboter klinisch etabliert. Das ROBODOC<sup>®</sup>-System von Integrated Surgical Systems (ISS) und der CASPAR von URS/Ortho-Maquet. Nach Heeckt et al. (56) hat sich die Entwicklung computergestützter Operationshilfen zwangsläufig aus den heutigen Möglichkeiten dreidimensionaler Schnittbildverfahren, rapider Datenverarbeitung und Datenübertragung sowie digitaler Bildverarbeitung ergeben.

Bei einer Bearbeitung des Schaftraumes mit der Handraspel zeigte sich eine Kontaktfläche zwischen Prothese und Knochenlager von 30%, bei einer Schaftfräsung durch den Roboter dagegen bis zu 90%. (40, 88) Bei der manuellen Bearbeitung des Fräskanals mit der Raspel wird eine Verdichtung der Spongiosa erzielt. Dies mag zu einer Erhöhung der Primärstabilität beitragen. Es ist jedoch nicht bekannt, welchen Einfluss eine so stark verdichtete Spongiosa auf das Einwachsverhalten besitzt. So zeigten Untersuchungen an Hunden, denen mittels einer computergesteuerten Operation eine Hüftendoprothese implantiert wurde, eine wesentlich frühere und gleichmäßigere Belastungsfähigkeit der betroffenen Extremität als in einer Vergleichsgruppe mit konventioneller Implantation. Histologisch konnte ein primär angiogenes Heilungsmuster bei den durch den Roboter operierten Hüftendoprothesen nachgewiesen werden. Dies wird auch durch histologische tierexperimentelle Untersuchungen von Bauer bestätigt. (Internationales Symposium „Robotic und Navigation“, Nürnberg am 8./9. März 2002)

Er sieht bei einer Roboterfräsung keine Bälkchenzerstörung, das Gerüst bleibt erhalten, während bei der manuellen Implantationsform Raspeldefekte, Bälkchenzerstörung und im Verlauf eine Atrophie der Knochenbälkchen zu verzeichnen sind. Weitere Untersuchungen an 14 humanen unfixierten Femura die randomisiert in zwei Gruppen eingeteilt wurden zeigten Unterschiede in der Distanz im Knochen-Prothesen-Interface. Die Spongiosa zeigte bei der manuellen Gruppe im Interface-Bereich deutliche Zerstörungen, während die Spongiosa bei der Roboter-Gruppe bis direkt an die Prothese heran völlig intakt war. (61)

Neben dem Knochen-Prothesenkontakt gilt die exakte physiologische Ausrichtung der Prothese im Knochen als weiterer Faktor für den Langzeiterfolg eines alloplastischen Hüftgelenkersatzes. Verschiedene Autoren berichten bei postoperativen Röntgenkontrollen in bis zu 20% der Fälle von Varusfehlstellungen des Femurschaftes, ein Valgus wird in 1-2% beschrieben. (34, 127, 128)

Bislang werden zur präoperativen Planung entsprechende Durchsichtfolien, die den Vergrößerungsfaktor bereits berücksichtigen, zur Verfügung gestellt. Hiermit wird der Operateur in zwei Ebenen die optimal passende Endoprothese auswählen wobei außer der a.p. Beckenübersichtsaufnahme die „bestmöglich ausgeführte axiale Aufnahme“ (102) herangezogen wird.

In diesem Zusammenhang ist die Untersuchung von Effenberger et al. (32) bemerkenswert. Er beschreibt, dass von den geplanten Operationen nur in 47% der Fälle in Deutschland eine Operationsplanung mit Zeichnung oder in 53% eine Planung mit Schablone erfolgt. Bargar et al. (7) bemerkt hierzu: *„In der Regel werden die wenigsten Prothesen präzise geplant. Die meisten Operateure verlassen sich auf ihre intraoperativen Fähigkeiten.“*

Selbst bei genau durchgeführten Operationsplanungen am 2D-Röntgenbild mit Schablone oder mit Zeichnung wird die Präzision einer 3D-Planung nicht erreicht, wie die Untersuchung von Sugano et al. (109) zeigt: Konventionell durchgeführte präoperative Planungen waren im Vergleich zu präoperativen 3D-Planungen wesentlich ungenauer.

Der Einsatz des Robotersystems CASPAR durch die Chirurgische Klinik Rastatt erfolgte in dem Operationssaal der vor Ort ansässigen Firma Maquet und war zunächst auch an die theoretischen Vorteile der computergestützten Operationstechnik geknüpft: Die dreidimensionale Planung am Rechner aufgrund eines CT-Datensatzes und somit die gezielte Vorhersage des Operationsergebnisses. Eine Reihe von detaillierten Parametern, wie die Rotation des zu implantierenden Prothesenschaftes, die Planung und Festlegung der Kontaktfläche zur gewünschten Verankerungsart, spongiös oder kortikal konnten vorgewählt und variiert werden.

Die Bestimmung der Beinlänge war definiert einstellbar. Vom theoretischen Ansatz war zu erwarten, dass die computergestützte Operationstechnik aufgrund der virtuellen präoperativen Planung eine hochpräzise Umsetzung ermöglicht. Die örtliche Nähe der Chirurgischen Klinik des Kreiskrankenhauses Rastatt zu der CASPAR–Herstellerfirma ortho-Maquet ermöglichte die vor Ort-Operationen und somit einen außergewöhnlich hohen Grad an technischer Hilfestellung.

Wie bereits Hassenpflug und Prymka (54) bemerkt, waren die Hürden für eine klinische Bewährung der Robotertechnik hochgelegt, da bei den konventionellen Verfahren bereits ausgezeichnete Langzeitergebnisse vorliegen. Systematische Langzeitkontrolluntersuchungen bei zementfrei implantierten Hüftprothesenschäften zeigen, dass 98% nach 10 Jahren noch ungestört funktionsfähig waren. (95, 115, 128) Ebenso weisen Ergebnisse anderer Untersucher im 4 bzw. 8 Jahreszeitraum ausgezeichnete Resultate auf. (95, 105)

Schlüsselt man die Ergebnisse unserer Nachuntersuchung auf, findet sich als Gesamtergebnis bei einem relativ kleinen Patientengut eine Bewertung der sehr guten Planbarkeit und eine hohe Positions- und Passgenauigkeit der Schaftimplantation durch den computerassistierten Einsatz des Roboters.

Die Ergebnisse sind andererseits mit einem aufwendigen Prozessablauf mit zwei Narkosen (Pinimplantation/ Schaftimplantation), der Notwendigkeit eines präoperativen CTs mit Strahlenbelastung und höherem Zeitbedarf für die Operation assoziiert.

Hinsichtlich der Realisierung der Schaftposition aufgrund der virtuellen Planung bei dem Robotersystem ROBODOC<sup>®</sup> stimmen nach Jerosch et al (61) in 97% die vorausgerechneten Implantatpositionen mit den tatsächlich realisierten Positionen überein. In 3% der Fälle kam es in der Robotergruppe zu Fräsdefekten, in der Kontrollgruppe zu 14%. (61) Untersuchungen von Laine wiesen Übereinstimmungen in 95,7 % auf. (71)

Im eigenen Klientel trat in **keinem** Fall ein kortikaler Fräsdefekt auf ebenso war es bei der Implantation der Schaftprothesen mit CASPAR in keinem Fall zu einer Femurfissur oder Fraktur gekommen.

Dieses Ergebnis wird durch die Untersuchungen von Jerosch et al. (61) und Börner et al. (13) gestützt. Auch sie beschreiben bei ihren mit dem Robotersystem ROBODOC® eingebrachten Schaftprothesen keine Femurfissur, hingegen waren in der Kontrollgruppe bei konventionell operierten Patienten 2 Frakturen des Femurs zu verzeichnen. Ebenso wird bei Grüneis und Hennig (48) sowie Hassenpflug (2001) keine Femurschaftfraktur bei den mit dem CASPAR-System operierten Patienten erwähnt.

Insgesamt wurden in der Chirurgischen Abteilung Rastatt 42 Patienten für die CASPAR-Operation ausgewählt. Bei 2 Patienten kam es bereits kurz vor dem Fräsvorgang zu einem Abbruch, so dass die Operation konventionell-manuell fortgeführt wurde. Da 3 von den 40 roboterassistierten Patienten beidseits operiert wurden bezieht sich die Nachuntersuchung auf 43 CASPAR-assistierte Schaftimplantationen vom Typ Vision 2000® der Firma DePuy.

Hierbei traten lediglich in 4 Fällen Störungen des Programmablaufes auf, die keinen endgültigen Abbruch des Fräsvorganges erforderten. Allerdings führte die neue Kalibrierung des Systems zu einer Verlängerung der Operationszeit.

Im Durchschnitt benötigten wir an der PROTON-Planungsstation 20-25 Minuten zur Planung des endoprothetischen Hüftgelenkersatzes. Ein gedrucktes Röntgenbildäquivalent mit dem in exakter Position liegenden virtuellen Prothesenschaft im Femur bot die Möglichkeit der Planungskorrektur. In Übereinstimmung mit Heeckt et al. (56) konnten wir bei der Vorbereitung für den Vision 2000®-Schaft, wie bei den derzeit üblichen Geradschaftprothesen eine durch die Fräsarbeit des Roboters vermehrte Substanzminderung beobachten.

In unserem Patientengut zeigte sich je nach Prothesengöße eine Fräszeit von 15-20 Minuten. Insgesamt konnten wir eine OP-Zeitverlängerung von anfangs 40 Minuten bis zuletzt 20 Minuten registrieren.

