

Frühergebnisse nach computerunterstütztem Robotereinsatz in der zementfreien Hüftgelenktotalendoprothetik

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Humanmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von      Alae Alwan  
aus                      Darmstadt

Gießen                1999

Frühergebnisse nach computerunterstütztem Robotereinsatz in der zementfreien Hüftgelenktotalendoprothetik

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Humanmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von      Alae Alwan  
aus                      Darmstadt

Gießen                1999

Aus der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main

Leiter:

Prof. Dr.med. Börner

Gutachter: Prof. Dr.med. Börner

Gutachter: Prof. Dr.med. Stürz

Tag der Disputation: 20.09.00

## Inhaltsverzeichnis

	Seite	
<b>1.0</b>	<b>Geschichte der Hüftendoprothetik.....</b>	<b>3</b>
1.1	Chronologische Übersicht der Hüftendoprothesenentwicklungen.....	6
<b>2.0</b>	<b>Entwicklung und Funktion des Robodoc Systems.....</b>	<b>9</b>
<b>3.0</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>27</b>
3.1	Krankengut und Beobachtungszeitraum.....	27
3.2	Geschlechter und Altersverteilung.....	27
3.3	Präoperative Diagnosen.....	29
3.4	Internistische Daten und Risikofaktoren.....	30
3.5	Seitenverteilung.....	31
3.6	Zeitraum zwischen Pin- und Prothesenimplantation.....	31
3.7	Prothesengrößen und Material.....	32
3.7.1	Schaftgrößen.....	33
3.7.2	Pfannengrößen.....	34
3.7.3	Kopfmaterial, Kopfgrößen und Halslängen.....	35
3.8	Operationszeiten.....	36
3.9	Intra- und postoperative Komplikationen.....	37
3.10	Krankenhausaufenthalt.....	38

3.11	Nachuntersuchungsergebnisse.....	40
3.12	Ergebnisse nach dem Harris Hip Spore.....	43
3.12.1	Schmerz.....	43
3.12.2	Funktion.....	43
3.12.3	Deformität (Absence of deformity).....	45
3.12.4	Range of motion.....	46
3.12.5	Harris Hip Score total.....	47
3.13	Ergebnisse nach dem Score von Merle d´Aubigné und Postel.....	50
3.13.1	Schmerz.....	50
3.13.2	Bewegungsausmaß.....	51
3.13.3	Gang.....	52
3.13.4	Score nach Merle d´Aubigné und Postel total.....	53
<b>4.0</b>	<b>Postoperative Röntgenergebnisse.....</b>	<b>57</b>
4.1	Postoperative Röntgenveränderungen der Schaftstellung.....	58
4.2	Postoperative Sklerosesäume, Kortikalisverdickung, Sockelbildung und isolierte Aufhellungssäume.....	58
4.3	Paraartikuläre Ossifikationen.....	61
4.4	Verlaufsbeobachtungen.....	63
<b>5.0</b>	<b>Diskussion und Zusammenfassung.....</b>	<b>76</b>
<b>6.0</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>80</b>
<b>7.0</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>89</b>

## 1.0 Geschichte der Hüftendoprothetik

Die Anfänge der Hüftendoprothetik reichen bis vor die Jahrhundertwende. Gluck (27,28,29) berichtete über Implantate aus Elfenbein, welche er in den proximalen Femur implantierte.

1938 führte Smith-Petersen (85,86) erstmals die Vitallium cup Arthroplastik ein, in der die femorale Gelenkfläche ersetzt wurde.

Ebenfalls 1938 implantierte Philip Wiles (93) die erste Hüfttotalendoprothese aus Stahl. Die metallische Pfanne wurde mit Schrauben, der Hüftkopf durch einen Bolzen durch den Schenkelhals fixiert.

Die Brüder Jean und Robert Judet (42,43) gingen 1950 von dem Gedanken aus, den Femurkopf zu reseziieren und durch eine pilzförmige Femurkopfprothese aus Plexiglas zu ersetzen. Sie hatte gegenüber der Smith-Petersen-Cup Plastik den Vorteil der größeren Ausgangsstabilität, da sie mit ihrem Stiel in eine Bohrung in den Knochen eingebracht wurde (23,78).

Moore (66,67) und Thompson (89,90) führten 1950 und 1951 die Kopf-Hals Prothesen ein. Bei dieser Methode wurde zusätzlich der Schenkelhals reseziert. Die Verankerung erfolgte mit einem langen Schaftteil intramedullär im Femur. Die Prothesen bestanden aus einer Chrom-Kobalt-Legierung.

Die Kopf-Hals Modelle aus Plexiglas nach Merle d'Aubergine (60), Lange (49) und Rettig (74) konnten sich nicht durchsetzen, da sie der Wechselbeanspruchung nicht gewachsen waren, so daß es zu Materialbrüchen kam (23).

Mc Kee (55,56) ersetzte 1959 erstmalig beide Gelenkanteile durch eine Metall/Metall-Totalendoprothese, bestehend aus einer Kobalt-Chrom-Legierung. Die Pfanne wurde in die Beckenspongiosa eingeschraubt.

Haboush (30) setzte 1951 als erster den aus der Zahnheilkunde bekannten Acrylzement zur Implantation einer Hüftendoprothese ein.

Für die weltweite Anwendung des Polymethylacrylat sorgte John Charnley, welcher 1960 die Fixierung einer Kopf-Hals-Prothese mit diesem Material beschreibt (14), dann aber bald zur einzementierten Hüfttotalendoprothese übergang (15).

Ab 1960 verwendete Mc Kee und sein Mitarbeiter Farrar (57) ebenfalls Knochenzement zur Implantation ihrer Hüftendoprothesen. Die Konvexität des Pfannenteils war mit angegossenen kurzen Stiften bedeckt, um der Prothese Halt im Knochenzement zu geben. Die Gelenkpartner bestanden nach wie vor aus einer Chrom-Kobalt-Legierung.

Einen anderen Weg bestritt Charnley. Um den Reibungswiderstand herabzusetzen und damit die Haltbarkeit der Prothesen zu verbessern, setzte er eine Pfanne aus Teflon (Polytetrafluoräthylen) ein, welches aus der Herzklappenchirurgie bekannt war. Zusätzlich verkleinerte er den Kopfdurchmesser seiner Prothese auf 22,2 mm. Dieses System nannte er „Low-Friction-arthoplasty“ (16).

Schon bald stellte sich jedoch heraus, daß Teflon die Eigenschaft des „Creeping“ und „Cold flow“ besaß, das heißt bei Überschreitung eines materialspezifischen Druckes kam es zur Dauerverformung und erhöhtem Abrieb des Teflons (23,78,95).

1963 ersetzte Charnley das Teflon durch das hochverdichtete Polyethylen, welches einen wesentlich geringeren „Cold-Flow“ Effekt besitzt als Teflon (78) und bis heute als Pfannenwerkstoff verwendet wird (95).

1964 entwickelte Müller (68,69,70) eine Totalendoprothese mit einem Kopfdurchmesser von 32 mm, wodurch Druckspitzen vermieden und damit ein geringerer Verschleiß der Pfanne angestrebt wurde.

Buchholtz (11,82) gab 1966 eine Totalendoprothese mit einem Kopfdurchmesser von 38 mm an.

Weber und Huggler (91) implantierten 1968 erstmals eine Rotations-Totalendoprothese. Sie bestand aus drei Teilen. Schaft und Pfanne bestanden aus einer Chrom-Kobalt-Legierung, dazwischen war ein Polyesterkopf geschaltet, der mit Hilfe eines Zapfengelenkes auf den Schaft aufgesteckt werden konnte. Die Interposita waren in drei unterschiedlichen Längen vorhanden, so daß die Beinlänge intraoperativ bestimmt werden konnte.

Aufgrund von starken Abriebreaktionen des Polyesterkopfes in der Metallpfanne wurde die Prothese 1972 mit einem Metallkopf und einer Polyethylenpfanne versehen (23,38,82). Ab 1974 wurden dann Aluminiumoxidkeramikköpfe eingesetzt.

Nach Einführung des Knochenzementes setzte sich die Hüftendoprothetik, aufgrund der hervorragenden Primärstabilität, weltweit als Standardverfahren der Chirurgie und Orthopädie durch.

Langzeitbeobachtungen enttäuschten jedoch durch zunehmende aseptische Lockerungen, die bis zu 19% nach 5-10 Jahren betrug (88). Angelastet wurde dafür die mechanische Zerrüttung des Knochenzements und die Zementiertechnik.

1964 begann Ring (75) bereits wieder zementfrei zu implantieren. Die Metallpfanne verankerte er durch eine lange Schraube im Becken mit Hilfe eines Zielgerätes. 1979 ersetzte er die Metallpfanne durch eine Polyethylenpfanne mit Lammellenzapfen (76).

Siwash (23,83) entwickelte 1967 eine Prothese, in der erstmals der Werkstoff Titan für den Schaft verwendet wurde. Kopf und Pfannenteil waren mit einem Sprengring verbunden und wurden in einem Stück eingesetzt. Der Schaft wurde durch eine Stiffixation am Trochanter rotationsstabil verankert.

Mc Kee (57) führte die bessere Erfolgsrate der einzementierten gegenüber der zementfreien Hüftendoprothetik darauf zurück, daß der Knochenzement die Last über eine große Knochenfläche verteilt und dadurch eine gleichmäßigere und günstigere Kraftübertragung auf den Knochen erfolgt.

Schon Charnley (14) machte bei der Einführung des Knochenzement diese Überlegungen.

Die Idee, durch Oberflächenvergrößerung eine bessere Kraftübertragung auf den Knochen zu erreichen, führte zur Entwicklung oberflächenvergrößernder Designs zementfreier Implantate.

1972 führte Judet (40,41,44) eine Prothese ein, die aus einer Kobalt-Chrom-Nickel Verbindung bestand und deren Oberfläche porös und eine Unregelmäßigkeit von etwa 1½ mm besaß. Der Schaft war gebogen mit rechteckigem Querschnitt. Zur trochanteren Abstützung war ein lateraler Flügel mit zwei Bohrungen vorhanden, um die Rotationsstabilität zu verbessern.

Das Prinzip der Oberflächenvergrößerung wurde von Lord (51) 1973, mit der zementlos verankerten Madrepore (korallenartig) Prothese, weiter verfolgt. Der Schaft dieser Prothese war gerade geformt, mit einer schmalen proximalen Abstützfläche in anteriorer, posteriorer und medialer Richtung. Die angegossenen Kügelchen bewirkten eine Oberflächenvergrößerung von 1: 3.

1974 stellte Mittelmeier (62,63,64,65) seine Tragrippenprothese (Autophor) vor, deren Entwicklung ab 1969 begann.

Der Kopf der Prothese bestand aus Aluminiumoxidkeramik, die Pfanne aus einer keramischen Schraubpfanne.

Es existieren drei Schafttypen, Typ I wurde von 1973-76 implantiert. Er bestand aus einer Chrom- Kobalt-Gusslegierung (Wisil). Der Schaft war leicht gebogen und mit kühlrippenähnlichen Tragstrukturen versehen, außerdem besaß er einen medialen Kragen.

Wegen der nur zirkulär verlaufenden Tragrippen erwies sich dieser Typ als nicht rotationsstabil.

Ab 1976 wurde der Typ I durch den Typ II ersetzt, der aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung („Endocast“) bestand. Der Schaft war gerade mit quadratischem Querschnitt, an jeder Schaftseite fanden sich untereinander angeordnete, ovale bis kreisrunde Mulden, von denen die beiden oberen zu Löchern durchstoßen sind.

Im Trochanterbereich ist ein buckelförmiger lateraler Stabilisierungsflügel vorhanden, medial liegt an der Unterseite ein gerippter Prothesenkragen vor.

Seit 1985 gibt es den Schafttyp III, dieser besteht ebenfalls aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän Legierung, die Form ist identisch mit dem Typ II, es besteht aber zusätzlich noch eine Oberflächenstrukturierung.

Um die physiologische Verteilung der Spannungen im Femur im Hinblick auf Größe und Richtung aufrecht zu erhalten und um Knochensubstanz zu schonen, wurde die Druckscheibenprothese von Huggler und Jakob (37,38) 1976 konzipiert.

Die Prothese besteht aus einer gemuldeten Druckscheibe, die direkt auf die Kortikalis des Schenkelhalsstumpfes aufgesteckt wird. Die Scheibe weist eine zentrale Öffnung zur Aufnahme eines Dornteiles auf, welcher den prothetischen Femurkopf aufnimmt.

Der hohle biegebeste Dorn ist mit einer zentralen Schraube an einer Lasche befestigt, die an der lateralen Äußeren Kortikalis durch zwei Kortikalisschrauben fixiert wird.

Als zentrales Element gilt die Druckscheibe, welche die resultierende Hüftgelenkskraft direkt auf die Mediale einleitet, wodurch das physiologische Spannungsmuster im proximalen Femurende weitgehend erhalten bleibt.

Seit Anfang der 80er Jahre wurden dann sehr viele verschiedene Prothesenmodelle angeboten, die hinsichtlich ihrer Form nur sehr geringe Unterschiede aufwiesen.

Die neueren Prothesen in der zementfreien Hüftendoprothetik sind vor allem durch biokompatible Oberflächenbeschichtungen, wie z.B. Hydroxylapatit gekennzeichnet, die das Einwachsverhalten des Knochens verbessern sollen.

## 1.1 Chronologische Übersicht der Hüftendoprothesenentwicklungen

**1922**

Hey-Grooves, erster Hüftkopfersatz aus Elfenbein

**1939**

Philip Wiles, erster totaler Ersatz des Hüftgelenks aus rostfreiem Stahl  
Pfannenverankerung mit 2 Schrauben

**1946**

Gebrüder Judet, Hüftkopfersatz aus Plexiglas

**1951**

McKee, TEP mit eingeschraubter Pfannenkomponente

**1951**

Austin Moore Prothese, erste Schaftprothese mit Großkopf und Schaftöffnung für knöcherne Integration

**1952**

Thompson Schaftprothese mit Großkopf und Prothesenkragen, steiler Kragenwinkel

**1953**

McKee-Farrar, TEP mit Pfannenschale Metall/Metall Gleitpaarung

**1959**

Charnley, Einführung des PMMA Knochenzementes, Low Friction, Low Wear Prinzip,  
22 mm Kopf und Kunststoff (PE) Inlay

**1967** Müller Prothese mit Kragen und gebogener Schaftform

**1971**

Weller Prothesenschaft mit Kragen

Typ 1971 gebogene Form

Typ 1978 biomechanisch optimierte Form

**1976**

Wagner Schalenprothese mit dünnwandiger PE-Pfanne

**1977**

Müller, Geradschaftprothese mit flachem Querschnitt, konische Verkeilung im Knochen

**1971**

Judet, Knochenstruktur nachempfundene Oberfläche des Schaftes und zylindrische Pfanne mit gleicher Oberflächenstruktur

**1972**

Lord, Makroporische Oberfläche mit Kugeldurchmessern von 4 mm, sphärische Schraubpfanne

**1973**

Mittelmeier, makrostrukturierte Oberfläche, kantige Schaftgeometrie, konische Schraubpfanne, keramische Gleitpaarung

**1974**

Morscher, Isoelatischer Schaft, metallarmierter elastischer Kunstprothesenschaft, sphärische PE-Pfanne mit zwei Verankerungszapfen

**1980**

Zweymüller, Titan-Prothesenschaft mit distaler Pressfit-Verankerung, großes Schaftsortiment, konische PE-Schraubpfanne

**1981**

Parhofer-Mönch, erste komplette modulare Titan Prothese, makrostrukturierter Schaft, konische Schraubpfanne

**1983**

Spotorno, proximale Schaftverankerung, elastische Spreizpfanne

**1983**

Schütt+Grundeis, anatomischer Prothesenschaft, metall-spongiöse Oberfläche, Pfanne mit Ankerfixierung

**1980-1985**

zementfreie AML Porocoat, PCA-TDI-coating, Harris Fibermesh  
Prothesenentwicklung Omnifit HAP coating

**1985-1990**

zementfreie Modelle Aldinger, CAD, Zweymüller SL, Profile

**1987**

Bicontact, zementiertes und zementfreies Prothesensystem

**1985-1990**

zementfreie Zweymüller, Morscher, Gersthof, Endler PE-Pfannen

**1980-1990**

zementfreie PM, Mc-Ring, Weill-Ring, Zweymüller Schraubring, München  
Schraubpfannen, Hofer Pfanne

**1980-1990**

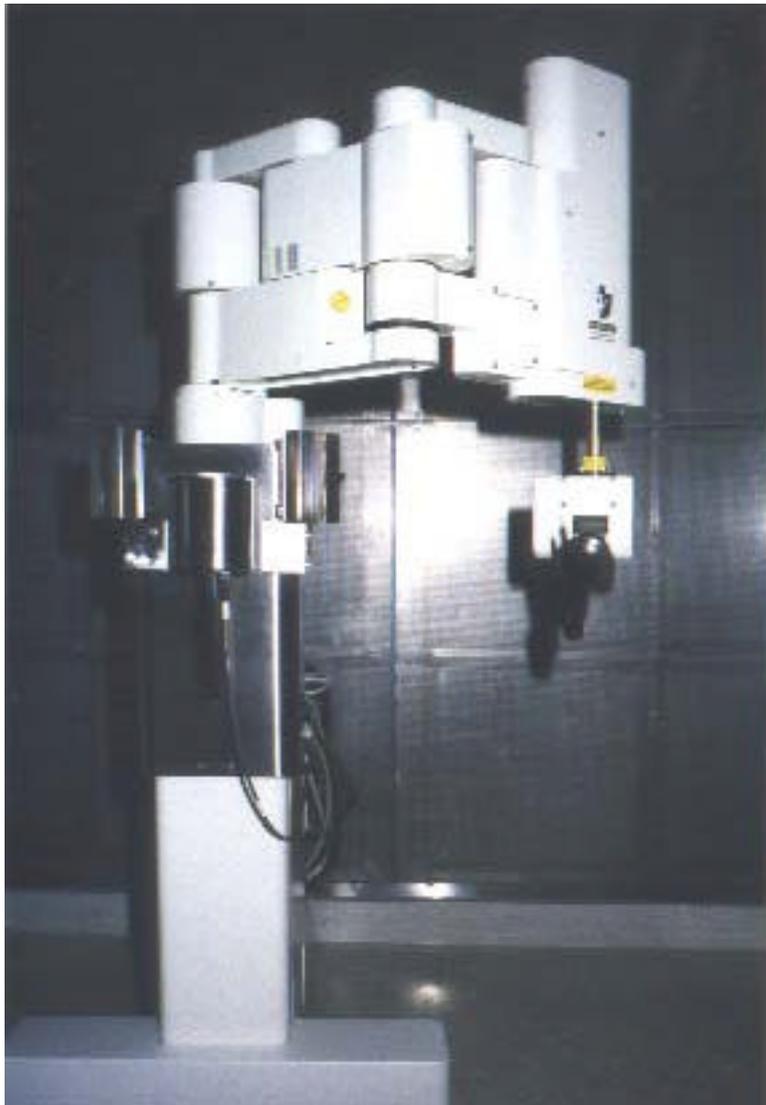
zementfreie AML, PCA, Harris, Morscher-Sulmesh, Plasmacup-Plasmapore  
Press-fit-Pfanne

**1990- 1995**

zementierte Modelle MS-30, AC, Trios, Centrament

## 2.0 Entwicklung und Funktion des Robodoc-Systems

Die Idee zu Robodoc (Abbildungen 1,2), einem computergesteuerten Roboter, der den Operateur bei der Implantation zementfreier Prothesen unterstützt, stammt aus dem Jahre 1984. Das System wurde erstmalig 1992 in den USA bei einer Operation am Menschen eingesetzt, 2 Jahre später auch in Deutschland.



**Abbildung 1: Robodoc**

Der Erfinder von Robodoc, Howard A. Paul (36), war in den 80er Jahren als Tierarzt in Sacramento, Kalifornien tätig und auf Hundeorthopädie spezialisiert. Er implantierte eine große Zahl zementfreier Hüftendoprothesen bei Hunden, wobei er vorwiegend sogenannte „Custom Implants“ benutzte, d. h. Prothesen, die nach CT-Schnitten des proximalen Oberschenkels individuell angefertigt wurden. Er erkannte die Diskrepanz zwischen dem aufwendigen Herstellungsprozeß der Prothesenschäfte und der Ungenauigkeit des weiteren Prozesses. Während die Prothesen mit hoher Exaktheit - entsprechend den CT Vorgaben- angefertigt wurden,

mußte der Schaftsitz letztlich doch von Hand präpariert werden, was zu Problemen führte, die auch beim Menschen bekannt sind:

1. Die Form des Schaftsitzes ist allein durch die Führung der Formraspel von der Hand des Chirurgen abhängig, wobei nur leichte Kippungen der Raspel erhebliche Abweichungen von der präoperativen Planung des schließlich geschaffenen Femurkanals bedingen, woraus vor allem bei Geradschaftprothesen eine Varus- oder Valgusstellung resultiert.
2. Die genaue Position der Prothese muß vom Operateur, anhand von „Landmarken“ im Operationsfeld, abgeschätzt werden. Der Prothesensitz hängt vom „Chirurgischen Gefühl“ und der Erfahrung des Operateurs ab (36).
3. Es werden relativ grobe Instrumente in Form von Raspeln benutzt, um die Femurhöhle für das Implantat zu präparieren. Studien zeigen das es hier, anstatt zu präzisiertem Schneiden des Knochens, zu ausrissen der Spongiosa kommt (7).
4. Die Formraspel hat die Tendenz unkontrolliert abzuprallen, wenn sie auf dichte Spongiosa oder Kortikalis trifft.
5. Harter Knochen lenkt die handgeführte Raspel unter Umständen ab, so daß es trotz sorgfältiger Planung häufig vorkommt, daß die letztlich getroffene Auswahl der konfektionierten Prothesengröße den intraoperativ gefundenen geometrischen Verhältnissen nicht gerecht wird und mitunter auf größere oder kleinere Abmaße ausgewichen werden muß (4).
6. Viele Chirurgen versuchen diese Probleme in der zementlosen Hüftendoprothetik dadurch zu kompensieren, indem sie größere Prothesen einsetzen als ursprünglich geplant. Dies führt vermehrt zu intraoperativen Fissuren sowie Frakturen, die in der Literatur bis zu 23 % angegeben werden (6,81).

Die wichtigste Konsequenz aus dem Zusammenspiel dieser unpräzisen Präparationstechniken des Femurkanals, ist der ungenügende Kontakt zwischen zementfreiem Implantat und Knochen. Lücken zwischen Implantat und Knochen verursachen Mikrobewegungen, wodurch Knochen abgebaut und durch eine fibröse Membran ersetzt wird, die eine permanente Integration des Implantats in den Knochen verhindert und zu einer aseptischen Lockerung führt (73,80).

Die maximal zulässige Spaltbreite wird mit 0,5 mm, die maximalen Mikrobewegungen mit 150-300 Mikrometern angegeben, um eine permanente Implantatintegration zu ermöglichen (22,24,34).

Die wichtigste Voraussetzung für die Osseointegration ist also die Primärstabilität, wobei ein exakter Formschluß zwischen Knochen und Implantat erzielt werden muß.

Diese Komplikationen bzw. Fehlplatzierungen führten zu Überlegungen, wie die vorhandene Technik der Prothesenfertigung verändert werden könnte, um eine passgenaue Implantation möglich zu machen. Es entstand die Idee, die Präparation des Schaftsitzes einem Roboter zu überlassen, der wiederum von einem Computer gesteuert wurde. Am Computer sollte die präoperative Planung, bezüglich der Form und Position der Femurhöhle, durchgeführt werden können.

Howard Paul konnte die Industrie von dem Projekt überzeugen und gewann IBM, sowie eine Klinikgruppe aus Nordkalifornien, als Hauptsponsoren.

Zunächst stellte sich die Frage, welche Anforderungen an einen Operationsroboter gestellt werden müssen, um im klinischen Alltag anwendbar zu sein.



**Abbildung 2: Robodoc**

#### A. Interaktion zwischen Mensch und Maschine

Das Ziel ist nicht, den Chirurgen durch eine Maschine zu ersetzen, sondern ein Werkzeug zu entwickeln, welches dem Chirurgen erlaubt, unter dessen Aufsicht, vorgegebene Strukturen präzise zu entfernen.

Obwohl die geometrische Genauigkeit des Roboters exakter ist, als die des Chirurgen, ist es nur der Chirurg, der die Gesamtsituation im Operationssaal erfassen kann. Er ist zu jeder Zeit dafür verantwortlich, was im Operationssaal vorgeht.

Es müssen geeignete Kontrollmöglichkeiten vorhanden sein, um die jeweiligen Aktionen des Roboters zu überwachen, ihn jederzeit stoppen, Fehler korrigieren und ihn richtig positionieren zu können.

Desweiteren besteht das Problem Mensch–Maschine Interaktion, während der präoperativen Planung. Es muß eine anwendungsfreundliche und verständliche Computeroberfläche (Interface) geschaffen werden, um sicher zu stellen, welche Implantatform geschnitten werden soll und wo genau.

Ferner sollte das für die Planung benutzte Interface, möglichst mit dem Interface Übereinstimmen welches zur Kontrolle während der Operation benutzt wird.

#### B. Erhebung der Planungsdaten und intraoperative Realität

Die chirurgische Planung baut auf den anatomischen Strukturen auf, die aus den CT-Schnitten geliefert wurden. Zuverlässige und genaue Verfahren, die es dem Roboter ermöglichen diese anatomischen Strukturen auch tatsächlich aufzufinden sind essentiell, um die Planung auch in die Realität umsetzen zu können.

#### C. Verifizierung

Es ist sehr wichtig zu verifizieren, daß die größere geometrische Genauigkeit, die durch die Benutzung des Robotersystems möglich ist, im praktischen Gebrauch auch tatsächlich erzielt wird.

Es müssen geeignete Verfahren entwickelt werden, die die Leistung einzelner Systemkomponenten, sowie die Leistung des Systems als ganzes verifizieren.

#### D. Anwendbarkeit und Sterilität im Operationssaal

Der Roboter muß in die normale Krankenhausroutine einfach zu integrieren sein. Seine Wartung darf die Routine im Operationssaal nicht stören. Das Robotersystem sollte mit einfachen Mitteln in den Operationssaal gebracht und aufgebaut werden können, als Teil der präoperativen Vorbereitung. Entsprechend einfach sollte das Entfernen, Sterilisieren und Wiederanbringen der Werkzeuge am Roboterarm möglich sein. Es müssen sterilisierbare und anwendungsfreundliche Plastikummüllungen entwickelt werden, die den Arm und andere Komponenten des Systems steril abdecken, da diese nicht mit einfachen Mitteln sterilisiert werden können.

#### E. Sicherheit, Fehlerbehebung und Abbruch

Es ist offensichtlich, daß extreme Sicherheitsmechanismen wichtig sind, um sowohl den Patient, als auch den Chirurg zu schützen. Manuelle Pause- und Notstopfunktionen sind essentiell. Wo immer es möglich ist, müssen potentielle Fehlerquellen aufgedeckt und überprüft werden, sowie adäquate Mechanismen zur Fehlerbehebung vorhanden sein. Es muß möglich sein, den Roboter nach einem Notstop zu reaktivieren. Es muß ebenfalls die Möglichkeit bestehen, den Vorgang abzubrechen, den Roboter zu entfernen und die Operation manuell zu beenden, falls entsprechende Gründe vorliegen.

Da sich der Chirurg auf die Präzision des Roboters verlassen muß, ist es wichtig, daß Fehler einzelner Komponenten nicht einen unentdeckten Verlust an Genauigkeit verursachen. Das System muß die Position der Bohrwerkzeuge überwachen und zwar so, daß sowohl das aktuell gebohrte, als auch das noch zu bohrende Volumen sichtbar ist und einen Abbruch vornehmen, falls das gewünschte Volumen aus irgendeinem Grund über oder unterschritten wird. Es ist wichtig, daß Bewegungen des Femurs (z. B. wenn das Bein im Fixator verrutscht) sofort gemeldet werden. Ein einzelner falsch platzierter Schnitt kann normalerweise ausgeglichen werden, aber es ist ungleich schwieriger eine komplett falsch ausgeschnittene Femurhöhle zu korrigieren (79).

Kernproblem der weiteren Entwicklung war die intraoperative Orientierung des Roboters am Femur.

Um den Fräskanal richtig zu positionieren mußte der Roboter wissen, wo sich der Femur im Raum befindet und wo der Chirurg plant, das Implantat zu plazieren. Um es dem Roboter zu ermöglichen sich räumlich zu orientieren, (unter Berücksichtigung der Lage des Knochens, sowie der zu implantierenden Prothese), mußte zunächst eine CT-Untersuchung des Femurs durchgeführt werden. Dieses CT-Bild mußte nun irgendeine dreidimensionale Identifizierung von bestimmten Markierungen auf dem Femur ermöglichen, die es dem Computer erlaubte, ein dreidimensionales Knochenkoordinatensystem zu konstruieren, in die dann die passende Prothese eingeplant werden konnte. Diese Markierungen mußten sowohl im CT-Bild als auch intraoperativ identifizierbar sein.

Zu diesem Zweck wurde eine Calibrierungsschraube (Pin) aus Titan entwickelt, mit einem Pinkopf von 2 mm Höhe und einem Durchmesser von 10 mm, sowie einem Gewinde von 12 mm Länge, mit einem Durchmesser von 4,5 mm.

3 Titanpins werden am Vortag der eigentlichen Operation über Stichinzisionen in die mediale und laterale Femurkondyle, sowie am Trochanter major eingebracht und anschließend eine CT Untersuchung des Femurs durchgeführt. Das CT soll sowohl den Hüftkopf, den proximalen Schaft, als auch den Sitz der 3 Pins zeigen. Im Bereich des Femurkopfes, bis zum Trochanter minor, wird ein Tischvorschub von 3 mm gewählt. Da es unterhalb des Trochanter minors nur noch zu langsamen Veränderungen der Knochenformen- und dichten kommt, ist hier ein Tischvorschub von 6 mm ausreichend. Ausgenommen werden die Pinköpfe, die generell mit einer höheren Auflösung (2 mm Tischvorschub) gefahren werden.

Der Computer berechnet dann zunächst exakt den Mittelpunkt der 3 Pins, wobei zusätzlich die Abstände untereinander, die Winkel zueinander, als auch die Winkel zum Knochen gemessen werden. Daraus wird eine dreidimensionale Darstellung des Knochens berechnet, in die dann die entsprechende Prothese eingesetzt wird. Voraussetzung dafür ist, daß sich das Bein während der CT-Untersuchung nicht bewegt. Aus diesem Grund wird während der Aufnahme ein aufgelegter Aluminiumstab vermessen, um mögliche Bewegungen aufzudecken.

Während der Operation tastet der Roboter mit taktilen Sensoren die freigelegten Pins ab und ist dadurch in der Lage, unter Einbeziehung der Daten aus dem CT, die genaue Position des Knochens im Raum zu bestimmen, unter der Voraussetzung, daß der Knochen exakt fixiert bleibt.

Dies führte zu einem weiteren Kernstück der Entwicklung, zu „Orthodoc“.

Die bisherige präoperative Planung einer Hüftgelenktotalendoprothese erfolgte unter Verwendung von Folien, die von den Prothesenherstellern bereit gestellt wurden. Die für die Planungsfolien verwendeten Vergrößerungsmaßstäbe setzten eine standardisierte Röntgenaufnahme voraus. Meist werden auch bei sorgfältiger Einstelltechnik keine exakten anterior-posterioren und axialen Ebenen abgebildet. Die Planung mit Folien gibt somit nur eingeschränkt Hinweise über die Größe der Schaftprothese, sowie über die Höhe der Osteotomie zur Resektion des Schenkelhals. Die Planungsungenauigkeit äußert sich unter anderem in einer Variation der postoperativen Beinlängen (4).

Orthodoc ist ein dreidimensionales Graphikprogramm zur präoperativen Planung der Prothese, welcher auf einem IBM RS/6000 Hochleistungsgraphikcomputer (IBM,

Boca Raton, Florida) installiert ist. Das Programm entspricht einem CAD-System (Drahtgittermodell), wie es in der Industrie zur Planung von dreidimensionalen Körpern eingesetzt wird.



**Abbildung 3: Prototyp von Orthodoc (DOS Version)**

Die CT-Daten des Femurs werden in den Orthodoc eingelesen, dieser errechnet ein dreidimensionales Bild des Femurs und stellt diesen auf einem hochauflösenden Graphikbildschirm in 4 Fenstern dar (Abbildung 3). 3 Fenster stellen aufeinander senkrecht stehende Schnittebenen dar, so daß zur gleichen Zeit eine Darstellung der anterior-posterioren und der axialen Ebene, sowie die Darstellung des Querschnitts möglich ist. Im 4. Fenster wird die dreidimensionale Rekonstruktion dargestellt. Durch Einstellung von verschiedenen Hounsfield Einheiten können die entsprechenden Dichten des Knochens in unterschiedlichen Farben dargestellt werden (Abbildung7).

Eine Veränderung der Schnittebene in einem Fenster führt zu entsprechenden Verschiebungen in den anderen Fenstern, so daß Bilddetails in jedem Fenster sichtbar sind. Weiterhin ist eine Vergrößerung dieser Details bis zur Auflösungsgrenze des CT-Scanners möglich. Jeder Ausschnitt in einem der Planungsfenster kann beliebig rotiert, längs oder quer verschoben werden.

Aus einem Prothesenkatalog können unterschiedliche Prothesentypen und -arten ausgewählt werden. Die genauen Maße und Geometrie der einzelnen Prothesentypen und -größen müssen vom Hersteller bereit gestellt werden, um die Prothesenfräsdaten für den Robodoc erstellen zu können. Grundsätzlich kann jede Art von Prothese zur Implantation mit Robodoc verwendet werden.