Bei den ersten Studien in den USA mit ROBODOC® wurden noch durchschnittliche Operationszeiten von 260 Minuten ermittelt. (61) Eine vergleichende Studie zwischen Roboter- und konventionellen Operationen zeigte signifikant längere Operationszeiten in der ROBODOC®-Gruppe. (7) Die Unterschiede zu kürzeren Operationszeiten in Deutschland wurden unter anderem dadurch erklärt, dass die deutschen Operateure bereits auf Erfahrungen der amerikanischen Kollegen zurückgreifen konnten, die schon drei Jahre zuvor eine Studie begonnen hatten. So konnten manche Anfangsfehler vermieden werden. Bei dem Pinless-Verfahren liegt die mittlere Operationszeit mittlerweile bei 90 Minuten. (13)

In dem eigenen Patientengut kam es nach den ersten drei CASPAR-Operationen zu einer deutlichen Verkürzung der Operationszeit. Aufgrund des hohen technischen Aufwandes ist dennoch ist davon auszugehen, dass die Operationszeiten bei robotergestützten Operationen, gegenüber der manuellen Technik vergleichsweise mehr Zeit in Anspruch nehmen.

Im Gegensatz zu einer von verschiedenen Autoren (85) berichteten Vielzahl an technischen Störungen insbesondere in der Anfangszeit hatten wir diesbezüglich keine größeren Probleme zu verzeichnen, die nicht schnell gelöst werden konnten. Dies mag an der personellen und der technischen Hilfestellung sowie der Logistik der Herstellerfirma Maquet liegen, in deren Operationssaal wir die Operationen durchführten. Allerdings wird dadurch wohl eine besonders flache und lange „Learningkurve“ ohne ausgeprägten „Support“ in der Anfangszeit der roboterassistierten Operationen verdeutlicht.

Hinsichtlich der Pinapplikation wurde von den Anwendern mehrfach die Entwicklung einer Pinless-Version angeregt, die jedoch nie realisiert wurde. Immerhin gaben 2 Patienten bei der Nachuntersuchung immer noch gelegentliches Schmerzempfinden an der distalen Wunde an, wohingegen sich bei diesen Patienten an der operierten Hüfte keine Schmerzen fanden. Bei den Beobachtungen von Börner traten nach Entwicklung der so genannten Pinless-

Version (ROBODOC®) diese Beschwerden logischerweise nicht mehr auf. (13) Hierbei wird die Femurgeometrie nicht mehr anhand präoperativ eingebrachter Titan-Pins, sondern aufgrund einer Oberflächenabtastung des proximalen Femurs vom Rechner erkannt. (61) Neben der geschilderten Schmerzsymptomatik erspart die Pinless-Version den Patienten auch eine zweite Operation, die immerhin 10 Patienten aus unserer Klientel „als belastend“ empfanden.

Sowohl bei den zwei durch CASPAR-assistierten Abbrüchen als auch bei den zwei mit Unterbrechung durchgeführten Schaftimplantationen wurde die Operation entweder durch Kontakt des Fräsers mit den Retraktoren oder einem die Weichteile schützenden Tuch gestoppt. Bei zwei weiteren Operationen konnte der Fräsvorgang erst nach Korrektur der Einflugschneise abgeschlossen werden.

Grundsätzlich war kein größerer Zugang notwendig. Ein ca. 10% längerer Hautschnitt im Bereich des von uns favorisierten dorsolateralen Zuganges in Seitenlage war auch bei adipösen Patienten hinreichend.

Das Problem des großen die Glutealmuskulatur traumatisierenden Zuganges konnten wir offenbar durch exaktes Einhalten der geplanten Einflugschneise und des für den CASPAR erforderlichen Fräswinkels von  $0,5^\circ$  ausschalten. So zeigte sich im Rahmen unserer Nachuntersuchung kein einziger Fall von Glutealinsuffizienz. Das in Zusammenhang mit Roboterchirurgie in letzter Zeit berühmt gewordene Trendelenburg-Zeichen (58) als Ausdruck einer Abduktoreninsuffizienz war bei allen unseren 40 Patienten im Rahmen der Nachuntersuchung negativ.

Ebenso wenig zeigten sich in unserem Patientengut Läsionen des N. femoralis oder temporäre Symptomatik des N. ischiadicus, die von einigen Autoren beschrieben werden. (40, 57) Die rigide Fixierung des zu operierenden Beines über einen längeren Zeitraum wird als Ursache der Überdehnung des Nerven von verschiedenen Anwendern angesehen und kritisiert. (85)

Blümlein et al. berichteten anlässlich eines Anwendersymposiums in Nürnberg (Internationales Symposium „Robotic und Navigation“ 8./9. März 2002) über Glutealinsuffizienzen bei 10% seiner Patienten. Weiterhin beschreiben Siebel und Käfer (102) eine signifikante Beeinträchtigung der pelvitrochantären Muskulatur nach CASPAR-assistierten Schaftimplantationen, sowie Bargar et al. (7) bei 3,9% der Patienten vorübergehende Nervenläsionen. Die bisherige Entwicklung des CASPAR-Systems lässt jedoch eine andere Positionierung des zu operierenden Beines nicht zu.

Thrombembolische Ereignisse und revisionspflichtige Wundinfektionen fanden sich während der stationären Behandlung sowie in dem gesamten Nachuntersuchungszeitraum bei keinem unserer operierten Patienten.

Orthopädische Klientel weist grundsätzlich eine hohe Thromboseinzidenz auf. Unsere Patienten durften bereits am ersten postoperativen Tag mit Teilbelastung mobilisiert werden. Konsequente physiotherapeutische Übungsbehandlungen und eine rehabilitative Therapie für 6 Wochen nach dem stationären Aufenthalt konnte von allen CASPAR-operierten Patienten durchgeführt werden.

Die postoperativen Schmerzen wurden durch Applikation von antiphlogistischen und zentralwirksamen Analgetika nach einem oralen Schmerzmittelschema jederzeit suffizient beherrscht. Von allen Patienten wurde Schmerzfreiheit während des stationären Aufenthaltes angegeben.

Während im Rahmen der virtuellen Planung der Antetorsionswinkel des Schaftes eingestellt werden kann, ist die Pfannenimplantation in der virtuellen Planung bislang nicht möglich. Dies wurde von Anfang an von uns und anderen Anwendern als Nachteil gesehen. Bei der virtuellen Planung des Schaftes konnte nur näherungsweise die Pfannenposition auch hinsichtlich der Tiefe der Positionierung abgeschätzt werden. Aufgrund der definierten Schaftposition ergaben sich intraoperativ somit Unsicherheiten im Hinblick auf die zu wählende Kopf-Hals-Länge. Dies wurde weitgehend bei der virtuellen präoperativen Planung berücksichtigt, indem eine mittlere Kopf-Hals-Länge eingeplant wurde,

um intraoperativ, falls notwendig, nach oben oder unten entsprechend korrigieren zu können. Darüber hinaus wäre eine entsprechend genau definierte Inklination und Anteversion der Pfanne konsequenterweise nur mit Hilfe eines zusätzlich integrierten Navigationssystems realisierbar. So sind die nicht eindeutig präoperativ planbaren und intraoperativ umsetzbaren Kopf-Hals-Längen als Ursachen für die aufgetretenen Beinlängendifferenzen anzusehen, die allerdings klinisch keine Beschwerden verursachten.

Ein Patient wurde bereits 5 Tage nach Implantation der Hüfttotalendoprothese von uns revidiert da die Plasmacup<sup>®</sup>-Pfanne wegen fehlender Inklination in der Röntgen-Kontrollaufnahme ausgewechselt werden musste. Dieser Patient wurde 12 Monate nach CASPAR-assistierter Implantation der Hüfttotalendoprothese in der Endo-Klinik Hamburg aufgrund ausgeprägter periartikulärer Ossifikationen Stadium CA 2 in allen 4 Zonen erneut operiert. Hierbei wurden laut Operationsprotokoll sämtliche Knochenspangen und -schalen entfernt und anschließend eine medikamentöse PAO-Prophylaxe für vier Wochen durchgeführt. In der Nachuntersuchung 43 Monate nach Implantation der roboterassistierten Hüfttotalendoprothese und 31 Monate nach operativer Entfernung sämtlicher Ossifikationen zeigten sich in den Röntgenaufnahmen gering ausgeprägte Grad 1 periartikuläre Ossifikationen in allen 4 Zonen. Ektopie und heterotope Ossifikationen stellen benigne Knochenneubildungen im Weichteilgewebe außerhalb des eigentlichen Skelettes dar. Erste Darstellungen über dieses Phänomen finden sich bereits im 18. Jahrhundert. (4) Das Problem der heterotopen Ossifikation ist weder in seiner Entstehung komplett verstanden, noch therapeutisch suffizient gelöst. Die größte Schwierigkeit zur Bekämpfung dieses Krankheitsbildes liegt darin, die Patienten herauszufiltern die eine Hüft-TEP erhalten sollen und aufgrund Vorgeschichte und individueller Disposition Gefahr laufen, eine heterotope Ossifikation zu entwickeln. (34)

Darüber hinaus zeigten die Ergebnisse hinsichtlich Mobilität, Gangbild und Bewegungen des täglichen Lebens in der Beurteilung nach dem Harris Hip Score und dem Index nach Merle d'Aubigné, sowie die ergänzenden

Messungen der verschiedenen Freiheitsgrade nach der Neutral-Null-Methode bei allen Patienten in der Nachuntersuchung eine im Vergleich zu den präoperativen Befunden deutliche Verbesserung der Patientenbefindlichkeit.