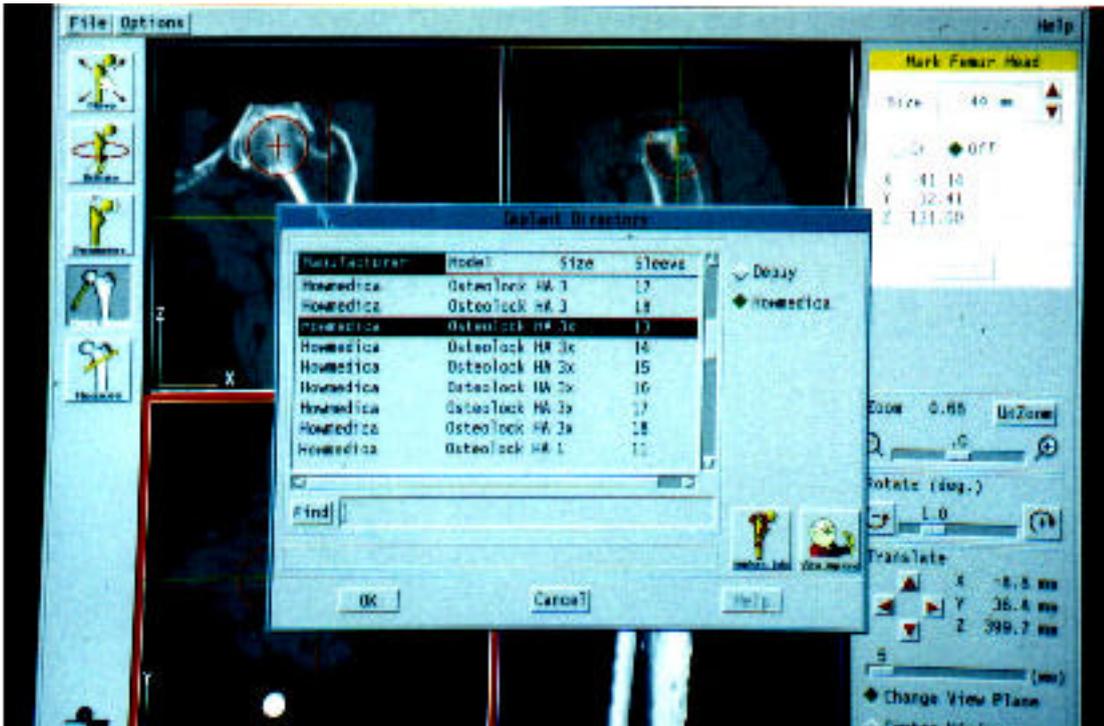


Abbildung 4: Prothesenkatalog

Wurde eine Prothese ausgewählt (Abbildung 4), so kann diese unter Monitorkontrolle exakt positioniert werden (Abbildung 5). In jedem Fenster läßt sich die Prothese zweidimensional verschieben, so daß sie exakt im Raum plazierbar ist. Eine Rotation ist ebenfalls in allen Richtungen möglich, der Drehpunkt kann dabei frei gewählt werden.



Abbildung 5: Planung mit Hilfe von Orthodoc



**Abbildung 6: Planung mit Hilfe von Orthodoc**

Die erreichbare Planungsgenauigkeit beträgt 0,1 mm bei der axialen Verschiebung und 0,1 ° bei der Rotation (2,3),(Abbildung 6).

Bei der Planung wird versucht, das Implantat so zu positionieren, daß möglichst wenig Kortikalis entfernt wird und die Prothese sich der Kortikalis so eng wie möglich anlegt. Bei der Prothesenplanung kann das Konzept des jeweiligen Prothesentyps individuell umgesetzt werden (Abbildung 8).

Die Drehmittelpunkte des Femurkopfes und des Prothesenkopfes sollten übereinstimmen, beziehungsweise zum Beinlängenausgleich nach proximal oder distal verschoben werden. Dadurch läßt sich die Halslänge der Prothese bestimmen, sowie unter Ausmessung der Gegenseite eine pathologische Antetorsion ausgleichen. Weiterhin erhält man Informationen über die Menge des zu entfernenden Knochens, insbesondere der Kortikalis.

Die so gewonnenen Planungsdaten werden auf ein Band überspielt und bilden die Grundlage für den Fräsvorgang des Roboters während der Operation.

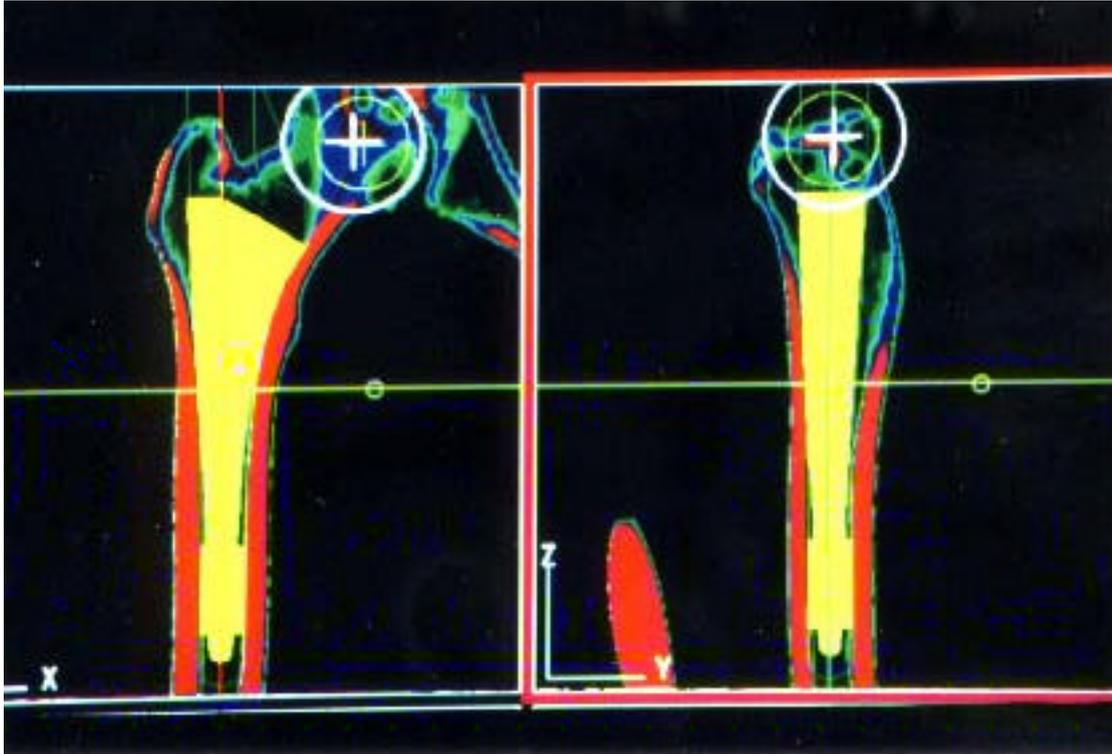


Abbildung 7: Planung der Prothese, farbliche Darstellung der Knochendichten mit Orthodoc

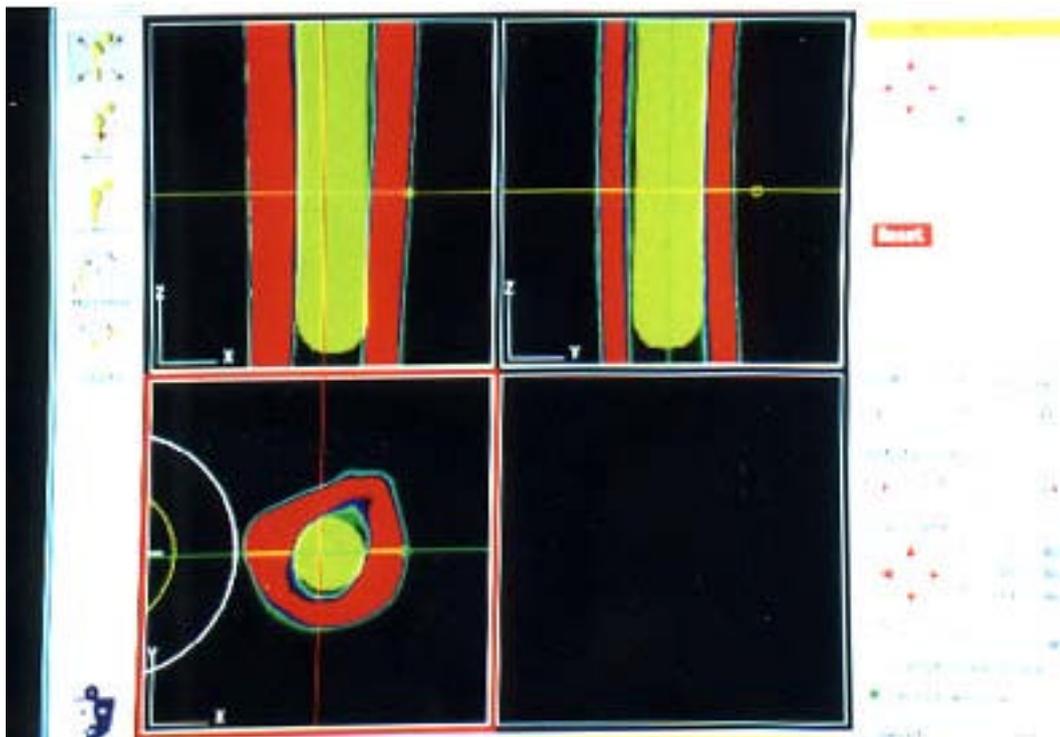
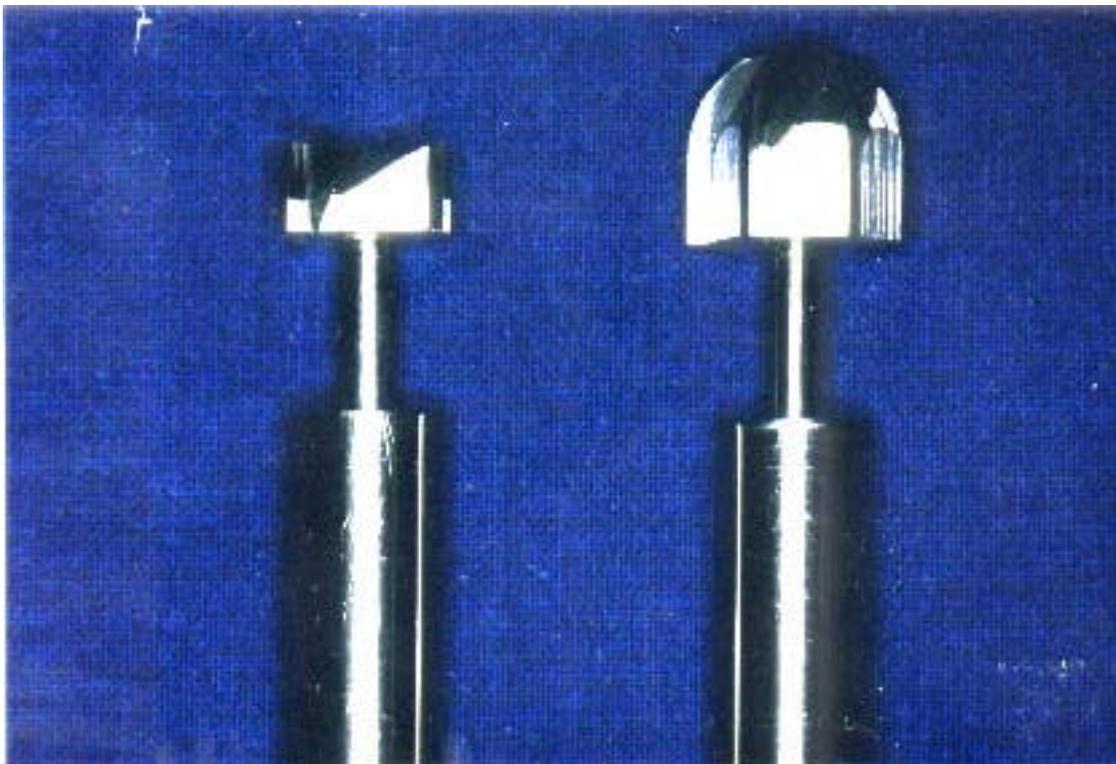


Abbildung 8: Planung des distalen Prothesenbereichs mit Orthodoc

Schließlich mußte ein Roboter gefunden werden, der sich für den vorgesehenen Einsatz eignete. Und es mußte ein Rechner konzipiert werden, der den Roboter steuert.

Als Roboter wurde ein 5-Achsen Industrieroboter der Firma Sankyo-Seiki gewählt. An diesem wurden einige Modifikationen durchgeführt. So wurde ein Kraft-Drehmoment Sensor mit 6 Freiheitsgraden am Roboterarm hinzugefügt. Außerdem Sensoren, die die aktuelle Position des Roboters kontrollieren, weiterhin wurde ein chirurgischer Standardhochgeschwindigkeitsfräser (65000-75000 rpm) eingebaut (Midas Rex),(Abbildung 9).



**Abbildung 9: Fräsworkzeuge**

Die Geschwindigkeit und das Drehmoment mit der der Roboter arbeiten konnte, wurden gesenkt, um die Verletzungsgefahr zu vermindern. Der Roboter wurde auf einen mobilen Untergrund gestellt, um den Roboterarm zu unterstützen, der die entsprechenden Werkzeuge in jedem Winkel und an jedem Ort innerhalb des Wirkungsbereiches positionieren kann.

Die Bewegungen des Armes werden durch zwei IBM kompatible PC/2 Industriecomputer gesteuert.

Die Entwickler von Robodoc legten einen besonderen Wert auf sehr hohe Sicherheitsstandards.

Sie richteten sich dabei nach den drei Gesetzen für Roboter die schon in den frühen vierziger Jahren von Isaac Asimov und John Campell (45) formuliert wurden:

1. Ein Roboter darf nie einen Menschen verletzen oder zulassen, daß er verletzt wird.
2. Ein Roboter muß Befehlen gehorchen, die ihm von Menschen erteilt werden, außer solchen Befehlen, die in Konflikt mit dem ersten Gesetz treten.
3. Ein Roboter muß seine eigene Existenz beschützen, solange dieser Schutz nicht das erste und zweite Gesetz verletzt.

Die Standardsicherheitssysteme von Industrierobotern beruhen hauptsächlich darauf, Menschen aus ihrem Arbeitsbereich herauszuhalten. Dazu dienen drucksensitive Matten, Eintrittsbarrieren und akustische Alarmsysteme.

Der chirurgische Roboter verlangt ein sehr viel komplexeres Sicherheitssystem, da er in direktem Kontakt zu dem narkotisierten Patient steht und sich mehrere Mitglieder des chirurgischen Teams innerhalb seines Arbeitsbereiches aufhalten.

Sowohl in der Hardware, als auch in der Software des Roboters befinden sich Sicherheitsmechanismen, die den Patient schützen und sicherstellen, daß die Knochenbohrung präzise erfolgt.

Die Software der Sicherheitssysteme hat einen eigenen Prozessor, so daß Fehler eines anderen Betriebsteils des Computers sich nicht auf die Sicherheitssysteme auswirken können. Der Prozessor der Sicherheitssysteme hat außerdem einen direkten Zugriff auf die Sicherheitssensoren (Hardware), die aus einem zusätzlichen zweiten Satz von Positionssensoren (redundant sensors), einem Kraftsensor und dem „bone motion monitor“ (s. u.) bestehen.

Jede Aktion des Roboters muß im voraus vom Operateur über eine Handsteuerung bestätigt werden. Über die Handsteuerung ist es möglich, im Notfall eine Pause- oder auch, als zweite Möglichkeit den Roboter sofort zu stoppen, eine Notstopfunktion auszuführen.

Der Kraftsensor mißt kontinuierlich die Kraft, die der Bohrer während der Bohrung aufwendet. Wird eine bestimmte Kraft überschritten, zum Beispiel wenn der Bohrer irrtümlich in dichten kortikalen Knochen bohrt, oder ein Instrument berührt (z.B. Retraktor), so wird die Bohrung sofort abgebrochen.

Der „bone motion monitor“ ist ein Sensor mit 3 Freiheitsgraden, der am Knochen angebracht wird, nachdem der Femur im Fixator eingespannt ist. Er mißt jede relative Bewegung des Knochens zum Roboter und unterbricht die Operation, falls ein vorgegebenes Limit überschritten wird.

Die Daten des ersten Positionssensorenatz werden kontinuierlich mit den Daten des zweiten Positionssensorenatz auf Übereinstimmung geprüft. Treten Meßdifferenzen auf, die eine bestimmte Größe übersteigen, entweder aufgrund von Störungen im Bereich der Sensoren oder aufgrund von Störungen im mechanischen Getriebe des Roboters, erfolgt die sofortige Abschaltung. Die Software vergleicht die aktuell gemessene Position der Bohrwerkzeuge, mit der vorher geplanten Position und interveniert, falls der Bohrer über eine vordefinierte „Sicherheitszone“ hinaus bohrt.