In der Beurteilung nach dem Harris Hip Score wurden 41 von 43 operierten Hüftgelenken, in dem Index nach Merle d'Aubigné und Postel zeigte sich mit 39 von 43 CASPAR-assistierten Schaftimplantationen in der Gruppe „sehr gut“ ein ausgesprochen gutes klinisches outcome, was sich auch in der subjektiven Bewertung der Patienten widerspiegelte.

Trotz des geschilderten positiven Gesamtergebnisses fällt eine Diskrepanz in dem Untersuchungskomplex der Schmerzen auf. Aufgrund der 3 beidseits operierten Patienten bezieht sich die Auswertung der 40 Patienten stets auf 43 operierte Hüftgelenke. So gaben in dem anamnestischen Teil spontan 36 von 40 Patienten an (84% bei n = 43), keine Schmerzen seit der Operation verspürt zu haben. Lediglich 4 Patienten beantworteten die Frage nach erneuten Schmerzen positiv.

In dem den Scores zugeordneten Fragenkomplex nach Harris und Merle d'Aubigné zeigte sich bei der Auswahl der sechs Möglichkeiten jedoch ein unterschiedliches Bild. Hierbei gaben insgesamt 17 Patienten Schmerzen an, darunter 13 Patienten mit intermittierenden Schmerzen im mittleren Oberschenkelschaft.

Die weiteren klinischen und radiologischen Untersuchungen ergaben keinen Anhalt für eine Lockerung des Prothesenschaftes. Auch konnte ein zunächst vermuteter Zusammenhang zwischen der radiologisch sichtbaren Sockelbildung an der Schaftspitze und den geschilderten Schmerzen nicht hergestellt werden. Bei 6 von den 13 Patienten fand sich keine radiologisch sichtbare Verdichtung im Sinne eines Sockels in der Gruen-Zone 4 bzw. 11.

In der Literatur finden sich keine zufrieden stellenden Antworten auf den Spannungsschmerz im Oberschenkel nach Implantation einer zementfreien Hüfttotalendoprothese. Er gilt als ein Leitsymptom bei Lockerung des Prothesenschaftes wobei es jedoch zur Sicherung dieser Diagnose weiterer

radiologischer und klinischer Befunde bedarf. Bei keinem der 13 Patienten mit Schaftschmerzen im operierten Oberschenkel fanden sich belastungsabhängige Stauchungsschmerzen, Extensionsschmerzen, Rüttelschmerzen oder Rotationsschmerzen. Auch in den Röntgen-Kontroll-Untersuchungen fand sich in keinem Fall ein progressiver Lyse-Saum im Sinne einer Lockerung. Verschiedene Autoren berichten über Oberschenkelschmerzen im Zusammenhang mit „stress-shielding“ und Knochensubstanzverlust, die allerdings gehäuft bei diaphysärer Verankerung auftreten. (19, 51, 74)

Für Hüftschäfte haben sich konische, keilförmige Designs mit rechtwinkligem Querschnitt bewährt, die sich weit proximal im Femur, in der intertrochantären Spongiosa verankern. Sie erzeugen wesentlich seltener einen Oberschenkelspannungsschmerz als distal verklemmende Primärimplantate. (67) Mit dem Vision-2000® Gradschaft der Firma DePuy haben wir dieses Ziel verfolgt. Thomsen und Mitarbeiter zeigten mit In-vitro-Studien jedoch auch, dass in der Vision-2000®-Gruppe mittels CASPAR zwei unterschiedliche Bewegungsmuster innerhalb der robotergefrästen Kavitäten möglich sind. Die zweite Möglichkeit bot das Bild einer stabileren Verankerung und ein nach distal verlagertes Verankerungszentrum. *„Die Analyse der Planung und der für diesen Typ vorgesehenen, definierten Fräsbahn ergab, dass die Fräsbahn im distalen Teil des Schaftes so gestaltet ist, dass es bei sehr lateraler Planung der Prothese in der Spongiosa zu einer Art Einklemmung kommen kann.* (110, 111)

Witvoet (126) sieht in der Aufrauung lediglich des proximalen Schaftteiles eine noch unbewiesene leichte Zunahme von Oberschenkelschmerzen im Vergleich zu Patienten mit einem vollständig aufgerauten Schaft. Diese Beschwerden könnten in dem distalen, nicht aufgerauten Anteil ihren Ursprung haben. Andere Autoren führen den Oberschenkelschmerz auf einen massiven distalen Anteil einer Prothese, der gegen die ventrale Kortikalis stößt, zurück. (22)

Anhand der durchgeführten Röntgenaufnahmen konnten wir in allen Fällen mit dem angegebenen Schmerz diese Ursache ausschließen.

Mehrere Patienten wünschten nach Aufgabe der CASPAR-Technik eine Operation der Gegenseite, weil sie mit dem ersten Ergebnis sehr zufrieden waren.

In der Selbsteinschätzung bezeichneten in über dreiviertel der operierten Fälle das Operationsergebnis mit „gut“ oder „sehr gut“.

Wie die weitere Entwicklung der Robotic zeigte, ist die Weiterentwicklung von CASPAR aufgrund einer definitiven Insolvenz der Firma blockiert, auch ist das Verfahren mit dem ROBODOC<sup>®</sup>-System aktuellen Berichten zufolge, in Deutschland eingestellt worden.

Dennoch ist unter dem Gesichtspunkt der Prozessqualität eine exakte dreidimensionale präoperative Planung mit der CASPAR-Technik, sowie die exakte Realisierung mit hoher Präzision ein besonders erwähnenswerter Vorteil gegenüber der konventionellen Vorgehensweise.

Es wäre wünschenswert, dass die Entwicklung der Robotic in Kombination mit passiven Navigationssystemen wieder aufgenommen würde und eine verfeinerte Frästechnik einen minimal-invasiven Zugang zum Schaft ermöglicht.

## 5. Zusammenfassung

In der Zeit von Juni 1999 bis März 2001 wurden an der Chirurgischen Klinik Rastatt bei 40 Patienten insgesamt 43 computer- und roboterunterstützte zementfreie Hüfttotalendoprothesen mit CASPAR geplant und implantiert.

Von den 43 geplanten Hüftprothesenimplantationen konnten alle 40 Patienten (100%) mit diesem Verfahren operiert werden. 3 Patienten erhielten jeweils im Abstand von 12 Monaten eine zementfreie Hüftprothese mittels CASPAR-Fräsung auf der Gegenseite. Einen Abbruch der Operation aufgrund technischer Probleme fand sich in keinem Fall.

In einer mittelfristigen Nachuntersuchung aller Patienten wurden wichtige klinische Parameter wie Schmerzempfinden, Beweglichkeit im Hüftgelenk und Mobilität im täglichen Leben erhoben. Diese Parameter wurden im Harris Hip Score und im Index nach Merle d'Aubigné zusammengefasst. Zudem erfolgten radiologische Vergleichsaufnahmen als Kontrolle zu den unmittelbar postoperativ erstellten Röntgenbildern.

Die **aktuelle Anamnese** zeigte, dass alle 40 (100%) Patienten ihren Alltag ohne fremde Hilfe bewältigen können. 26 Patienten (65%) können schwere körperliche Arbeit leisten, 14 Patienten (35%) verrichten leichte Arbeit im Stehen. Die Ermittlungen über die **Bewegungen des täglichen Lebens** zeigten hervorragende Ergebnisse. So können 36 von 40 Patienten (90%) problemlos ihre Strümpfe und Schuhe anziehen und 33 Patienten (83%) zügig Treppensteigen ohne Geländer. Die **Beurteilung des Gangbildes** erbrachte bei 28 Patienten (70%) ein normales Gangbild, 10 Patienten wiesen ein leichtes Hinken und lediglich 2 Patienten zeigten ein deutliches Hinken auf ebener Erde. Von den insgesamt 12 Patienten mit hinkendem Gangbild erwiesen sich als Ursache bei 10 Patienten Rückenbeschwerden und Kniegelenkschmerzen. Das Kriterium **Schmerz** wird von beiden Scores erfasst. Von den 40 operierten Patienten hatte 23 Patienten (53%) keine erneuten Schmerzen bis zu der Nachuntersuchung. Gering oder intermittierend auftretende Schmerzen der operierten Seite gaben 16 Patienten (37%) an.

1 Patient beurteilte die Schmerzen als stark aber erträglich, bei begrenzter Aktivität. Aufgrund der differenzierten Angabe von 13 Patienten (30%) über lokalisierte Schmerzen im mittleren Oberschenkelschaft wurden weitergehende klinische und radiologische sowie nuklearmedizinische Untersuchungen durchgeführt. Eine Lockerung der Prothese konnte in keinem der Fälle mit den angegebenen Schaftschmerzen nachgewiesen werden. Bei 11 von diesen 13 Patienten konnten die Schmerzen durch Physiotherapie und Skifahren gebessert oder zeitweise beseitigt werden. Sämtliche in der Literatur gefundenen Hinweise auf mögliche Ursachen dieser Schmerzen wurden überprüft. Lediglich die Form und Oberflächenbeschaffenheit des implantierten Schaftes stimmt in allen Fällen überein und könnte als Erklärung dienen.