Während des Startvorgang des Computer werden alle sensiblen Programme auf ihre Stimmigkeit überprüft, so daß die Vollständigkeit der Datensätze sichergestellt ist. Ein Selbsttest des Roboter überprüft die Präzision und Unversehrtheit des

Roboterarm, der Gelenkkinetik, des „bone motion monitor“ und der Sensoren. Bei einer Fehlfunktion kann der Roboter am Patienten nicht in Betrieb genommen werden.

Durch die Steuerung der Anwendungsprogramme wird sichergestellt, daß die Bohrwerkzeuge nur dann Energie erhalten können, wenn die Operation in der entsprechenden Phase ist und keine Fehlermeldungen vorliegen.

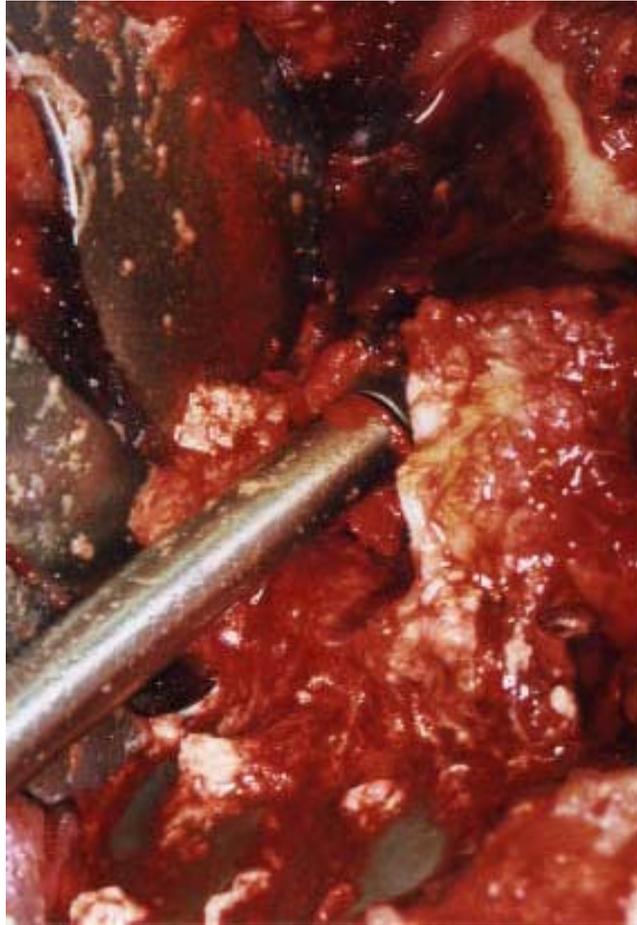
Weitere Sicherheitselemente umfassen eine Geschwindigkeits- und Drehmomentbegrenzung der Bohrwerkzeuge und eine Überprüfung des bisher ausgefrästen Volumen, mit dem zur Ausfräsung der Implantatform notwendigen Volumen.

Ein wichtiger Sicherheitsfaktor ist die manuelle Führung des Roboterarms durch den Chirurgen an den jeweiligen Arbeitsbereich. So wird der Arm manuell in die Nähe der Pins geführt, sowie in die Startposition zu Beginn der Bohrung. Die einzigen Bewegungen, die der Roboter automatisch ausführen kann, sind:

1. sich in eine Ausgangsposition zu bringen, die es ermöglicht die entsprechend notwendigen Werkzeuge an und ab zu montieren.
2. eine taktile Suche nach der Position der Pins durchzuführen, wobei der Arm bis 10 mm an die Pins manuell herangeführt werden muß.
3. die Bohrung erfolgt vollautomatisch unter Kraftsensorkontrolle, nachdem der Arm in die Bohrstartposition geführt wurde (Abbildungen 10,11).



**Abbildung 10: Roboter im Einsatz**



**Abbildung 11: Fräsen des Femurs mit Robodoc**

Die Strategie, den Roboter „schwach“ und im Vergleich zu Industrierobotern „langsam“ zu machen, ermöglicht es dem Operationsteam in Notfallsituationen schnell genug zu reagieren. Die Limitierung der automatischen Bewegungen verringert die Unfallgefahr erheblich, da bei großen Bewegungsausschlägen des Armes die Wahrscheinlichkeit höher ist, daß sich sowohl Instrumente (z. B. Retraktoren), für den Patienten lebensnotwendige Apparate, oder medizinisches Personal in seinem Weg befinden und damit eine Notfallsituation auslösen (7,8).

Die Entwicklungszeit des ersten Prototyps von Robodoc, von der Erprobung an Versuchstieren, bis zum Einsatz an Kunststoff- und Leichenknochen betrug fast 6 Jahre.

Dieser erste Prototyp wurde in einer Vergleichsstudie an menschlichen Leichenknochen eingesetzt (7,36).

Neun isolierte, menschliche Femura wurden in drei Gruppen eingeteilt. Die Femura wurden gescannt und für Gruppe eins und drei individuell angefertigte Implantate für jeden Knochen hergestellt.

In Gruppe zwei wurden konfektionierte Prothesen eingesetzt.

Die Femura ersten beiden Gruppen wurden jeweils von einem erfahrenen Orthopäden präpariert, der mit den Prothesensystemen auch schon klinische Erfahrungen hatte.

Für das Design der Implantate der dritten Gruppe wurden entsprechende Bohrprogramme geschrieben und vom Roboter in den Femur gefräst.

Die fertigen Präparate mit einliegenden Prothesen wurden in eine spezielle Masse eingelegt, bestehend aus Polymethylmethacrylat (PMMA). Nach Verfestigung der Masse wurden dünne Schichtsnitte angefertigt und quantitativ ausgewertet. Dabei wurde die Größe der Femurhöhle ausgemessen, die Lücken zwischen Prothese und Femur in mm, und der prozentuale Anteil des Knochens, der mit der Prothese in engem Kontakt steht.

Bei den mit Hand implantierten Prothesen war im Mittel eine Übergröße der Femurhöhle von 31.3%, bei einer Streuung von 22.41%-39.2% vorhanden. Die Spaltbreite zwischen Prothese und Femur betragen im Mittel 1,2 mm, bei einer Streuung von 0,9 mm-3,46 mm und der prozentuale Kontakt des Knochens mit der Prothese betrug im Mittel 20.8% bei einer Streuung von 15,7-29,4% (Tabelle 1). Die Resultate der Gruppen eins und zwei zusammen ausgewertet, da keine wesentlichen Unterschiede in den Resultaten der beiden Gruppen bestand.

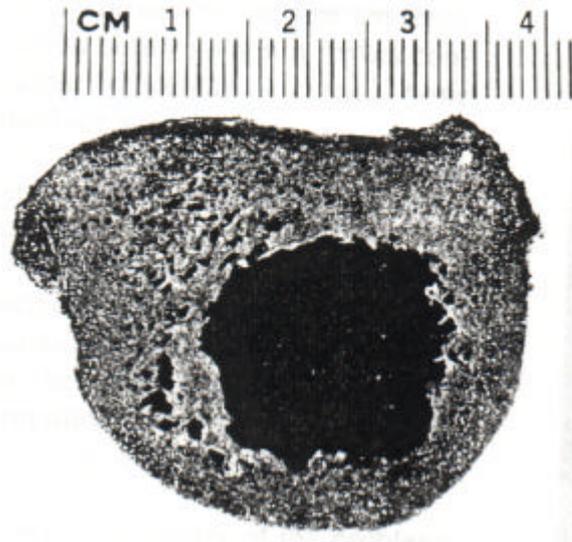
Bei den mit dem Roboter gefrästen Femurhöhlen war im Mittel eine Übergröße der Femurhöhle von 0,54%, bei einer Streuung 0,4%-0,7% vorhanden. Die Spaltbreite zwischen Prothese und Femur betrug im Mittel 0,05 mm, bei einer Streuung von 0,03 mm-0,08 mm. Der prozentuale Kontakt des Knochens mit der Prothese betrug 95,75%, bei einer Streuung von 94,1%-97,6% (36), (Tabelle 2).

Übergröße der Höhle	Mittel Streuung	31,3% 22,41%-39,62%
Spaltbreite zwischen Femur und Prothese	Mittel Streuung	1,2 mm 0,96 mm-3,46 mm
Kontakt zwischen Knochen und Prothese	Mittel Streuung	20,8% 15,7%-29,4%

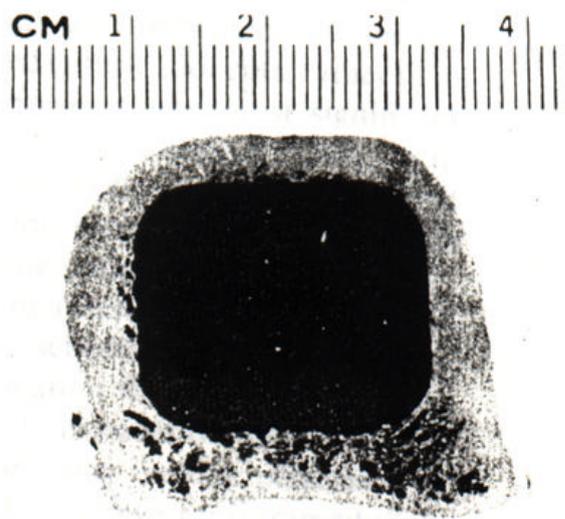
**Tabelle 1:** handgeraspelte Femurhöhlen

Übergröße der Höhle	Mittel Streuung	0,54% 0,40%-0,70%
Spaltbreite zwischen Femur und Prothese	Mittel Streuung	0,05 mm 0,03 mm-0,08 mm
Kontakt zwischen Knochen und Prothese	Mittel Streuung	95,75% 94,10%-97,60%

**Tabelle 2:** robotergefräste Femurhöhlen

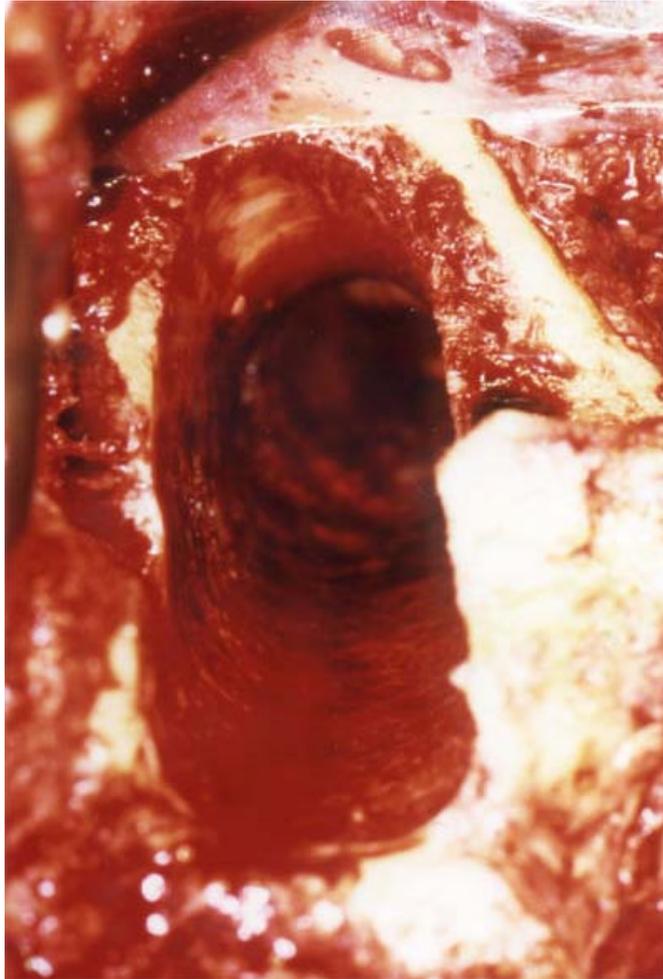


**Abbildung 12: Querschnitt einer handgeraspelten Femurhöhle**



**Abbildung 13: Querschnitt einer robotergefrästen Femurhöhle**

Die signifikanten Ergebnisse zeigen, daß es mit dem Roboter möglich ist, eine dem Implantat entsprechende Höhle zu fräsen, die präziser ist als von Hand, unabhängig davon, wie der Knochen beschaffen ist (7), (Abbildungen 12,13,14).



**Abbildung 14: robotergefräster Knochen**

Die Spaltbreiten zwischen den Implantaten und den Knochen bei den handgeraspelten Femurhöhlen sind vor allem dadurch zu erklären, daß die Raspel, anstatt den Knochen zu schneiden, ganze Stücke von kortikalem Knochen herausreißt. Dadurch können Lücken von bis zu 4mm entstehen. Es ist anzunehmen, daß die klinischen Ergebnisse schlechter sind, da der Knochen bei der Operation nicht rigide fixiert wird. Es wird angenommen, daß beim Auftreffen der Raspel auf dichten spongiösen oder kortikalen Knochen, diese zurückschlägt und dadurch ebenfalls Lücken in nicht unerheblichen Ausmaß entstehen.

Die Sicherheit und Effizienz des Systems wurde an 25 Hunden getestet, die aufgrund von Arthrose, Schenkelhalsfrakturen oder fehlgeschlagenen Umstellungsosteotomien an schwer deformierten Hüftgelenken litten. Die Operationen waren alle erfolgreich, ohne daß intra- oder postoperative Komplikationen auftraten. Die Implantate waren passgenau und boten sofortige Belastungsstabilität. Die postoperativ durchgeführten Röntgenbilder zeigten eine exakte Positionierung der Prothesen.

Die Prozedur war so aufwendig, daß sie nicht nur mehrere Stunden dauerte, sondern zusätzlich die Anwesenheit mehrerer Techniker im Operationssaal verlangte, die ständig an den Computern arbeiteten.

Die Operationstechnik wurde verfeinert, so daß die Food and Drug Administration (FDA) 1992 die Erlaubnis für eine Machbarkeitsstudie an 10 Patienten gab.

Die erste Operation am Menschen fand am Sutter General Hospital in Sacramento, Kalifornien am 07. November 1992 statt. In den nächsten Monaten wurden im gleichen Krankenhaus die Operationen an neun weiteren Patienten durchgeführt. Bei keiner Operation traten Komplikationen auf, die in einem Zusammenhang mit der neuen Operationstechnik gebracht wurden. Allerdings lagen die Operationszeiten mit einem Durchschnitt von vier Stunden deutlich über dem bei zementfreien Prothesen üblichen Rahmen.

Nach Auswertung der Ergebnisse der ersten Operationen gab die FDA die Genehmigung zur Durchführung von weiteren 150 Operationen im Rahmen einer randomisierten Studie.

### Anpassung an deutsche Verhältnisse

Ein wichtiger Schritt für die Zulassung von Robodoc in Deutschland, war die Abnahme durch den TÜV. Hier zeigte sich deutlich der Unterschied in den administrativen Beschränkungen zwischen Deutschland und den USA. Die FDA fordert für die Zulassung des Gerätes den Nachweis der Nützlichkeit, Sicherheitsaspekte werden nach empirischen Kriterien bewertet. Beim deutschen TÜV dagegen spielt der Nutzen keine Rolle (diese Einschätzung wird dem Operateur überlassen), allerdings wird eine vollständige Untersuchung auf technologische Sicherheit durchgeführt, wobei auch unwahrscheinlich erscheinende Situationen wie extrem hohe Luftfeuchtigkeit im Operatonssaal berücksichtigt werden. Die Abnahme durch den TÜV erfolgte weitgehend problemlos, lediglich kleine technische Mängel an Kabelverbindungen etc. mußten behoben werden. Von Vorteil war die Tatsache, daß es sich bei allen Komponenten um Standardgeräte handelte, die jedes für sich schon ein TÜV-Zertifikat besaßen, so daß nur die Modifikationen überprüft werden mußten. Auch die Software wurde getestet. Diese wies aufgrund zahlreicher Anpassungen keine Probleme auf.

Eine Schwierigkeit des Transfers, war das Problem mit der Lagerung der Patienten. Während in den USA bei Hüfttotalendoprothesen ein posteriorer Zugang bevorzugt wird, bei dem der Patient auf der Seite liegt, ist der Standardzugang an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik der antero-laterale Weg, mit Lagerung des Patienten auf dem Rücken. Sämtliche Operationen mit Robodoc in den USA waren vom posterioren Zugang aus erfolgt, weshalb auch die gesamte Roboterhardware darauf abgestimmt war. Aufgrund der unterschiedlichen Lagerung der Patienten, änderte sich die gesamte Orientierung des Roboters zu den Patienten, so daß ein Teil der Software modifiziert werden mußte. Der Beinhalter mußte neu konstruiert werden, so daß er der unterschiedlichen Lagerung gerecht wurde. Der „bone motion monitor“ erwies sich als zu kurz und mußte überarbeitet werden. Bedingt durch die starke Außendrehung des Oberschenkels war die gewünschte Implantation eines Pins an der Trochanterspitze nicht möglich, der Pin mußte weiter ventral plziert werden. In der Standardprozedur hätte dies einen aufwendigen Zugang, nur zur Implantation eines Pins bedurft. Es wurde daher ein kanülierter Pin entwickelt, der

über einen Zieldraht durch eine Stichinzision eingebracht wird. Diese neue Lage mußte auch in der Software berücksichtigt werden.

Bei den ersten beiden Versuchen den Roboter einzusetzen, traten jedoch Schwierigkeiten auf, die die manuelle Beendigung der Operation erzwang. Bei der ersten Operation wurden Differenzen der Pinabstände angezeigt, die größer als 3 mm waren. Mehrfache neue Messungen ergaben keine Änderungen der Pinabstände. Da einer der distalen Pins nicht völlig fest saß, wurde dieser Tatsache die Schuld zugewiesen. Beim zweiten Patient brach der Roboter erneut ab, mit der Fehlermeldung, daß die Pinorientierung nicht stimmte. Erst die Auswertung aller Daten und neue Testläufe mit Kunststoffknochen enttarnten den Fehler: es lag nicht an der Hard oder Software, sondern am ungenauen Vorschub des CT-Tisches.

Wo dieser einen Vorschub von 500 mm angab, hatte er sich in Wirklichkeit 505 mm bewegt. Nach Eliminierung dieses Fehlers konnten die weiteren Operationen problemlos durchgeführt werden.

Dieses bewies die Zuverlässigkeit des Systems, die eine Fortsetzung der Operation nur dann gestattete, wenn alle Sicherheitskriterien eingehalten wurden.

Ein Umgehen der Sperren ist für den Anwender nicht möglich.

Im Verlauf meiner Untersuchungen mußten vier Patienten, die als Robodoc geplant waren manuell beendet werden, dreimal wegen tatsächlich lockerer Pins und einmal wegen einer mechanischen Blockierung. Alle anderen Eingriffe konnten ohne technische Probleme durchgeführt werden.

Der antero-laterale Zugang erwies sich bereits nach den ersten zehn Operationen als deutlich besser geeignet für die Roboteroperationen, als der posteriore Zugang. Der Hautschnitt kann wesentlich kleiner gehalten werden, die aufwendige Präparation der dorsalen Strukturen inklusive des N. ischiadicus entfällt.

Die Verbindung Roboter-Patient ist leichter zu bewerkstelligen, insbesondere das aufsuchen der distalen Pins ist leichter durch die veränderte Lage der Kondylen.

Die technische Schwierigkeit liegt in der Präparation der Abduktoren, die teilweise abgelöst werden müssen, um dem Roboter den ausgeprägten lateralen Zugang zum Schaft zu ermöglichen.

Sämtliche der genannten Vorteile trugen zur Reduzierung der Operationszeiten bei.

### 3.0 Material und Methoden

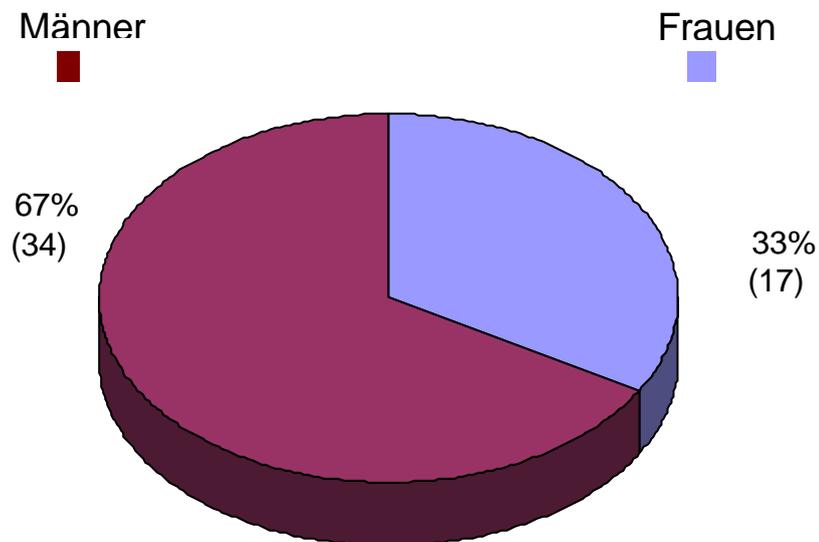
#### 3.1 Krankengut und Beobachtungszeitraum

In der Zeit vom 19.08.1994 bis zum 02.04.1995 wurden in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main 51 Patienten, erstmalig in Europa, zementfreie Hüftgelenktotalendoprothese mit dem Robodocsystem implantiert.

Während der Nachuntersuchungsperiode die, 3, 6, und 12 Monate postoperativ durchgeführt wurde, konnte das Operationsergebnis von 49 Patienten überprüft werden. 2 Patienten waren verzogen und standen für die Nachuntersuchungen nicht zu Verfügung.

#### 3.2 Geschlechter und Altersverteilung

Bei den 51 operierten Patienten handelte es sich um 34 Männer und 17 Frauen (Diagramm 1).



**Diagramm 1: Geschlechterverteilung (N=51)**

Altersverteilung

Alter	Männer	Frauen	Gesamt
21-30	2	1	3
31-40	5	3	8
41-50	6	4	10
51-60	15	5	20
61-70	5	3	8
71-80	1	1	2
<b>Gesamt</b>	<b>34</b>	<b>17</b>	<b>51</b>

Tabelle 3: Altersverteilung (N=51)

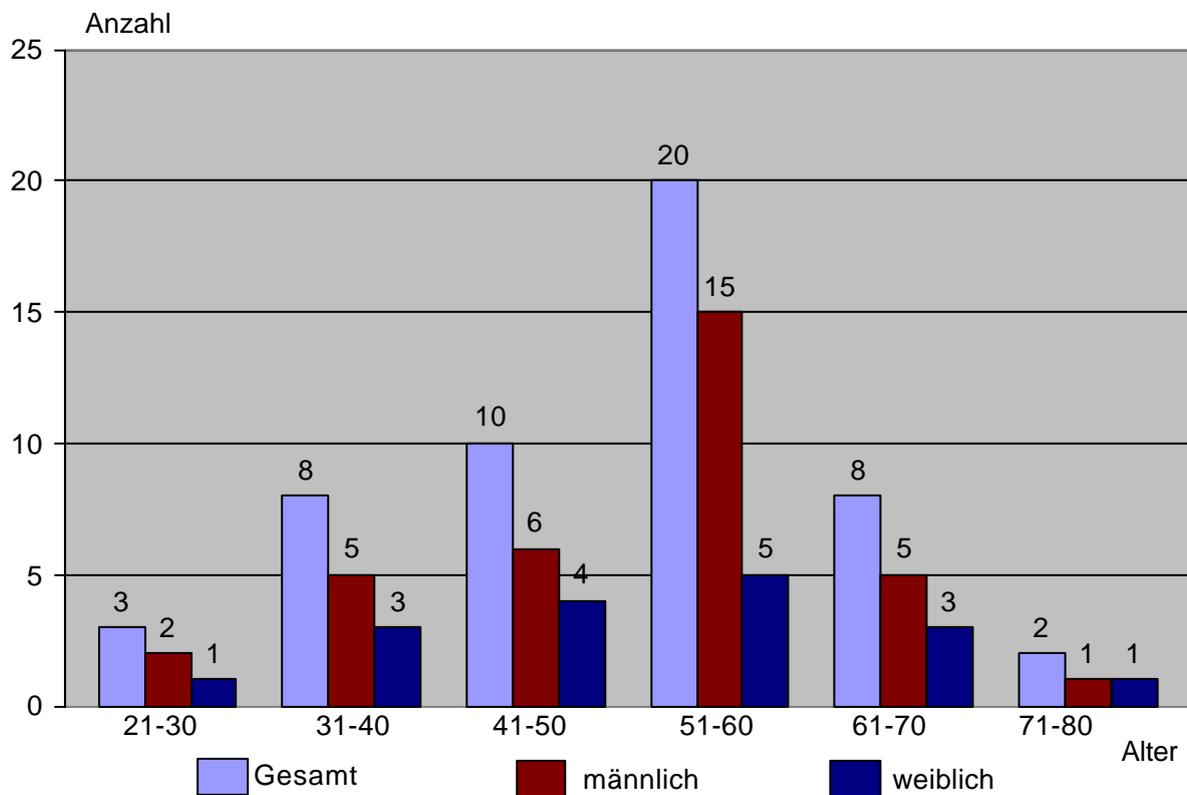
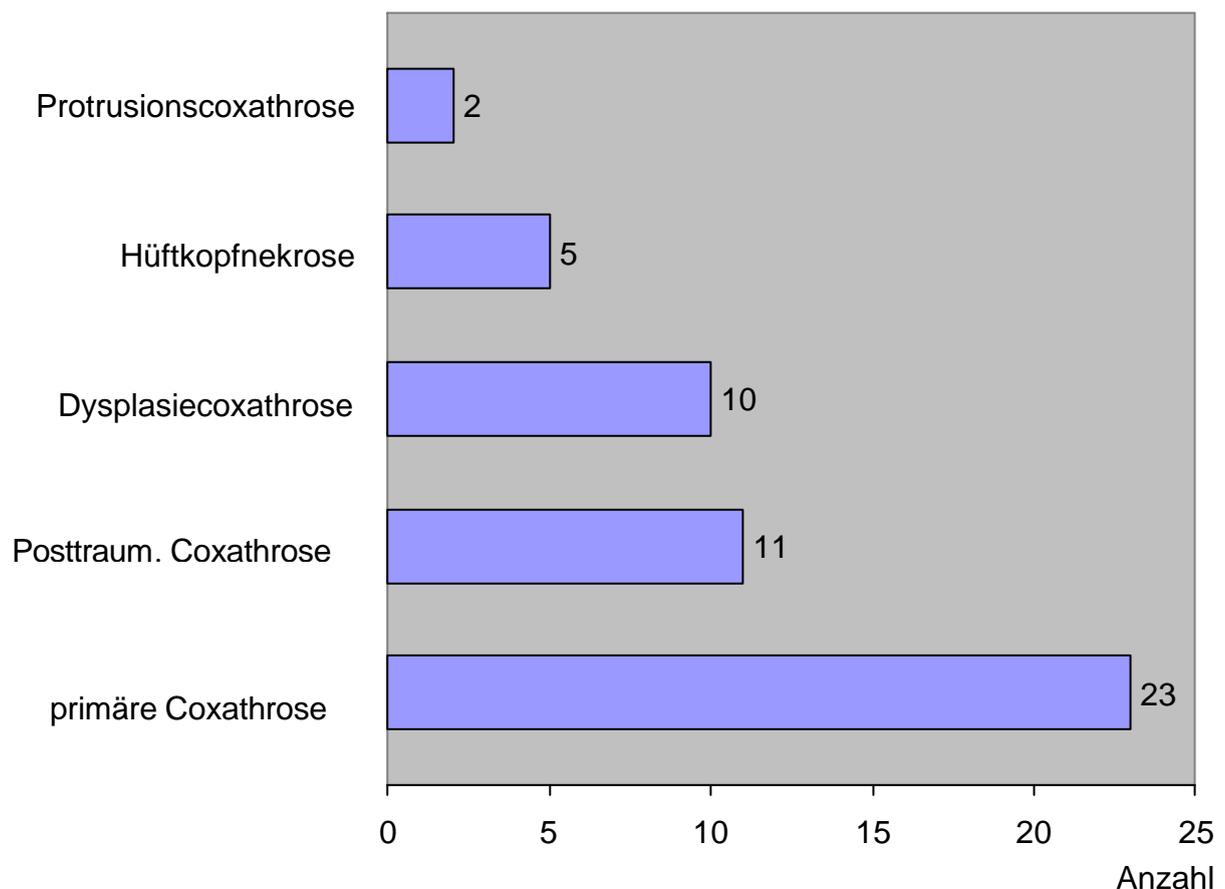


Diagramm 2: Altersverteilung (N=51)

Aus Tabelle 3 und Diagramm 2 ist ersichtlich, daß die meisten Prothesen im 5. Lebensjahrzehnt (Durchschnittsalter 51,35 Jahre) eingesetzt wurden. Die Implantation mit dem Robodocsystem ist in erster Linie eine Möglichkeit des künstlichen Hüftgelenkersatzes für jüngere Menschen, da man sich eine besonders lange Haltbarkeit verspricht, die größer ist, als bei der üblichen Implantationstechnik. Weiterhin ist der Wechsel der Prothese bei zementfreier Technik leichter zu bewerkstelligen, als mit der zementierten Prothesenfixation. Die Technik ist jedoch auch bei älteren Menschen indiziert, da im Gegensatz zur üblichen Methode keine 6-12 wöchige Entlastung notwendig, sondern eine sofortige Vollbelastung aufgrund der Passgenauigkeit möglich ist und somit die Immobilität, die eine erhöhte Gefahr für tiefe Beinvenenthrombosen und Lungenembolien darstellt, wegfällt.

### 3.3 Präoperative Diagnosen



**Diagramm 3: Präoperative Diagnosen (N=51)**

Der hohe Anteil der Dysplasiecoxathrosen und der Postraumatischen Coxathrosen mit 20% und 22% ist auf das Patientengut der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik, mit einer hohen Anzahl jüngerer Patienten, zurückzuführen. Etwa die Hälfte des Patientengutes litt an einer primären Coxathrose (Diagramm 3.).

Aufgrund der ungünstigen Verhältnisse für die Pfannenimplantation bei den Dysplasiecoxathrosen, mußte 9 mal eine Pfannenlagerrekonstruktion durchgeführt werden.

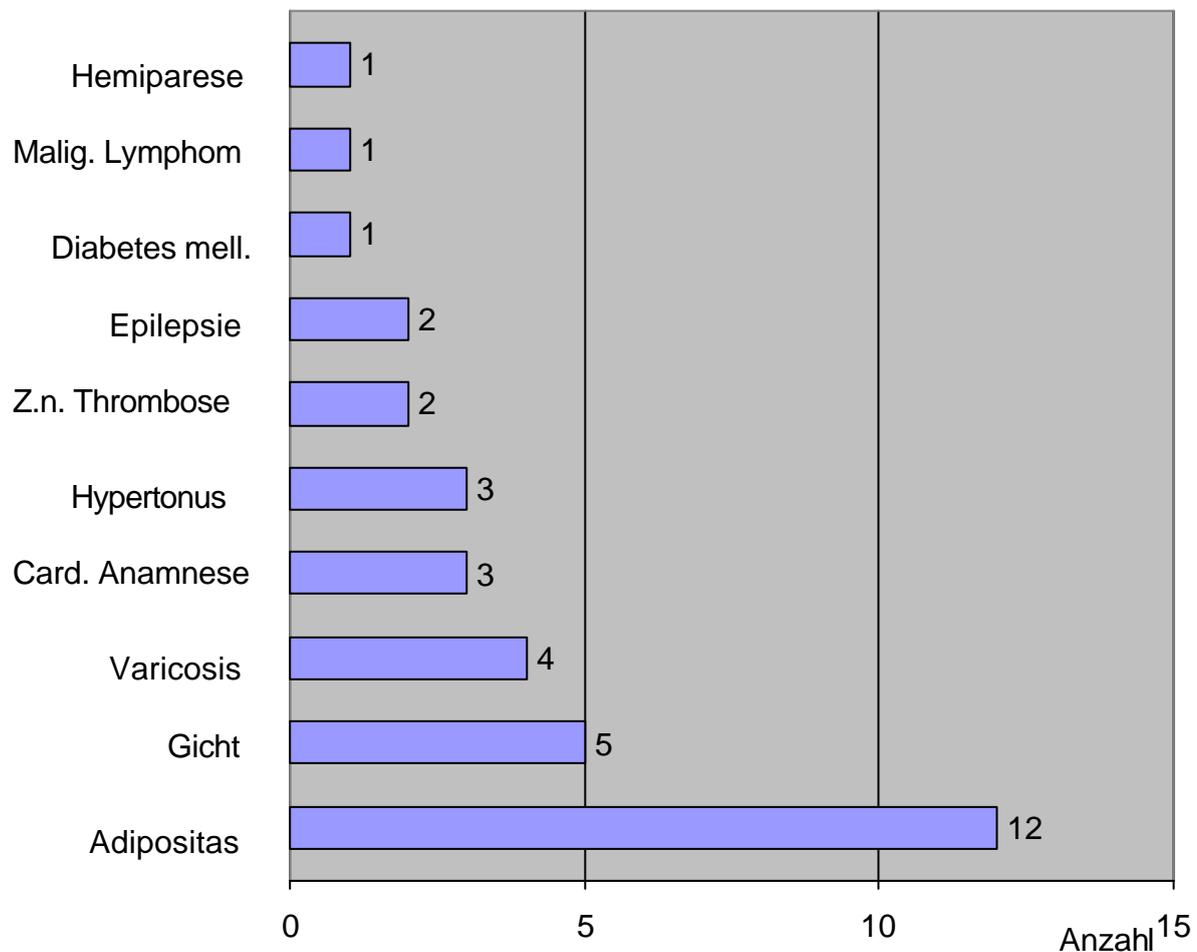
Hierbei wird aus dem Femurkopf ein kortikospongiöser Span präpariert und mit Kortikalisschrauben im Becken verankert, so daß das Pfannenlager vergrößert wird und somit bessere anatomische Verhältnisse für die künstliche Pfanne bestehen. Dieses Verfahren wird als Pfannendachplastik bezeichnet.