Zusammenfassend ergibt die Auswertung des Harris Hip Score eine Verteilung von 38 Patienten in der Kategorie „sehr gut“ mit einer erreichten Punktzahl zwischen 80-100 und 2 Patienten in der Kategorie „gut“ bei einer Punktzahl zwischen 60-80. In dem Index nach Merle d’Aubigné zusammengefasst zeigten die Untersuchungen ebenfalls ausgesprochen gute Ergebnisse. Hier fanden sich 36 Patienten mit 39 roboterassistierten implantierten Hüfttotalendoprothesen in der Kategorie „sehr gut“ bei einer erreichten Punktzahl von 16-18. Die restlichen 4 Patienten erfüllten die Kriterien für ein „gut“ mit einer Punktzahl zwischen 13-16. Dieses hervorragende outcome schlug sich in der Patientenzufriedenheit nieder. So beurteilten die 40 Patienten das Operationsergebnis als „sehr gut“ in 31 Fällen (72%). In 11 Fällen (26%) wurde die Operation als „gut“ und in einem Fall als befriedigend eingestuft. Kein Patient äußerte ein „schlecht“ als Ergebnis. Die **Bewegungsausmaße** der mittels roboterassistierten Hüfte zeigten sehr gute Werte. In diesem Zusammenhang konnte auch in keinem Fall eine Schädigung mit Beeinträchtigung der pelvitrochantären Muskulatur festgestellt werden. Ein positives Trendelenburg-Zeichen fand sich bei keinem von uns mit CASPAR operierten Patienten. Die radiologischen Ergebnisse der robotergefrästen zementfrei implantierten Hüfttotalendoprothesen ergaben sehr gute Ergebnisse. Eine Lockerung oder Schaftsinerung konnte ebenso wenig wie eine Fehlpositionierung des Prothesenschaftes festgestellt werden.

Insgesamt erbringt die Nachuntersuchung unserer mittels CASPAR-assistierten Patienten weitaus weniger Komplikationen als zum Teil in der Literatur beschrieben. Insbesondere die häufig erwähnten Weichteilschäden und Bewegungseinschränkungen, die durch Roboter verursacht sind, können wir nicht nachvollziehen.

## 6. Literaturverzeichnis

- (1) Albrektsson T, Bränemark PI, Hansson HA, Lindström J:  
Osteointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand 1981; 52: 155-170
- (2) Aldinger G, Fischer A, Kurtz B: Computergestützte Herstellung individuell-anatomischer Endoprothesen. Z Orthop 1984; 122: 733-736.
- (3) Arand M, Kinzl L, Gebhard F: Präzise Implantation von Endoprothesen  
Kliniker 2000; 4: 90-94
- (4) Arcq M: Ectopic Ossification. A complication after total hip replacement.  
Arch Orthop Unfallchir 1973; 77: 108-131
- (5) Arcq M: Zur Problematik der periartikulären Verknöcherung nach Hüftendoprothesen. In: Maaz B, Gierse H (Hrsg.): Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik, 2. Kaiserswerther Symposium. Thieme Verlag, Stuttgart 1988; 71-72
- (6) Bargar WL: Roboterassistierte Hüftchirurgie - Das ROBODOC-System. In: Konermann W, Haaker R (Hrsg.): Navigation und Robotik in der Gelenk- u Wirbelsäulenchirurgie. Springer Verlag, Berlin 2002; 129-132
- (7) Bargar WL, Bauer A, Börner M: Primary and revision total hip replacement using the Robodoc System. Clinical orthopaedics and related research 1998; 354: 82-91
- (8) Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip loading during walking and running measured in two patients. J Biomech 1993; 26: 969-990
- (9) Bernsmann K, Langlotz U, Ansari B, Wiese L: Computerassistiert navigierte Pfannenplatzierung in der Hüftendoprothetik. Z Orthop 2000; 138: 515-521

- (10) Bizot P, Nizard R, Lerouge S, Prudhommeaux F, Sedel L: Ceramic/Ceramic total hip arthroplasty. *J Orthop Sci* 2000; 5: 622-627
- (11) Bloebaum RD, Mihalopoulos NL, Jensen JW, Dorr LD: Postmortem analysis of bone growth into porous-coated acetabular components. *The Journal of bone and joint surgery* 1997; 79 A, 1013-1022
- (12) Bläsius K, Cotta H, Schneider U, Thomsen M: CLS-Multicenter-Studie - 8jährige Erfahrungen. *Z Orthop* 1993; 131: 547-552
- (13) Börner M, Lahmer A, Wiesel U: Rechnerunterstütztes Operieren in der Hüftendoprothetik. *Zeitschr für ärztliche Fortbildung u Qualitätssicherung* 1999; 93: 253-258
- (14) Bos I, Willmann G: Morphologic characteristics of periprosthetic tissues from hip prostheses with ceramic-ceramic couples: a comparative histologic investigation of 18 revision and 30 autopsy cases. *Acta orthopaedica Scandinavica* 2001; 72: 335-342
- (15) Bos I, Meeuwssen E, Henßge EJ, Löhns U: Unterschiede des Polyäthylenabriebs bei Hüftgelenkendoprothesen mit Keramik und Metall-Polyäthylenpaarung der Gleitflächen. *Z Orthop* 1991; 129: 507-515
- (16) Braunsdorf M, Konradt J: Geschichte und technische Entwicklung der Hüftgelenkersatzoperationen. *Zentralbl Chirurgie* 1977; 102: 385-393
- (17) Brettschneider C, Volkmann R, Müller J, Weller S: Die „biologische Katastrophe“ mehrfacher Hüftprothesenwechsel. *Chir Prax* 1997; 52: 301-315
- (18) Breusch SJ, Aldinger PR, Thompsen M, Ewerbeck V, Lukoschek M: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. *Unfallchirurg* 2000; 11: 918-931
- (19) Bülow JU, Scheller G, Arnold P, Synatschke M, Jani L: Uncemented total hip replacement and thigh pain. *Int Orthop (SICOT)* 1996; 20: 65-69

- (20) Burgkart R, Mittelmeier W, Steinhauser E, Gradinger R: Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik. Präzision mit falschem Konzept?  
Fortschr Med 2001; 143: 36-37
- (21) Cain P, Kanzanzides P, Zuhars J, Mittelstadt B, Paul H: Safety considerations in a surgical robot.  
Biomedical sciences instrumentation 1993; 29, 291-294
- (22) Cameron HU, Trick L, Sheperd S, Turnbull A, Noiles D, McTighe T: An international multi-center study on thigh pain in total hip replacements.  
A Scientific Exhibition at the AAOS Meeting, New Orleans, 1990
- (23) Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC:  
Total hip replacement in patients younger than thirty years old.  
J Bone Joint Surg 1981; 63 (A): 1426-1434
- (24) Charnley J: Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg 1960; 42 (B): 28-30
- (25) Charnley J: Arthroplasty of the hip a new operation.  
Lancet 1961; 27: 1129-1132
- (26) Charnley J: Total hip replacement by low-friction arthroplasty.  
Clin Orthop 1970; 72: 46-68
- (27) Carter DR, Hayes WW: The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg 1977; 59 (A): 954-962
- (28) Decking J, Gerber A, Kränzlein J, Meurer A, Böhm B, Plitz W: Die Primärstabilität von manuell und roboterassistiert implantierten Hüftendoprothesenstielen: Eine biomechanische Untersuchung an Kunstfemora.  
Z Orthop 2004; 142: 309-313
- (29) DiGioia A, Jaramaz B, Colgan BD: Computer assisted orthopaedic surgery. Clin Orthop 1998; 354: 8-16

- (30) Dorr LD, Lockett M, Contay JP: Total hip arthroplasty in patients younger than 45 years: A nine to ten year follow-up-study.  
Clin Orthop 1990; 260: 215-219
- (31) Effenberger H: Zementfreie Standard-Schaftimplantate. In: Jerosch J, Effenberger H, Fuchs S (Hrsg.): Hüftendoprothetik.  
Thieme Verlag, Stuttgart 1996: 32-36
- (32) Effenberger H, Mechtler R., Jerosch J, Munzinger U, Winter Th:  
Qualitätssicherung in der Endoprothetik. Z Orthop 1998; 136: 97-109
- (33) Eijer H: Zeitgemässe Hüftchirurgie, Klinik Sonnenhof, CH-Bern, 2005
- (34) Einsiedel T, Kramer M, Schultheiss M, Krischak G, Ebinger T, Wachter NK, Kinzl L, Schmelz A: Heterotope Ossifikationen (HO) nach Hüftgelenksendoprothese - Prophylaxe, Therapie und Risikoprofil  
Akt Traumatologie 2005; 35: 208-217
- (35) Engelhardt R: Deutsche Patienten als Versuchskaninchen. Der Spiegel berichtet über die Implantation von Hüftendoprothesenschäften mittels ROBODOC. Z Orthop 2003; 141: 21
- (36) Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn D, Harris WH:  
Quantification of implant micromotion, strain shielding and bone resorption with porous-coated anatomic locking femoral prostheses.  
Clin Orthop 1992; 285: 13-29
- (37) Freidebold G: Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes.  
In: Rahmzadeh R, Faensen M, (Hrsg.): Hüftgelenkendoprothetik.  
Springer Verlag, Stuttgart 1984: 3-19
- (38) Galante J, Sumner DR, Gächter A: Oberflächenstrukturen und Einwachsen von Knochen bei zementfrei fixierten Prothesen.  
Orthopäde 1987; 16: 197-205