Zwei Patienten waren an einer Umstellungsosteotomie am proximalen Femur, ein Patient an einer Umstellungsosteotomie nach Chiari voroperiert.

Bei einem Patient handelte es sich um einen Zustand nach Schenkelhalsfraktur, bei dem in gleicher Sitzung eine Metallentfernung durchgeführt wurde.

Bei einem Patient wurde nach Lockerung einer Prothese vom Typ Mittelmeier eine Wechseloperation durchgeführt.

#### 3.4 Internistische Daten und Risikofaktoren



**Diagramm 4: präoperative Risikofaktoren (N=51)**

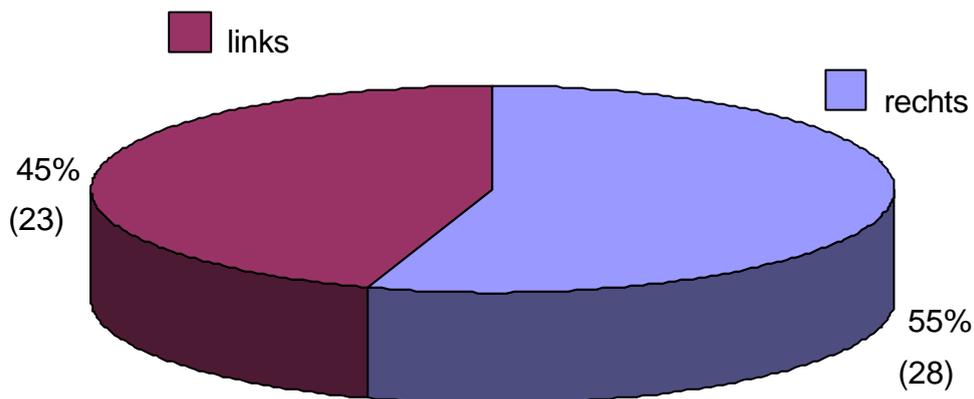
Es entspricht allgemeiner chirurgischer Erfahrung, daß bei einem solchen Patientengut der Risikofaktor Adipositas mit dem höchsten Anteil vertreten ist (Diagramm 4).

In einem Fall wurde eine Prothese nach frühkindlichen Hirnschaden mit Hemiparese rechts und bei inkompletter Parese des rechten Beines mit Spitzfußstellung implantiert.

Ein Patient erhielt eine Prothese nach Thrombose der kontralateralen Seite, ein Patient nach Thrombose der ipsilateralen Seite.

### 3.5 Seitenverteilung

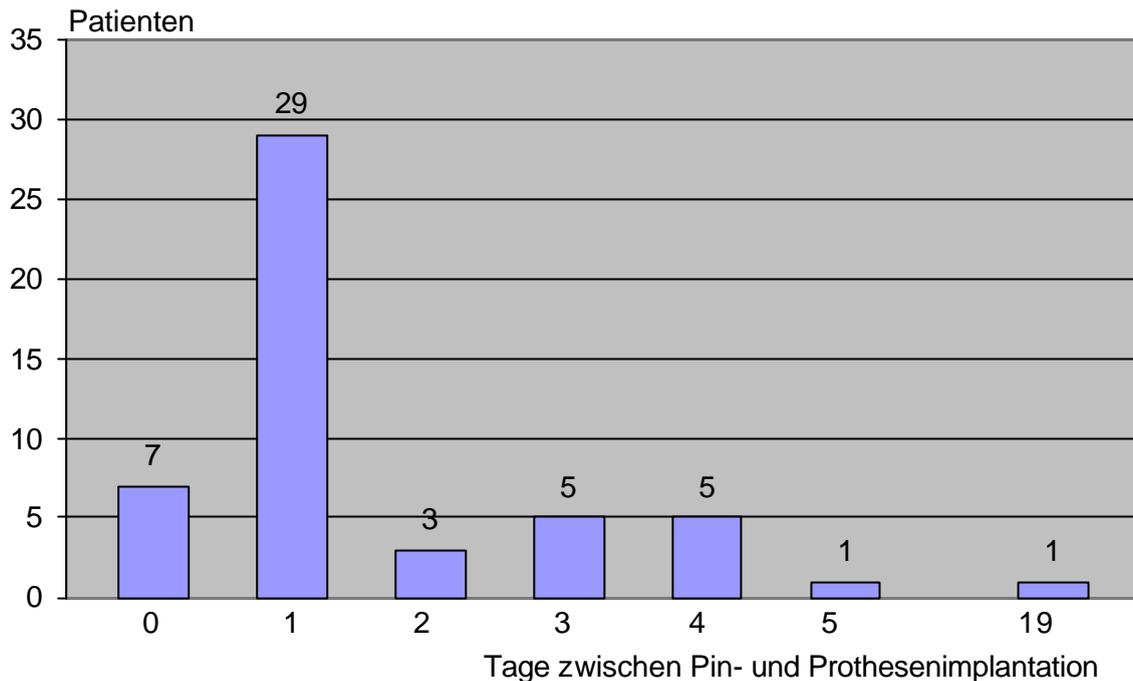
Die Prothesen wurden 28 mal rechts und 23 mal links implantiert (Diagramm 5).



**Diagramm 5: Seitenverteilung (N=51)**

### 3.6 Zeitraum zwischen Pin- und Prothesenimplantation

Der Zeitraum zwischen Pinimplantation und Implantation der Hüftendoprothese betrug im Durchschnitt 1,5 Tage. Bei einem Patient trat bei Z.n. Oberschenkelthrombose auf der kontralateralen Seite, eine frische Oberschenkelthrombose ebenfalls auf der kontralateralen Seite auf. Hier betrug der Zeitraum zwischen Pinimplantation und Hüftendoprothesenimplantation 19 Tage (Diagramm 6).



**Diagramm 6: Zeitraum zwischen Pin- und Prothesenimplantation**

### 3.7 Prothesengrößen und Material

51 mal wurde als Schaft eine zementfreie „Precision Osteolock“ der Firma Howmedica (Abbildung 15) verwendet. Es handelt sich um eine Geradschaftprothese aus einer geschmiedeten Titanlegierung, mit einer proximalen biokompatiblen Hydroxyapatitbeschichtung. Zur Zentrierung der Prothese in der Diaphyse kann ein distaler Sleeve verwendet werden, den es in verschiedenen Größen gibt und der frei mit der Prothese kombinierbar ist. Er besteht aus reinem Titan.

Es wurden die Größen 1 bis 5 verwendet (Tabelle 4, Diagramm 7).



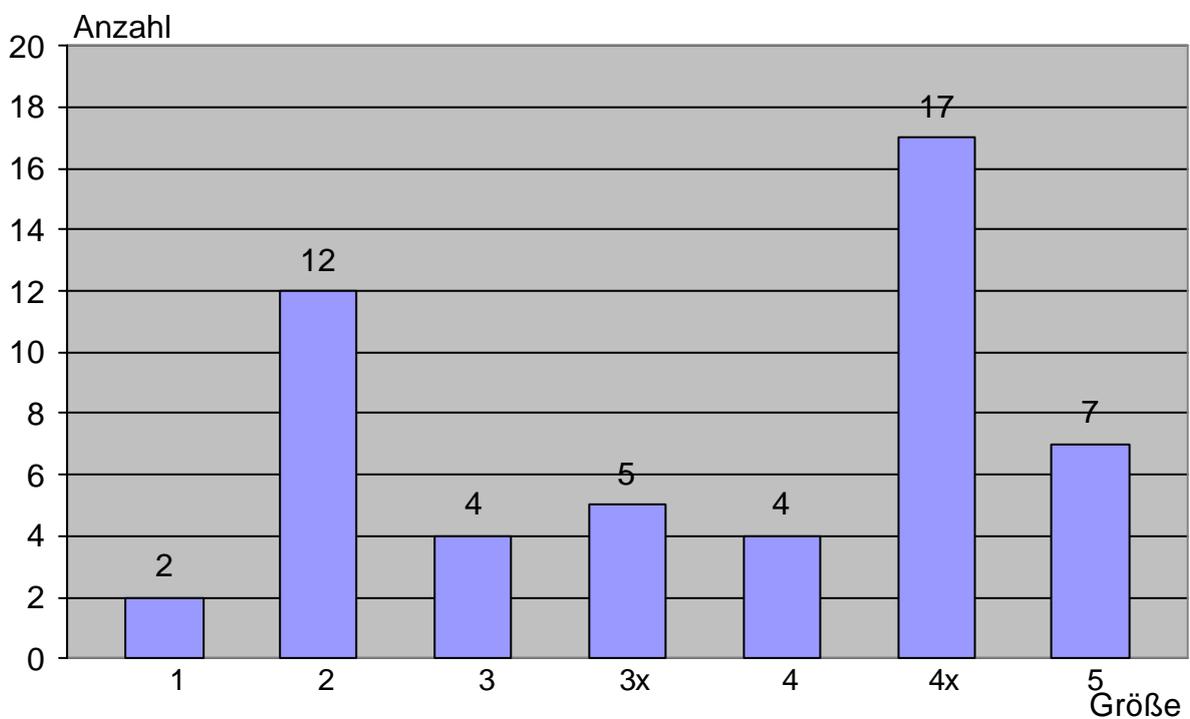
**Abbildung 15: Prothese und Sleeve**

3.7.1 Schaftgrößen

Größe	Anzahl
1	2
2	12
3	4
3x	5
4	4
4x	17
5	7
Gesamt	51

**Tabelle 4: Schaftgrößen**

Die Schaftgröße 2x stand nicht zur Verfügung, da zu diesem Zeitpunkt noch kein Fräsprogramm für diesen Schaft verfügbar war.

**Diagramm 7: Schaftgrößen (N=51)**

## 3.7.2 Pfannengrößen

Größen	Osteoloc	Müller SLS
42	1	0
46	0	1
48	0	2
50	0	8
52	0	4
54	0	2
56	3	8
58	1	4
60	3	6
62	0	8
<b>Gesamt</b>	<b>8</b>	<b>43</b>

Tabelle 5: Pfannengrößen (N=51)

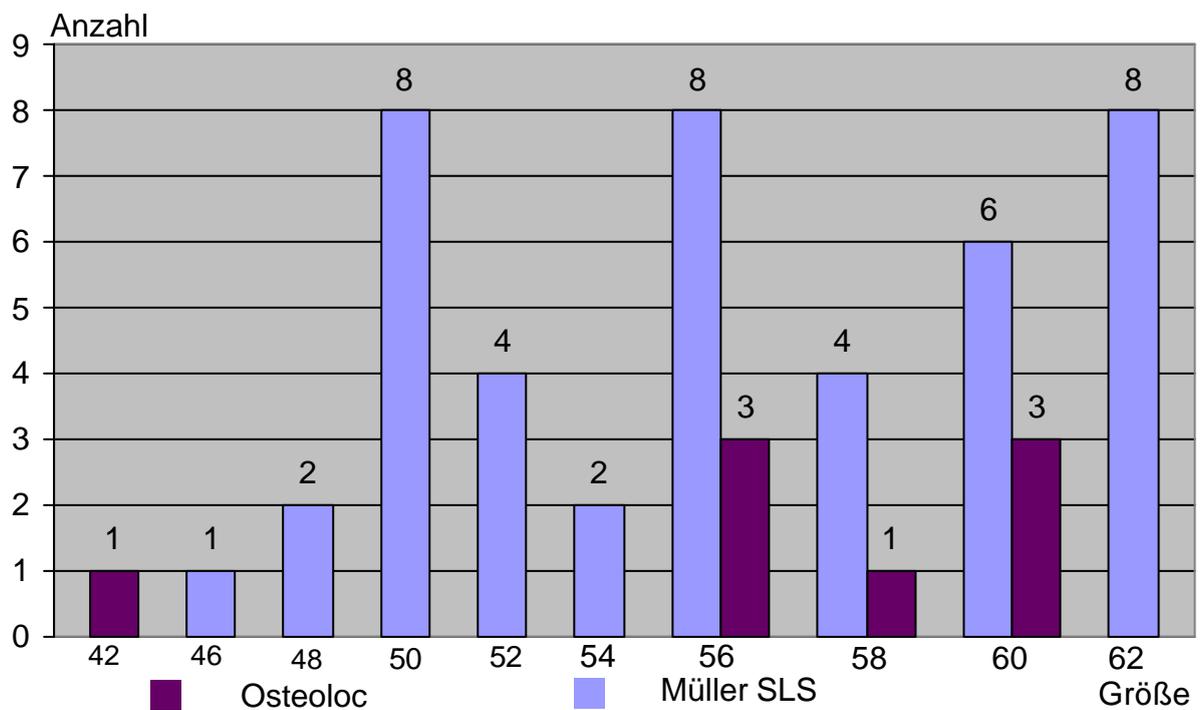


Diagramm 8: Pfannengrößen (N=51)

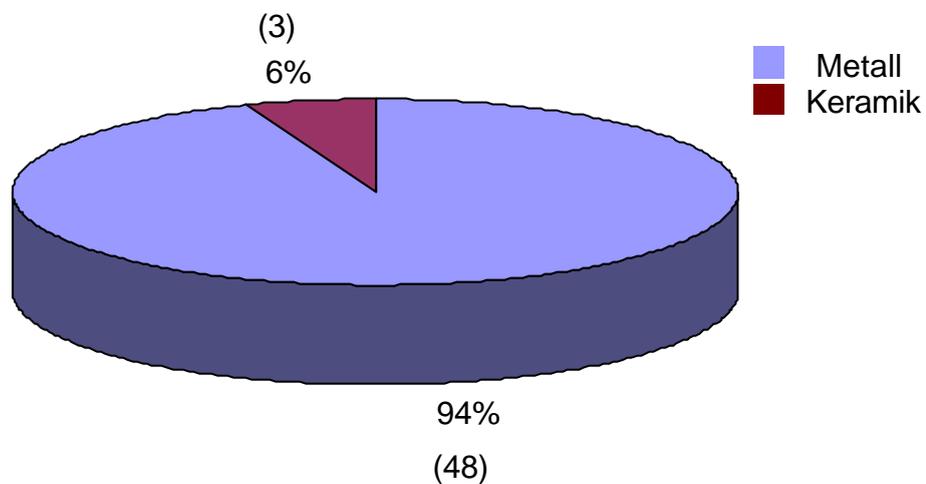
Als Pfannen wurden 8 Osteoloc „pressfit“ und 43 Müller SLS Pfannen benutzt. Sie wurden jeweils zementfrei implantiert und zusätzlich mit Kortikalisschrauben versehen. Dabei variierten die Größen zwischen 42 und 62 (Tabelle 5, Diagramm 8).

### 3.7.3 Kopfmaterial, Kopfgrößen und Halslängen

Es wurden 48 Metallköpfe und 3 Keramikköpfe implantiert (Diagramm 9).

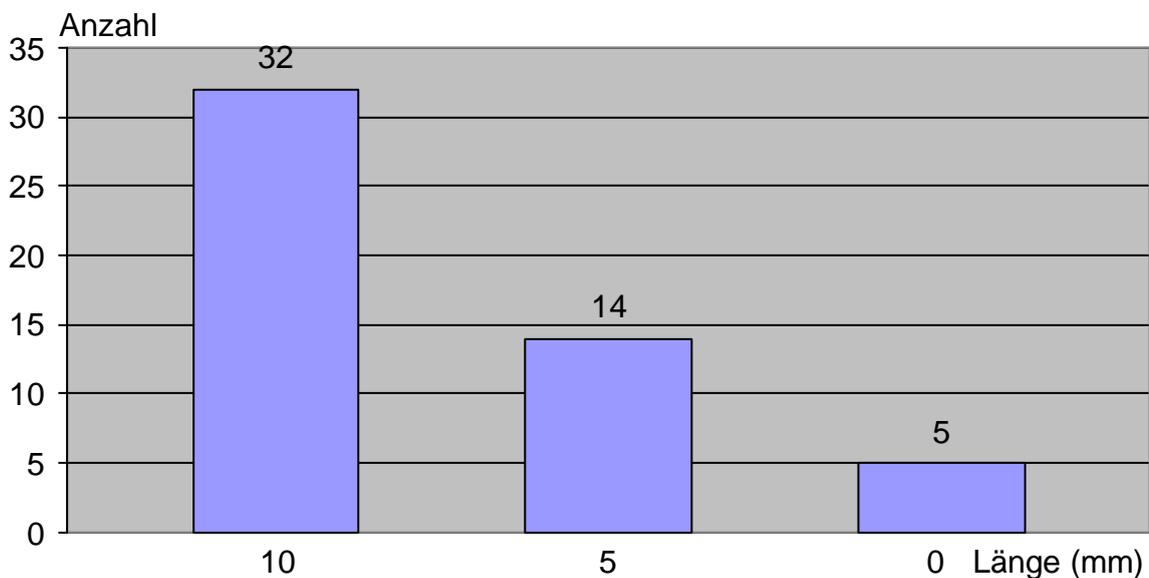
39 mal wurden 28mm und 9 mal 32mm Metallköpfe verwendet. Die Größen der Keramikköpfe betragen 32mm (Diagramm 11).