- (39) Gebauer D, Refior HJ, Haake M: Experimentelle Untersuchungen zur Primärstabilität computerunterstützt konstruierter (CAD) Individual-Hüftendoprothesen. Med Orthop Tech 1990; 3: 138-144
- (40) Gebhard F, Kinzl L, Arand M: Computerassistierte Chirurgie. Unfallchirurg 2000; 103: 612-617
- (41) Gebhard F, Arand M, Fleiter T, Hebecker A, Heeckt P, Hesser J, Messmer P, Hüfner T, Visarius H, Regazzoni P, Kinzl L: Computerassistierte Chirurgie, Entwicklungen und Perspektiven. Unfallchirurg 2001; 104: 782-788
- (42) Geiger C, Ostermann PAW, Ekkernkamp A: Computerassistierte, roboterunterstützte Hüftendoprothetik – Standardverfahren oder Spezialindikation? Z Ärztl Fortb Qualitätssich 2001; 95: 165-171
- (43) Gierse H: Distale versus proximale Verankerung. In: Jerosch J, Effenberger H, Fuchs S (Hrsg.): Hüftendoprothetik. Thieme Verlag, Stuttgart 1996: 37-39
- (44) Gluck T: Autoplastik - Transplantation - Implantation von Fremdkörpern. Klin Wschr 1890; 27: 421-427
- (45) Gluck T: Die Invaginationsmethode der Osteo- und Athroplastik. Klin Wschr 1890; 27: 732
- (46) Griss P, Hackenbroch MH, Jäger M, Preussner B: Therapie-Ergebnisse der Totalendoprothetik am Hüftgelenk (Multizentrische Studie über 10 Beobachtungsjahre). Forschungsbericht Bundesministerium für Forschung und Technik In: Griss P, Hackenbroch MH, Jäger M, Preussner B, Schäfer T, Seebauer R, van Eimeren W, Winkler W (Hrsg.): Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart, Wien 1980 Band 21

- (47) Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC: Modes of Failure of cemented stem-type femoral components: A radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 1979; 141: 17-27
- (48) Grüneis COR, Henning FF: Computer Assisted Surgical Planning und Robotics mit dem CASPAR-System. In: Jerosch J, Nicol K, Peikenkamp K (Hrsg.): Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie. Steinkopff Verlag, Darmstadt 1999: 414-433
- (49) Gutbrod A, Stosberg U, Schäfer U: Die computergestützte Implantation der Schaftprothese Vision-2000® bei der zementfreien Implantation der Totalendoprothese der Hüfte mit dem Operationsroboter „CASPAR“ – erste klinische Erfahrungen. Orthop Dimensions 2000; 1: 4-9
- (50) Harris WH: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by Mold arthroplasty. An end result using a new method of result evaluation. J Bone Joint Surg 1969; 51 (A): 737-755
- (51) Harris WH, White RE, McCarthy JC, Walker PS, Weinberg EH: Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty. Clin Orthop 1983; 176: 7-11
- (52) Hassan DM, Johnston GHF, Dust WNC, Watson G, Dolovich AT: Accuracy of intraoperative assessment of acetabular prosthesis placement. Journal of arthroplasty 1998; 13 (1), 80-84
- (53) Hassenpflug J: Computerassistierter Einbau von Hüftprothesenschäften mit dem CASPAR-System. Aus Wetzel R (Hrsg): Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Steinkopff Verlag, Darmstadt 2001: 169-174
- (54) Hassenpflug J, Prymka M: Computergestützte Operationen in der Orthopädie - Problembereiche und Chancen. In: Konermann W, Haaker R (Hrsg.): Navigation und Robotic in der Gelenk und Wirbelsäulenchirurgie. Springer Verlag, Stuttgart 2003: 11-17

- (55) Havelin LL, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB: Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1995; 77 (B): 11-17
- (56) Heeckt P, Rühl M, Buchhorn G, Willert HG, Grüneis COR, Hennig FF, Petermann J, Heinze P, Gotzen L, Kober R, Gerhardt H, Romanowski M, Repicci J, Mall U, Habermeyer P: Computer Assisted Surgical Planning and Robotics mit dem CASPAR-System. In: Jerosch J, Nicol K, Peikenkamp K (Hrsg.): *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Steinkopff Verlag, Darmstadt 1999: 414-433
- (57) Honl M, Dierk O, Gauck C, Carrero V, Lampe F, Dreis S, Quante M, Schwieger K, Hille E, Morlock MM: Comparison of robotic-assisted and manual implantation of a primary total hip replacement. A prospective study. *J Bone Joint Surg* 2003; 85: 1470-147
- (58) Hoppenfeld S: *Klinische Untersuchung der Wirbelsäule und der Extremitäten*. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart 1982
- (59) Hozack WJ, Rothmann RH, Booth RE, Balderston RA, Cohn JC, Pickens GT: Survivorship of 1041 Charnley total arthroplasties. *J Arthroplasty* 1990; 5: 41-47
- (60) Jaramaz B, DiGioia III AM, Blackwell M, Nikou C: Computer assisted measurement of cup replacement in total hip replacement. *Clin Orthop* 1998; 354: 70-81
- (61) Jerosch J, Filler TJ, Peuker ET, Rahgozar M, Hasselbach CH v, Lahmer A, Witzel U: Grundlagen zu Operationsrobotern in der Hüftendoprothetik und mögliche Ansätze zur Qualitätsverbesserung von Operationsplanung und -umsetzung. In: Jerosch J, Nicol K, Peikenkamp K, (Hrsg.): *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Steinkopff Verlag, Darmstadt 1999: 435-451

- (62) Jerosch J, Finken N, Filler T, Peuker E, Rahgozar M, Lahmer A, Witzel U: Roboterassistierte Implantation der femoralen Komponente in der Hüftendoprothetik – eine experimentelle Untersuchung. Z Orthop 1999; 137: 7-12
- (63) Jones LC, Hungerford DS: Cement disease. Clin Orthop 1987; 225: 192-206
- (64) Judet R: Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung. Z Orthop 1975; 113: 828
- (65) Judet J, Judet R: The use of artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg 1950; 32: 166-173
- (66) Kavanagh BF, Dewitz MA, Ilstrup DM: Charnley total hip arthroplasty with cement: Fifteen-year results. J Bone Joint Surg 1989; 71 (A): 1496-1503
- (67) Kirschner P: Hüftendoprothetik. Chirurg 2005; 76: 95-104
- (68) Krämer KL, Maichl FP: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. Thieme Verlag, Stuttgart 1993: 190-201
- (69) Kummer B: Die Tragfläche des Hüftgelenks. Z Orthop 1979; 117: 693-696
- (70) Kummer B: Die Beanspruchung des Femurs durch implantierte Endoprothesen. In: Rahmazzadeh R, Faensen M (Hrsg.): Hüftgelenksendoprothetik. Springer Verlag, Stuttgart 1984: 45-53
- (71) Laine T, Schlenzka D, Mäkitalo K, Tallroth K, Nolte LP, Visarius H: Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. Spine 1997; 22: 1254-1258

- (72) Langlotz F, Nolte LP: Intraoperative Navigationssysteme. Aus (Hrsg.): Jerosch J, Nicol K, Peikenkamp K: „Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie“ Steinkopf Darmstadt 1999: 399-413
- (73) Malchau H, Herberts P: Prognose der Totalen Hüftarthroplastik (THA): Operations- und Zementiertechnik beim totalen Hüftgelenksersatz: Eine Studie über das Revisionsrisiko bei 134.056 Primärimplantationen. Präsentiert 1996 auf der Wissenschaftlichen Ausstellung des 63. Annual Meeting der American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, USA,
- (74) Malchau H, Herberts P, Eisler T: The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg 2002; 84 (A) Suppl 2: 2-20
- (75) Matsen III FA, Garbini JL, Sidles JA, Pratt B, Baumgarten D, Kaiura R: Robotic assistance in orthopaedic surgery. Clinical orthopaedics and related research 1993; 296: 178-186
- (76) Merle d'Aubigné R: Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche. Application à l'étude des résultats des opérations mobilisatrices de la hanche. Rev Chir Orthop 1949; 35: 541-548
- (77) Merle d'Aubigné R, Postel M: Functional results of arthroplasty with acrylic prothesis. J Bone Jt Surg 1954; 36 (A): 451-457
- (78) Mittelmeier H: Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. Z Orthop 1974; 112: 27
- (79) Mittelmeier H, Mittelmeier W: Die geschichtliche Entwicklung der Hüftgelenkendoprothetik. Navigation und Robotik in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Springer Verlag, Stuttgart 2003: 39-68
- (80) Mohr VD, Bauer J, Döbler K, Eckert O, Fischer B, Woldenga C: Qualität sichtbar machen. BQS-Qualitätsreport, Düsseldorf, 2004

- (81) Moore AT: The self-locking metal hip prosthesis.  
J Bone Joint Surg 1957; 39 (A): 811-827
- (82) Moore AT, Bohlman HR: A metal hip joint.  
J Bone Joint Surg 1943; 25: 688-692
- (83) Morscher EW, Schmassmann A: Failures of total hip arthroplasty and probable incidence of revision surgery in the future.  
Arch Orthop Traumatic Surg 1983; 101: 137-143
- (84) Morscher EW: Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. Clinical orthopaedics and related research 1992; 274,172-193
- (85) Müntz L: Zur roboterassistierten zementfreien Hüftprothesenimplantation mit dem System Caspar. Eine prospektive Studie von 51 Fällen.  
Med Diss, Universität Bochum 2005
- (86) Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS: The anatomic basis of femoral component design. Clinical orthopaedics and related research 1989; 235: 148-165
- (87) Nolte LP, Langlotz F: Grundlagen der computerassistierten Chirurgie. In: Konermann W, Haaker R (Hrsg.): Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Springer Verlag, Stuttgart 2002: 3-10
- (88) Paul A: Operationsroboter in der Endoprothetik. Wie CASPAR Hand an die Hüfte legt. Fortschr Med 1999; 141: 18
- (89) Paul HA, Bagar WL, Mittelstadt B, Musits B, Taylor RH, Kanzandides P, Zuhars J, Williamson B, Hanson W: Development for a surgical robot for cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop 1992; 285: 57-66
- (90) Pellicci PM, Salvati EA, Robinson HJ: Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation. J Bone Joint Surg 1979; 61: 28-36