Die Halslängen betragen 32 mal 10mm, 14 mal 5 mm und 5 mal 0 mm (Diagramm 10).



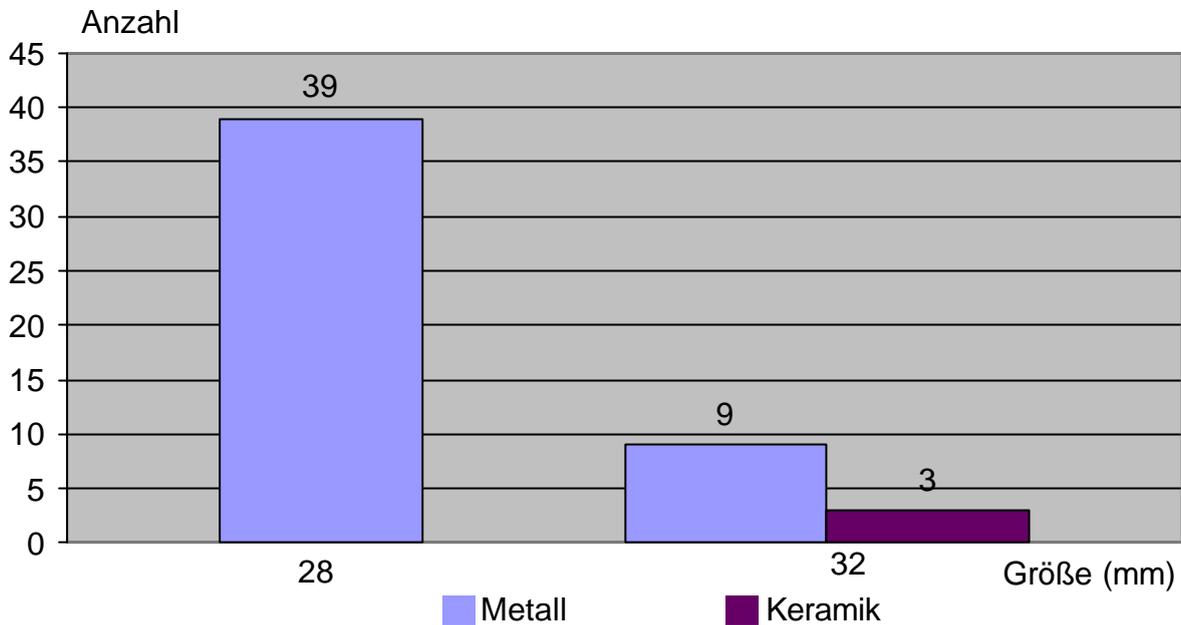
**Diagramm 9: Kopfmaterial (N=51)**

Halslängen:



**Diagramm 10: Halslängen (N=51)**

Kopfgrößen:



**Diagramm 11: Kopfgrößen (N=51)**

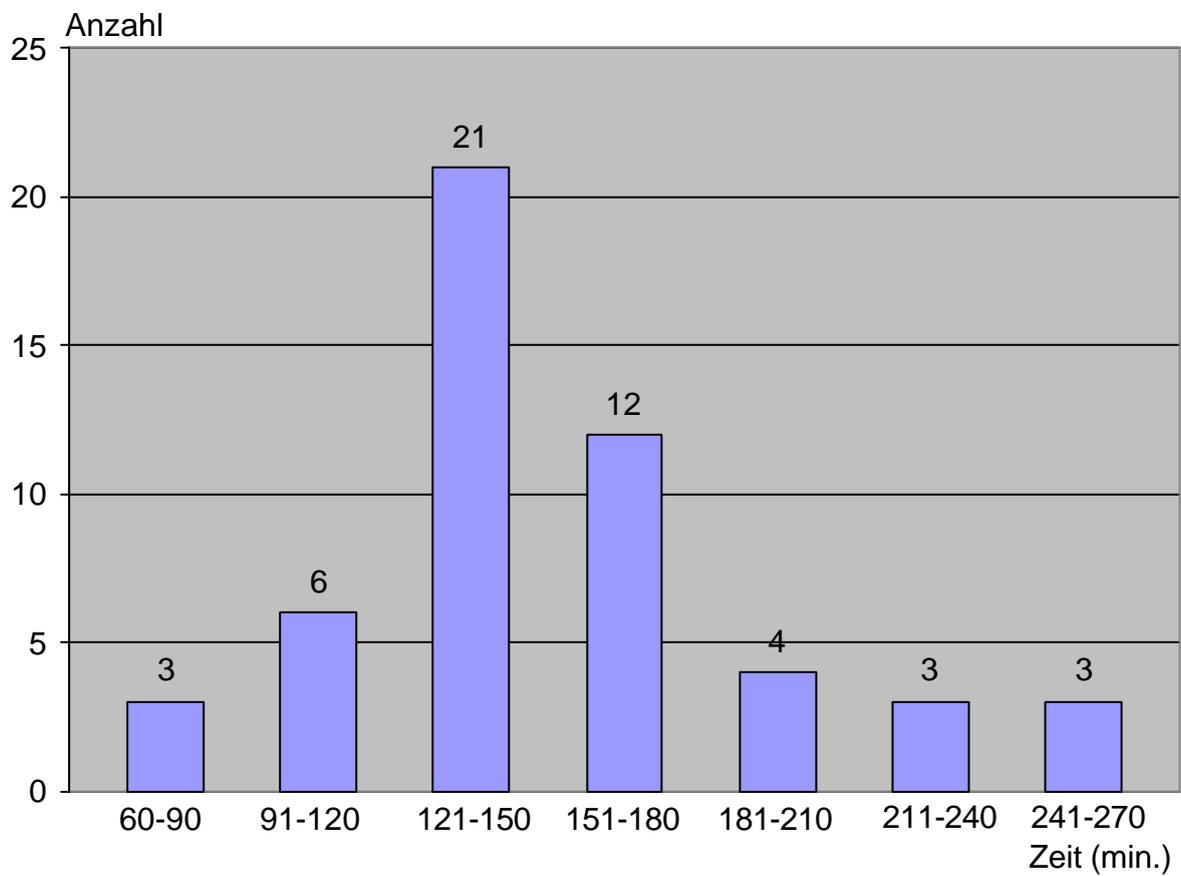
Es ist hervorzuheben, daß die im Orthodoc geplanten Prothesengrößen, Kopfgrößen, Halslängen und Sleevegrößen in jedem einzelnen Fall auch tatsächlich in diesen Größen implantiert wurden. Es kam in keinem einzigen Fall zu Abweichungen.

### 3.8 Operationszeiten

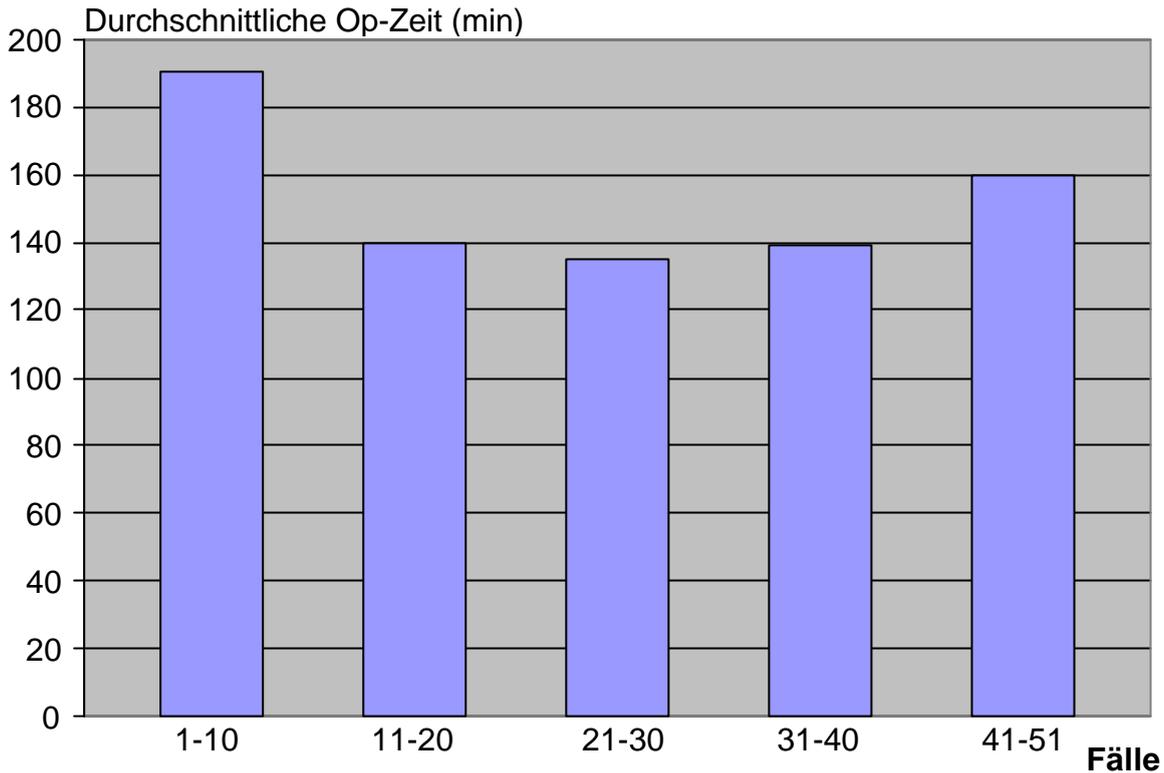
Die durchschnittliche Operationszeit der gesamten Prothesenimplantation betrug ca. 150 min (Tabelle 6, Diagramm 12). Dies ist länger als bei konventionellen Prothesenimplantationen. Der Hauptgrund dafür ist in der Fräsdauer zu sehen. Neuere Fräsprogramme senken die Fräsdauer erheblich. Weiterhin kommt hinzu, daß bei jedem Abbruch des Fräsvorgangs, wegen einer „bone motion“ Alarmierung, die Pins durch den Roboter neu abgetastet werden müssen, um die Lage des Knochens im Raum neu zu bestimmen. Dies nimmt circa. 10-15 Minuten in Anspruch. Dann muß, wie bei jeder neuen Operationsmethode, eine gewisse „Lernzeit“ einkalkuliert werden (Diagramm 13).

Zeit (min)	Anzahl
60-90	3
91-120	6
121-150	21
151-180	12
181-210	4
211-240	3
241-270	3
Gesamt	51

**Tabelle 6: Operationszeiten**



**Diagramm 11: Operationszeiten**



**Diagramm 13: Lernkurve**

Im Diagramm erkennt man die Abnahme der durchschnittlichen Operationszeiten bis zum 30. Fall. Anschließend kommt es wieder zu einem leichten Anstieg der Operationszeiten. Dies ist darauf zurückzuführen, daß Veränderungen der Software vorgenommen wurden, die aufgrund von Systemadaptationen zu verlängerten Operationszeiten führten.

### 3.9 Intra- und postoperative Komplikationen

Intraoperative Komplikationen wie Schafffrakturen, Fissuren oder Trochanterabrisse, die in der Literatur mit bis zu 16% (31,81,87) angegeben werden, kamen nicht vor.

Postoperativ (Diagramm 14) traten 4 isolierte tiefe Beinvenenthrombosen, 3 Lungenembolien mit nachgewiesenen Beinvenenthrombosen und eine isolierte Lungenembolie auf. Bei einem Patient lag als Risikofaktor ein Z.n. Oberschenkelthrombose auf der kontralateralen Seite vor, auf die sich nach der Pinimplantation eine frische Oberschenkelthrombose aufpropfte.

Die Patienten wurden nach internistischer Empfehlung weiterbehandelt.

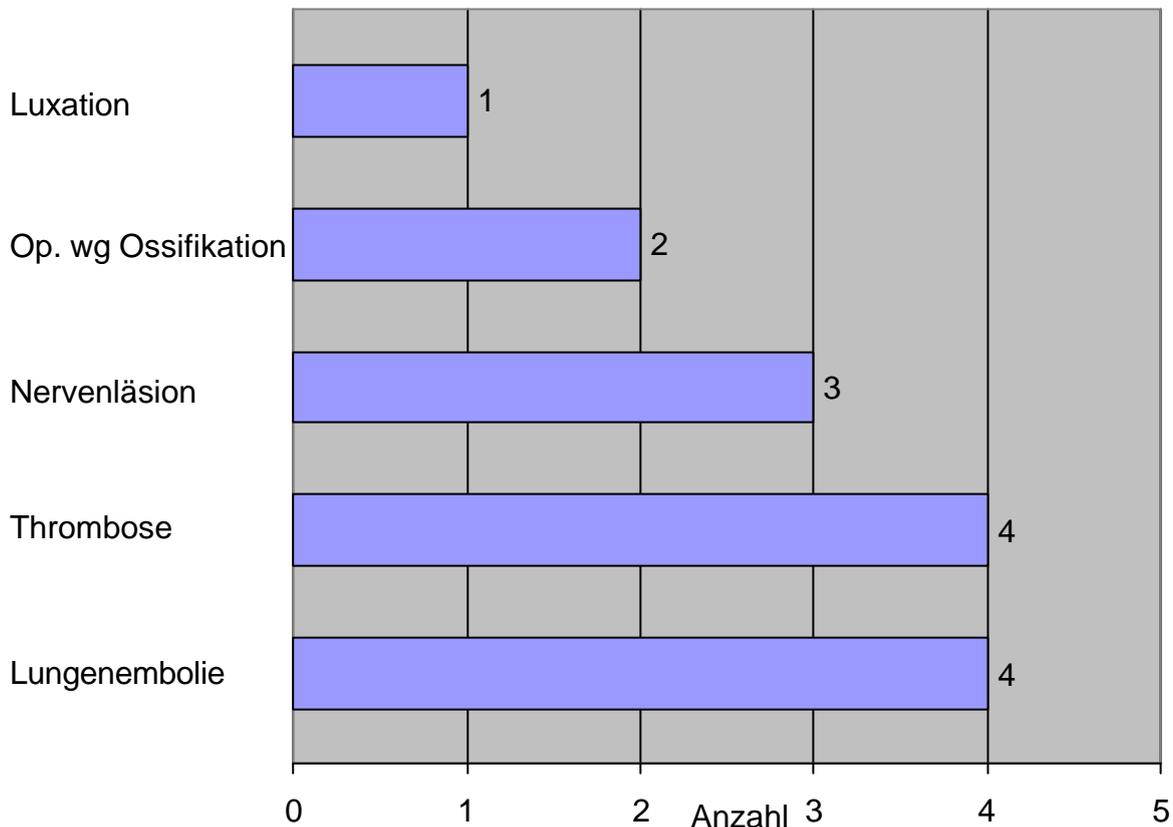
Bei zwei Patienten wurde eine Peroneusläsion nachgewiesen, davon mußte eine Patientin mit einer Peroneusschiene versorgt werden.

Bei einem Patient trat eine N. tibialis Läsion auf.

Bei zwei Patienten entwickelten sich, trotz Indometacinschema, so starke paraartikuläre Verkalkungen (Brooker IV), daß klinisch eine Ankylosierung der Hüftgelenke vorlag. Nach operativer Entfernung der Verkalkungen, war der weitere Verlauf komplikationslos.

Bei einem Patient trat eine Luxation auf. Er wurde mit einem Antirotationsgips versorgt und konnte nach Entfernung des Gipses problemlos mobilisiert werden.

In keinem Fall traten Infektionen auf.



**Diagramm 13: postoperative Komplikationen**

### 3.10 Krankenhausaufenthalt

Alle Patienten bekamen zur Thromboseprophylaxe eine Low-dose Heparinisierung. Postoperativ wurde eine intensive Physiotherapie mit Gehschulung und Muskelaufbau durchgeführt.

Die ersten 34 Patienten entlasteten das operierte Bein für 2 Wochen und begannen anschließend mit dem Belastungsaufbau. Nachdem man sich jedoch von der intraoperativen und röntgenolgischen Passgenauigkeit überzeigte, erlaubte man eine sofortige postoperative Vollbelastung, ohne in einem einzigen Fall eine Prothesensinterung feststellen zu können.

Der Krankenhausaufenthalt betrug im Mittel 28,3 Tage.

80% der Patienten nahm das Angebot einer Anschlußheilbehandlung wahr, in der der begonnene Muskelaufbau fortgeführt wurde.

Zur Prophylaxe von paraartikulären Verknöcherungen wurden während der Bohrung alle Knochenspäne ständig mit Wasser ausgespült und über eine Plastikfolie aufgefangen. Ab dem 40. Patienten wurde postoperativ ein Indometacinschema durchgeführt.