- (91) Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C: Observations on the effect of movement on bone in growth into porous-surfaced implants. Clin Orthop 1986; 208: 108-113
- (92) Plitz W, Walter A: Tribological aspects of metal/polymer couplings. In: Buchhorn GH, Willert HG (Hrsg.): Technical Principles, design and safety of joint implants. Hogrefe & Huber, Bern 1994: 82-89
- (93) Prymka M, Vogiatzis M, Hassenpflug J: Primäre Rotationsstabilität von roboterunterstützt und manuell implantierbaren Hüftendoprothesenschäften. Z Orthop 2004; 142: 303-308
- (94) Ritter MA, Campbell ED: Long-term comparison of the Charnley, Müller and Trapezoidal-28 total hip prostheses. J Arthroplasty 1987; 2: 299-308
- (95) Robinson RP, Lovell T, Green TM: Hip arthroplasty using the cementless CLS stem. J Arthroplasty 1994; 9: 177-192
- (96) Ruckelshausen MC: Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen. In: Cotta H, Schulitz KP (Hrsg.): Der totale Hüftgelenkersatz. Thieme Verlag, Stuttgart 1973: 1-14
- (97) Scheller G, Jani L: Zementfreie Hüfttotalprothesen. In: Duparc J (Hrsg.): Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie Elsevier-Verlag München 2005: 6; 265-272
- (98) Schimmel JW, Huiskes R: Primary fit of the Lord cementless total hip. Acta orthop Scand 1988; 59: 638-642
- (99) Schlevogt E: Heilkunde im Wandel der Zeiten. Schwab Verlag, Stuttgart 1950
- (100) Schmalzried TP, Wessinger SJ, Hill GE, Harris WH: The Harris-Galante porous-coated acetabular component press-fit without screw fixation. J Arthroplasty 1994; 9: 235-242

- (101) Sedel L: Tribologie von Hüftprothesen. In: Duparc J (Hrsg.): Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie. Elsevier-Verlag München 2005; 6; 233-242
- (102) Siebel T, Käfer W: Klinisches Outcome nach Roboter-assistierter versus konventionell implantierter Hüftendoprothetik: Prospektive, kontrollierte Untersuchung von 71 Patienten. Z Orthop 2005; 143: 391-398
- (103) Smith-Peterson MN: Arthroplasty of the hip. A new method. J Bone Jt Surg 1939; 21: 269-288
- (104) Spotorino L, Schenk RK, Dietschi C, Romagnoli S, Mumenthaler A: Unsere Erfahrungen mit nicht-zementierten Prothesen. Orthopäde 1987; 16: 225-238
- (105) Spotorino L, Romagnoli S, Ivaldo N, Grappolo G, Bibbiani E, Blaha DJ, Guen TA: The CLS-System. Theoretical Concept and Results. Acta Orthop Belg 1993; 59: 144-148
- (106) Sprick O, Dufek P: Biologische Fixation und klinische Ergebnisse der zementfreien Lübecker Totalendoprothese aus Spongiosametall. Z Orthop 1993; 131, 524-531
- (107) Streicher RM: Tribology in medicine: Testing and optimization of material combinations for endoprostheses. Med Orthop Tech 1988; 108: 2-44
- (108) Streicher RM, Schön R, Semlitsch MF: Untersuchungen des tribologischen Verhaltens von Metall/Metall-Kombinationen für künstliche Hüftgelenke. Biomed Tech 1990; 35: 107-111
- (109) Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Sakai T, Ochi T: Computer-tomography-based computer praeoperative planning for total hip arthroplasty. Comp Aided Surg 1998; 3: 320-324

- (110) Thomsen M: Vergleich von robotergefrästen und konventionell präparierten Femora in der Hüftendoprothetik. In: Konermann W, Haaker R (Hrsg.): Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Springer Verlag, Stuttgart 2002: 129-132
- (111) Thomsen M, Breusch SJ, Aldinger PR, Gortz W, Lahmer A, Honl M, Birke A, Nagerl H: Robotically-milled bone cavities: A comparison with hand-broaching in different types of cementless hip stems. *Acta Orthop Scand* 2002; 73: 379-385
- (112) Thomsen M, Görtz W, Nägerl H: Charakterisierung moderner Hüftendoprothesen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1999; 137: A32
- (113) Thompson FR: Two and a half years experience with a Vitallium intramedullary hip prosthesis *J Bone Joint Surg* 1954; 36 (A): 489-502
- (114) Tonino AJ, Rahmy AA, The International ABG study group: The Hydroxyapatite-ABG Hip system. *J Arthroplasty* 2000; 15: 274-282
- (115) Traulsen FC, Hahne HJ, Hassenpflug J: Langzeitresultate von zementfreien Hüftvollprothesen (Zweymüller). *Z Orthop* 2001; 139: 206-211
- (116) Tschauner Ch: Die Hüfte. Diagnostik und Therapie großer Gelenke. Thieme Verlag, Stuttgart 1997: 34-40
- (117) Urban RM, Jacobs JJ, Sumner DR, Peters CL, Voss FR, Galante JO: The boneimplant interface of femoral stems with non-circumferential porous coating. *J Bone Joint Surg* 1996; 78 (A): 1068-1081
- (118) Wessinghage D: Themistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. *Dt Ärztebl* 1995; 92: 1615-1619
- (119) Wetzel R: Robotik am Hüftgelenk - Das Robotersystem Robodoc. In: Wetzel R (Hrsg.): Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Steinkopff Verlag, Darmstadt 2001: 158-168

- (120) Wiles P: The surgery of the osteoarthritic hip. Br J Surg 1957; 45: 488
- (121) Willert HG: Endoprothesenverankerung mit oder ohne Zement. Z Orthop 1993; 131: 601-609
- (122) Willert HG, Semlitsch M: Was lehren uns dreißig Jahre Erfahrung mit dem künstlichen Gelenkersatz. In: Morscher EM (Hrsg.): Endoprothetik. Springer Verlag, Berlin 1995: 3-20
- (123) Willert HG, Semlitsch M, Buchhorn G, Kriete U: Materialverschleiß und Gewebereaktion bei künstlichen Gelenken. Orthopäde 1978; 7: 62-83
- (124) Willert HG, Buchhorn GH, Hess Th: Die Bedeutung von Abrieb und Materialermüdung bei der Prothesenlockerung an der Hüfte. Orthopäde 1989; 18: 350-369
- (125) Willmann T, Sedel L: Reliability and long term results of ceramics in orthopaedics. 4th International Ceramtec Symposium Thieme Verlag, Stuttgart 1999
- (126) Witvoet J: Klassifikation der Totalprothesen des Hüftgelenkes. In: Duparc J (Hrsg.): Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie Elsevier-Verlag München 2005: 6; 211-222
- (127) Wixson RL, Stulberg D, Mehlhoff M: Total hip replacement with cemented, uncemented and hybrid prostheses. J Bone Joint Surg 1991; 73 (A): 257-270
- (128) Zenz P, Pospisil C, Fertschak W, Schwägerl W: 10 Jahre zementfreie Implantation von Hüfttotalendoprothesen unter Verwendung des Zweymüller-Schaftes. Z Orthop 1995; 133: 558-561

# Anhang (Nachuntersuchungsbogen)

<b>Nachuntersuchung</b>	
	schattiert = Harris o. Md'A
<b>Untersuchungsangaben</b>	<b>Patientenangaben</b>
Datum: ..... operierte Seite: rechts [ ] / links [ ]	Patienten-ID-Nr. .... Geburtsdatum .....
Ausfüllender Arzt: ..... ( Druckschrift / Unterschrift )	Klinik-Nr. .... Studienprotokoll-Nr. ....

Größe: ..... cm,    Gewicht: ..... kg,    Geschlecht: weiblich [ ], männlich [ ]

## aktuelle Anamnese

### Erneuter Hüftschmerz

- |                                   |   |         |
|-----------------------------------|---|---------|
| <input type="checkbox"/> keine    |   |         |
| <input type="checkbox"/> seit 1-3 | } | Monaten |
| <input type="checkbox"/> 4-6      |   |         |
| <input type="checkbox"/> 7-12     |   |         |
| <input type="checkbox"/> 1-2      | } | Jahren  |
| <input type="checkbox"/> 3-4      |   |         |
| <input type="checkbox"/> 5-7      |   |         |
| <input type="checkbox"/> 8-10     |   |         |
| <input type="checkbox"/> > 10     |   |         |

### Tätigkeit

- Haushalt ohne Hilfe
- Haushalt mit Hilfe
- sitzend
- leicht stehend
- körperlich schwer
- Wechsel zu leicht
- arbeitsunfähig bzw. berentet
- andere

### Analgetica

- nein
- ja, welche und Dosis: .....

### Physiotherapie

- [ j ] [ n ]
- Wenn ja,  
wo? .....  
welche? .....  
wie lange? .....

### Kuraufenthalt

- [ j ] [ n ]
- wenn ja,  
wo? .....  
wann? .....

### Klinikaufenthalt aufgrund Hüftleidens

- [ j ] [ n ]
- wenn ja,  
wo? .....  
wann? .....  
Art der Behandlung: .....

### Nach der primären Endoprothesenimplantation aufgetretene Risikofaktoren

- keine
- Diabetes
- Gicht
- Nephropathie/Harnwegsinfekt
- Hepatopathie/Gallenwegsinfekt
- Herz-Kreislauf
- Durchblutungsstörung
- rezid. Thrombophlebitis
- Lunge
- Antikoagulation  
welche: .....
- Apoplex, Paresen
- Alkoholabusus
- M. Parkinson
- Osteoporose
- Infekte des Knochens oder anderer Gewebe
- Allergien
  - gegen Medikamente: welche? .....
  - insbesondere gegen Antibiotika: .....
  - gegen Metalle oder Kunststoffe: .....
  - andere: .....

### Schmerzen

- |  |           |
|--|-----------|
| <input type="checkbox"/> – keine   | H44/MdA 6 |
| <input type="checkbox"/> – gering oder intermittierend beim Anlaufen,                                    | H40/MdA 5 |
| <input type="checkbox"/> – beim Anlaufen und/oder nach längerer Aktivität,<br>verschwindet rasch in Ruhe | H30/MdA 4 |
| <input type="checkbox"/> – stark aber erträglich,<br>begrenzte Aktivität möglich                         | H20/MdA 3 |
| <input type="checkbox"/> – stark bei Gehversuchen,<br>dadurch erhebliche Einschränkung der Aktivität     | H10/MdA 2 |
| <input type="checkbox"/> – stark und spontan   | H 0/MdA 1 |
- Bewegungen des täglichen Lebens

Strümpfe und Schuhe anziehen		
<input type="checkbox"/>	- problemlos	H 4
<input type="checkbox"/>	- mit Mühe möglich	H 2
<input type="checkbox"/>	- nicht möglich	H 0
Treppensteigen		
<input type="checkbox"/>	- Fuß vor Fuß, ohne Geländer	H 4
<input type="checkbox"/>	- Fuß vor Fuß, mit Hand am Geländer	H 2
<input type="checkbox"/>	- sehr mühevoll, schwaches Bein wird neben vorangehendes Bein gestellt	H 1
<input type="checkbox"/>	- unmöglich	H 0
Sitzen		
<input type="checkbox"/>	- problemlos	H 5
<input type="checkbox"/>	- bequem nur in einem speziellen Stuhl	H 3
<input type="checkbox"/>	- bequem nur beschränkte Zeit	H 3
<input type="checkbox"/>	- bequemes Sitzen unmöglich	H 0
Einsteigen in öffentliche Transportmittel/Autofahren		
<input type="checkbox"/>	- möglich	H 1
<input type="checkbox"/>	- unmöglich	H 0
<u>Gehfähigkeit</u>		
<input type="checkbox"/>	- keine Einschränkung außerhalb, zügiges Gehen möglich (mehr als 3 Kilometer)	H11/MdA 6
<input type="checkbox"/>	- längere Strecken möglich, jedoch keine anstrengenden Ausflüge zu Fuß (bis zu 3 Kilometer)	H 8/MdA 5
<input type="checkbox"/>	- tägliche Besorgungen können erledigt werden, längere wege außer Haus werden gemieden (bis zu einem Kilometer)	H 5/MdA 4
<input type="checkbox"/>	- eingeschränkt, trotz Behinderung des täglichen Lebens ist Selbstversorgung im Haus noch möglich, selten außer Haus (bis zu 20 Metern)	H 2/MdA 3
<input type="checkbox"/>	- stark eingeschränkt auf die notwendigsten Bedürfnisse, Hilfsmittel und Schmerzmittel immer notwendig (weniger als 10 Meter)	H 0/MdA 2
<input type="checkbox"/>	- gehunfähig	H 0/MdA 1
<u>Gehhilfe</u>		
<input type="checkbox"/>	- keine Gehhilfe	H11
<input type="checkbox"/>	- Stock für lange Strecken	H 7
<input type="checkbox"/>	- meistens einen Stock	H 5
<input type="checkbox"/>	- eine Krücke	H 3
<input type="checkbox"/>	- zwei Stöcke	H 2
<input type="checkbox"/>	- zwei Krücken	H 0
<b>Klinischer Befund der Hüfte</b>		
<u>Gangbild</u>		
<input type="checkbox"/>	- normaler Gang	H11
<input type="checkbox"/>	- leichtes Hinken	H 8
<input type="checkbox"/>	- deutliches Hinken	H 5
<input type="checkbox"/>	- starkes Hinken	H 0

Beinlängenverkürzung der rechten ( ) linken ( ) Seite gemessen durch Brettchenunterlage um ca. ....cm

Beurteilung der Operationsergebnisse durch den Patienten

<input type="checkbox"/> sehr gut	}	absolut
<input type="checkbox"/> gut		
<input type="checkbox"/> mässig		
<input type="checkbox"/> schlecht		
<input type="checkbox"/> besser	}	im Vergleich zu vorher
<input type="checkbox"/> gleich		
<input type="checkbox"/> schlechter		

Bewegungsmaße  
- Abduktion / Adduktion -- nach Normal-Null-Methode

	Ab.°	0	Ad.°
- Flexion / Extension	-- nach Normal-Null-Methode		
	Flex.°	0	Ex.°
- Innen- / Aussenrotation	-- nach Normal-Null-Methode		
	InnenRo.°	0	AussenRo.°

Anderweitige Behinderungen

- Knie – ipsilateral
- Knie – kontralateral
- Sprunggelenke / Fuß
- Wirbelsäule
- obere Extremität

## Röntgenbefund

### Pfanne

Position

- keine Lageveränderung
- Inklination: .....°
- Anteversion: .....°

(Normalbereich 45+/-5°)  
(Normalbereich 10+/-5°)

**im Vergleich zur Voraufnahme**

**verstärkt / vermindert**

- |                          |                          |
|--------------------------|--------------------------|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

Pfanne wandert

- nach cranial
- nach medial (Protrusio)
- in anderer Richtung

Einbautiefe

- Pfannenboden hat Knochenkontakt
- Knochenanbau im Spalt am Pfannenboden/Beckenknochen
- Pfannenboden hat Abstand zum Beckenboden von
  - < 2 mm
  - 2-4 mm
  - > 4 mm

Convexe Begrenzungslinie

- Knochenanbau sichtbar
  - cranial
  - Doppelkonturierung
  - durch Skleroselinie

Beziehung des Pfannenbodens zur Lamina interna (L.i.)

- |   |  |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li><input type="checkbox"/> Pfannenboden erreicht L.i. nicht</li> <li><input type="checkbox"/> Pfannenboden erreicht L.i.</li> <li><input type="checkbox"/> Pfannenboden perforiert L.i.</li> <li><input type="checkbox"/> L.i. remodelliert</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li><input type="checkbox"/> Perforation durch Knochenanbau geschlossen</li> <li><input type="checkbox"/> Veränderung durch Knochenremodelling</li> </ul> |
|---|--|

Knöchelüberdachung

- Pfanne medialisiert (Eingangsebene Acetabulum überragt Pfannenrand)
  - < 1 mm
  - 1-2 mm
  - > 2 mm
- Pfanne neutral (Pfannenrand schließt mit Eingangsebene des Acetabulum ab)

- Pfanne lateralisiert ( Pfannenrand überragt Eingangsebene des Acetabulum)
  - < 1 mm
  - 1-2 mm
  - > 2 mm

Pfannendachrekonstruktion

- Einbau einer Spongiosaplastik
- Atrophie-Sklerose
  - allgemeine Atrophie
  - Resorptionssäume
  - Osteolysen
    - herdförmig, umschrieben
    - diffus, weiträumig
- Allgemeine Sklerose
- begründeter Verdacht auf Infekt  
wodurch dokumentiert? .....

im Vergleich zur Voraufnahme  
Zunahme / gleich / Abnahme

- |                          |                          |                          |
|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

## Prothesenkopf

Lageveränderung in Pfannengelenk (Polyethylenverschleiß)

- sichtbar
- nicht sichtbar
- sonstige Veränderungen an der Kugel erkennbar  
welche? .....

Beziehung Trochanterspitze zu Kopfmittelpunkt

- höher als Kopfmittelpunkt um .....mm
- auf gleichem Niveau wie Kopfmittelpunkt
- tiefer als Kopfmittelpunkt um .....mm

im Vergleich zur Voraufnahme

- gleichbleibend
- Kopfmittelpunkt wandert tiefer

## Prothesenschaft

Höhe der Schenkelhalsresektion

..... mm oberhalb oberer Begrenzung  
des Trochanter minor

im Vergleich zur Voraufnahme

- Atrophie des Calcar
- Abrundung des Calcar
- Schwund des Calcar

Position des Femurstiels im Verhältnis

zur Höhe der Trochanterspitze

- Schulter überragt Trochanterspitze um .....mm
- Schulter mit Trochanterspitze auf gleicher Höhe
- Schulter tiefer als Trochanterspitze um ..... mm

im Vergleich zur Voraufnahme

Prothese eingesunken  
um .....mm

a.p. Projektion

- Varusposition
  - < 5°
  - > 5°
- Neutralposition
- Valgusposition
  - < 5°
  - > 5°

im Vergleich zur Voraufnahme

- Prothese abgekippt**
- in varus
  
- in valgus

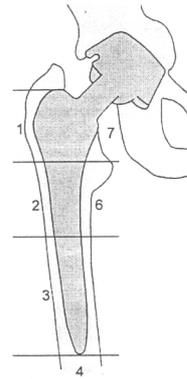
axiale Projektion

- ideal
- schräg
- Antetorsion
- Retrotorsion

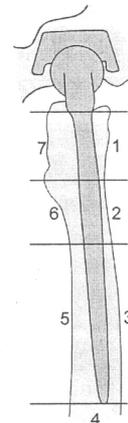
im Vergleich zur Voraufnahme

- Änderung der axialen Position

Röntgen, ap	1	2	3	4	5	6	7
normaler Knochen							
Resorption / Osteolysen							
Aufhellungssaum [mm]							
Lysesaum [mm]							
Sklerose direkt an Prothese							
Sklerose und Saum							
Atrophie							
Spongiosaverdichtung							
Kortikalisverdichtung							
Verdickung							
Weitere:							



Röntgen, axial	1	2	3	4	5	6	7
normaler Knochen							
Resorption / Osteolysen							
Aufhellungssaum [mm]							
Lysesaum [mm]							
Sklerose direkt an Prothese							
Sklerose und Saum							
Atrophie							
Spongiosaverdichtung							
Kortikalisverdichtung							
Verdickung							
Weitere:							

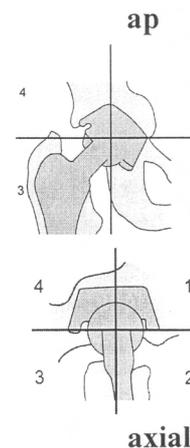


Paraartikuläre Ossifikationen (nach Arcq), Lokalisation nach Skizze:

- nehmen an Ausdehnung zu
- bleiben konstant
- strukturieren sich
- nehmen an Ausdehnung ab

Paraartikuläre Ossifikationen, ap	1	2	3	4
Grad 0 = keine				
Grad 1 = gering ausgeprägt				
Grad 2 = ausgeprägt				
Grad 3 = völlige Ummauerung				

Paraartikuläre Ossifikationen, axial	1	2	3	4
Grad 0 = keine				
Grad 1 = gering ausgeprägt				
Grad 2 = ausgeprägt				
Grad 3 = völlige Ummauerung				



- Trochanter major  
 unauffällig  
 disloziert  
 Pseudarthrose  
 baut ab  
 aufgelöst  
 Ossifikation  
 Trochanterkappe

- Fraktur  
 im Trochanter  
 in Diaphyse

- Zeichen für  
 Infekt  
 Implantatbruch

## BEURTEILUNG

Keine Veränderungen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Knochen des Implantatbettes verändert	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Zunehmender knöcherner Einbau des Implantates	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Knochenabbau	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Implantatlockerung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Revision angezeigt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Pfanne / Schaft

Nächste Nachuntersuchung vorgesehen: (TT/MM/JJJJ) ...../...../.....

Kein Follow-up wegen

- Prothesenentfernung am ...../...../.....  
 Tod des Patienten am ...../...../.....  
 Hospitalisation – Grund: .....  
 schlechten Allgemeinzustandes  
 weit entfernter Wohnort  
 unbekanntem Wohnort  
 mangelnder Kooperation  
 sonstigem : .....

BEMERKUNGEN:

**HINWEIS :**

**Der SPONSOR der Klinischen Prüfung, d. h. orto MAQUET, ist bei folgenden Komplikationen sofort zu benachrichtigen:**

- Tod des Patienten** Patienten-ID-Nr. ....  
 **Krankenhausaufenthalt** mehr als zwei Tage Geburtsdatum .....

Bitte informieren Sie per FAX: 07222-932 914

Klinik-Nr. ....

Abteilung Regulatory Affairs

Studienprotokoll-Nr. ....

orto MAQUET GmbH & Co. KG

Ausfüllender Arzt:

Tel: 07222-932 714

( Druckschrift / Unterschrift )

**Dies ist eine Anforderung aus dem Medizinprodukte Gesetz und EN 540**

## Auswertung

### 1. nach Merle d'Aubigne'

Bewegungssumme von Ab/Add + Flex/Ex + InRo/AussenRo :

Verschlüsselung der Gesamtsumme :

Abduktion/Adduktion  $\Sigma : \dots\dots\dots^\circ = \dots\dots\dots$   
 Flexion/Extension  $\Sigma : \dots\dots\dots^\circ = \dots\dots\dots$   
 Innen-/Aussenrotation  $\Sigma : \dots\dots\dots^\circ = \dots\dots\dots$   
 Summe :  $\dots\dots\dots$

1 - 0 bis 30°      4 - 101 bis 160°  
 2 - 31 bis 60°    5 - 161 bis 210°  
 3 - 61 bis 100°    6 - größer 210°

Gesamtbeurteilung nach Md'A  $\frac{\dots\dots\dots}{\text{Schmerz}} + \frac{\dots\dots\dots}{\text{Gehfähigkeit}} + \frac{\dots\dots\dots}{\text{Bewegung}} = \frac{\dots\dots\dots}{\text{Ergebnis}}$   
 (z.B. 6 + 6 + 4 = 16)

Zusammenfassung nach Md'A & Göttinger-Modell:  
 ( Schmerz x 2 ) + ( Gehfähigkeit x 2 ) + Bewegung = Gesamtwert Md'A (z.B. 6 x 2 + 6 x 2 + 4 = 28)

### 2. nach dem Harris-Schema

Bewegungsumfang :

	Bereich	Gradzahlen	X	Index	Punkte X	Index	Ergebnis
Flexion	0 - 45 :	.....	x	1,0	.....	.....	.....
	45 - 90 :	.....	x	0,6	.....	.....	.....
	90 - 110:	.....	x	0,3	.....	.....	.....
Abduktion	0 - 15 :	.....	x	0,8	.....	.....	.....
	15 - 20 :	.....	x	0,3	.....	.....	.....
	über 20 :	.....	x	0,0	.....	.....	.....
Adduktion	0 - 15 :	.....	x	0,2	.....	.....	.....
Außenrotation	0 - 15 :	.....	x	0,4	.....	.....	.....
	über 15 :	.....	x	0,0	.....	.....	.....

Gesamtzahl ..... X 0,05 = .....

Wenn gleichzeitig zutreffend, gibt es 4 Punkte :  
 Beugekontraktur kleiner als 30°      Rotationskontraktur. kleiner als 10°  
 Adduktionskontr. kleiner als 10°      Beinlängendifferenz kleiner als 3 cm

Schmerz : .....

Komplexe Bewegungen :  
 Strümpfe & Schuhe anziehen .....  
 Treppensteigen .....  
 Sitzen .....  
 Transportmittel .....

Gehfähigkeit : .....

Gehhilfe : .....

Gangbild : .....

Endergebnis Gesamtsumme .....

Bewertung :  
 ...MdA-/...Harris-Punkte      sehr gutes klinisches Ergebnis  
 ...MdA-/...Harris-Punkte      klinisches Ergebnis zufriedenstellend  
 ...MdA-/...Harris-Punkte      klinisches Ergebnis schlecht, vor allem wegen : .....  
 ...MdA-/...Harris-Punkte      klinisches Ergebnis bedenklich, nächste Untersuchung .....  
 ...MdA-/...Harris-Punkte      Revision angezeigt

## Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn Privatdozent Dr. med. Elmar Kunz, Chefarzt der Chirurgischen Klinik im Klinikum Mittelbaden Rastatt, für die Überlassung des Themas, die wissenschaftliche Betreuung und die Unterstützung bei der Verwirklichung dieser Arbeit.

Ferner danke ich allen Beteiligten der Röntgenabteilung für die Geduld bei dem Heraussuchen sowie der Erstellung und Mitbeurteilung der erforderlichen Röntgenaufnahmen.

Meinen lieben Eltern gilt ein ganz besonderer Dank für die fortwährende Unterstützung vor, während und nach meinem Medizinstudium.

Meiner Ehefrau danke ich herzlich für die geduldige und stetige Motivation im Studium und während der Anfertigung dieser Arbeit.

## Lebenslauf

Name: Paul  
Vornamen: Dietmar Nikolai Vincent  
Geburtsdatum: 05. November 1965  
Geburtsort: Gross-Alisch, Siebenbürgen, Rumänien  
Familienstand: verheiratet, ein Kind

### Schulischer Werdegang:

1972 - 1976 Grundschule in Kronstadt (Siebenbürgen), Rumänien  
1976 - 1978 Johannes-Hontherus-Gymnasium in Kronstadt  
1979 - 1982 Tulla-Gymnasium in Rastatt, Baden-Württemberg  
1982 - 1985 Gymnasium Marienhöhe in Darmstadt, Hessen  
1985 Allgemeine Hochschulreife

### Zivildienst:

1985 - 1987 Zivildienst bei der Arbeiterwohlfahrt in Rastatt

### Studium:

1987 - 1988 Studium der Chemie und Physik Universität Bielefeld  
1988 - 1994 Studium der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin

### Beruflicher Werdegang:

1994 - 1996 Arzt im Praktikum in der Abteilung für Gefäßchirurgie im Krankenhaus Moabit (Dr. Hans Luh), Berlin  
1996 - 1997 Assistenzarzt in der chirurgischen Rettungsstelle des Krankenhauses Moabit (Prof. Dr. Ernst Kraas), Berlin  
1997 - 2000 Assistenzarzt in der Abteilung für Allgemeinchirurgie im Krankenhaus Waldfriede (Dr. Gisbert Heinrich), Berlin  
seit 01/2001 Assistenzarzt in der Abteilung für Allgemein- und Unfallchirurgie Kreiskrankenhaus (PD Dr. Elmar Kunz), Rastatt  
seit 11/2004 Facharzt für Chirurgie im Kreiskrankenhaus Rastatt