### 3.11 Nachuntersuchungsergebnisse

Alle Patienten wurden präoperativ, 3 Monate, 6 Monate und 12 Monate postoperativ untersucht.

Dabei wurde sowohl der Harris Hip Score (32), (Tabelle 8), welcher der am häufigsten verwendete Hüftscore ist, als auch der Score nach Merle d'Aubigné und Postel (59,61), (Tabelle 7), welcher der meist zitierteste Score in der Orthopädie ist (47), verwendet. Dies ermöglicht Literaturvergleiche, sowohl im anglo-amerikanischen Raum, in dem vorwiegend der Harris Hip Score verwendet wird, als auch im europäischen Raum, in dem vor allem der Score nach Merle d'Aubigné verwendet wird.

**Tabelle 7:** Score nach Merle d'Aubigné und Postel

Pain	Pain is intense and permanent	0
	Pain is severe even at night	1
	Pain is severe when walking; prevents any activity	2
	Pain is tolerable with limited activity	3
	Pain is mild when walking; it disappears with rest	4
	Pain is mild and inconstant; normal activity	5
	No pain	6
Mobility	Ankylosis with bad position of the hip	0
	No movement; pain or slight deformity	1
	Flexion < 40°	2
	Flexion 40°-60°	3
	Flexion 60°-80°; patient can reach his foot	4
	Flexion 80°-90°; abduction of at least 15°	5
	Flexion of more than 90°; abduction to 30°	6
Ability to walk	None	0
	Only with crutches	1
	Only with canes	2
	With one cane, less than one hour; very difficult without a cane	3
	A long time with a cane; short time without cane and with limp	4
	Without cane but with slight limp	5
	Normal	6

**Tabelle 8:** Harris Hip Score

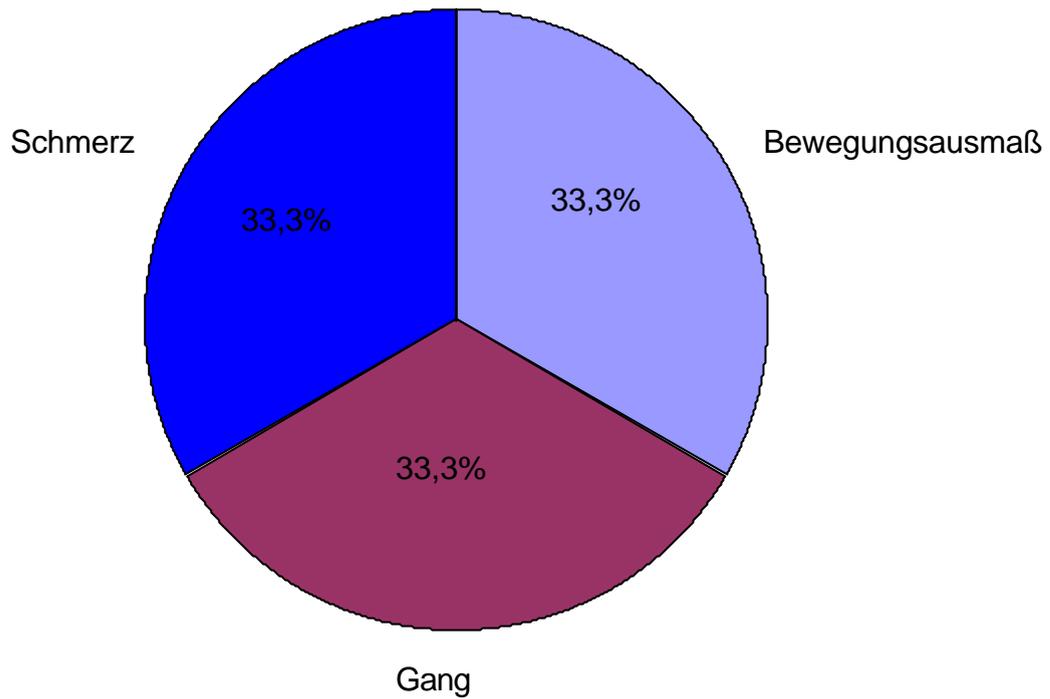
<b>I. Pain (44 Points possible)</b>	
<b>A.</b> None or ignores it	44
<b>B.</b> Slight, occasional, no compromise in activities	40
<b>C.</b> Mild pain, no effect on average activities, rarely moderate pain with unusual activity, may take aspirin	30
<b>D.</b> Moderate pain, tolerable but makes concessions to pain. Some limitations of ordinary activity or work. May require occasional pain medicine stronger than aspirin	20
<b>E.</b> Marked pain, serious limitation of activities	10
<b>F.</b> Totally disabled, crippled, pain in bed, bedridden	0

II Funktion (47 points possible)					
A. Gait (33 possible)			B Activities (14 possible)		
<b>1. Limp</b>	None	11	<b>1. Stairs</b>	Normally without using a railing	4
	Slight	8		Normally using a railing	2
	Moderate	5		In any manner	1
	Severe	0		Unable to do stairs	0
<b>2. Support</b>	None	11	<b>2. Shoes and Socks</b>	With ease	4
	Cane for long walks	7		With difficulty	2
	Cane most of the time	5	<b>3. Sitting</b>	Unable	0
	One crutch	3		Comfortably in ordinary chair one hour	5
	Two canes	2		One high chair for one-half hour	3
	Two canes or not able to walk	0		Unable to sit comfortably in any chair	0
<b>3. Distance walked</b>	Unlimited	11	<b>4. Enter public transportation</b>	Able	1
	Six blocks	8		Unable	0
	Two or three blocks	5			
	Indoors only	2			
	Bed and chair	0			

III. Absence of deformity points (4)
are given if the patient demonstrates:
A. Less than 30° fixed contracture
B. Less than 10° fixed adduction
C. Less than 10° fixed internal rotation in extension
D. Limb-length discrepancy less than 3,2 cm

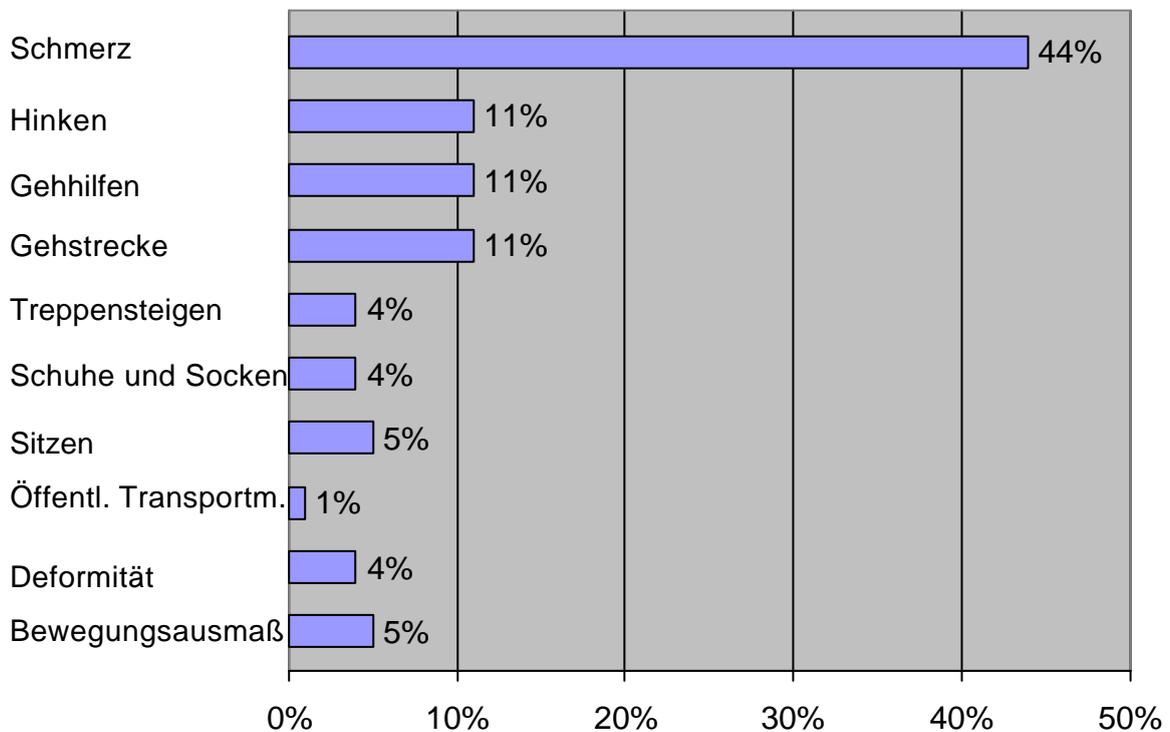
IV Range of motion					
<b>A. Flexion</b>	0°-45°	X 1,0	<b>C. External rotation in extension</b>	0°-15°	X 0,4
	45°-90°	X 0,6		over 15°	X 0,0
	90°-110°	X 0,3	<b>D Internal rotation in extension</b>	any	X 0,0
	> 110°	X 0,0			
<b>B. Abduction</b>	0°-15°	X 0,8	<b>E. Adduction</b>	0°-15°	X 0,2
	15°-20°	X 0,3	<b>F. Extension</b>	any	X 0,0
	over 20°	X 0,0			
To determine the over-all rating for range of motion, multiply the sum of index values x0,05					

Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt beim Harris Hip Score 100 Punkte, beim Score nach Merle d'Aubigné und Postel 18 Punkte.  
Kriteriengewichtung des Score nach Merle d'Aubigné und Postel (Diagramm 15).



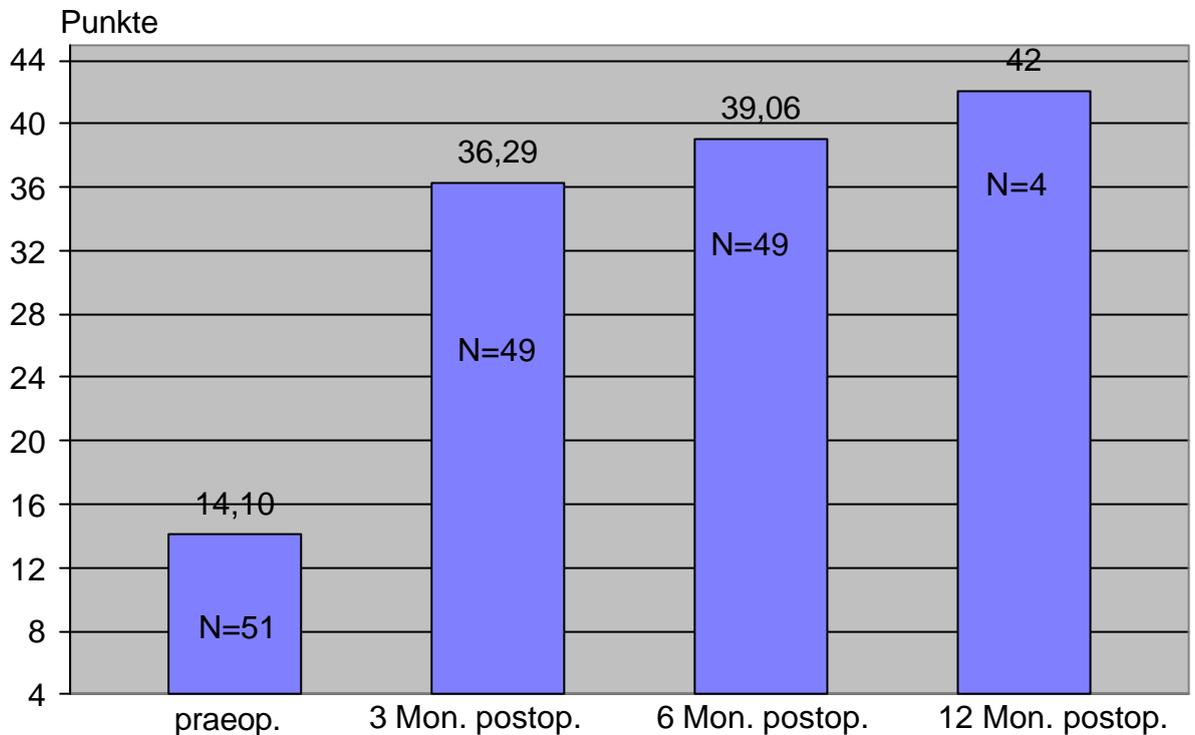
**Diagramm 15: Kriteriengewichtung Merle d'Aubigné und Postel Score max. 18 Punkte**

Kriteriengewichtung des Harris Hip Score (Diagramm 16).



**Diagramm 16: Kriteriengewichtung des Harris Hip Score max. 100 Punkte**

3.12 Ergebnisse nach dem Harris Hip Score

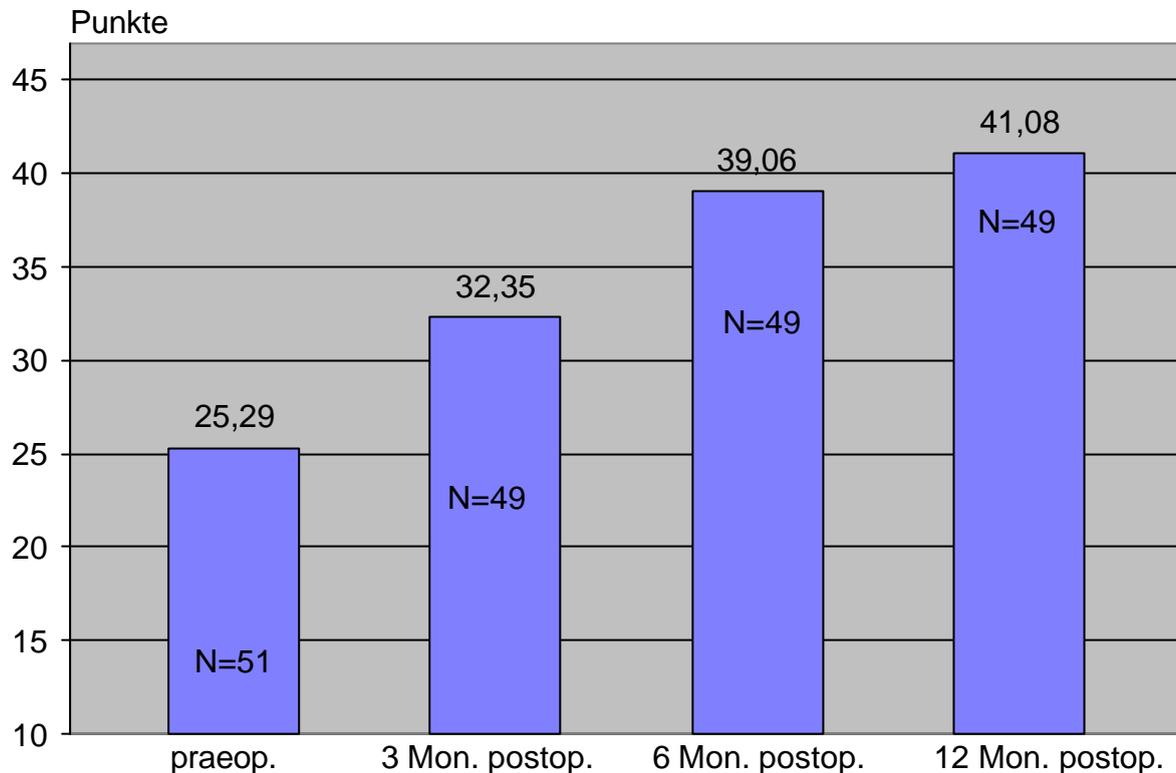
3.12.1 Schmerz**Diagramm 17: Harris Hip Score Schmerz**

Dem Kriterium Schmerz kommt im Harris Hip Score eine hohe Gewichtung (44%) zu (48). Die maximale Punktzahl beträgt 44. Dabei wird unterteilt in: keinen Schmerz, gelegentlichen Schmerz, leichten Schmerz, Schmerz, der die Einnahme von Schmerzmitteln erfordert, Schmerz, der die Aktivität stark einschränkt, sowie stärkste Schmerzen, die eine Bettlägerigkeit bedingen.

3 Monate postoperativ konnte, gegenüber präoperativ, im Durchschnitt eine Scoreverbesserung um 50,47% (22,18 Punkte) erreicht werden (32,0% (14,10 Punkte) der maximal erreichbaren Punktzahl präoperativ, gegenüber 82,47% (36,28 Punkte) der maximal erreichbaren Punktzahl 3 Monate postoperativ).

6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 88,7% (39,06 Punkte) und 95,4% (42 Punkte) der maximalen Punktzahl erreicht (Diagramm 17).

Ein Problem der Nachuntersuchung war, daß einige Patienten, obwohl sie im operierten Hüftgelenk keinerlei Schmerzen mehr hatten, aufgrund der Pinoperation bis zu 6 Monate postoperativ noch über Schmerzen im Kniegelenk klagten. Funktionelle Einschränkungen in der Kniegelenksbeweglichkeit waren nicht nachzuweisen. Diese Schmerzsymptomatik am Knie war allerdings 12 Monate postoperativ bei keinem Patienten mehr vorhanden.

3.12.2 Funktion**Diagramm 18: Harris Hip Score Funktion**

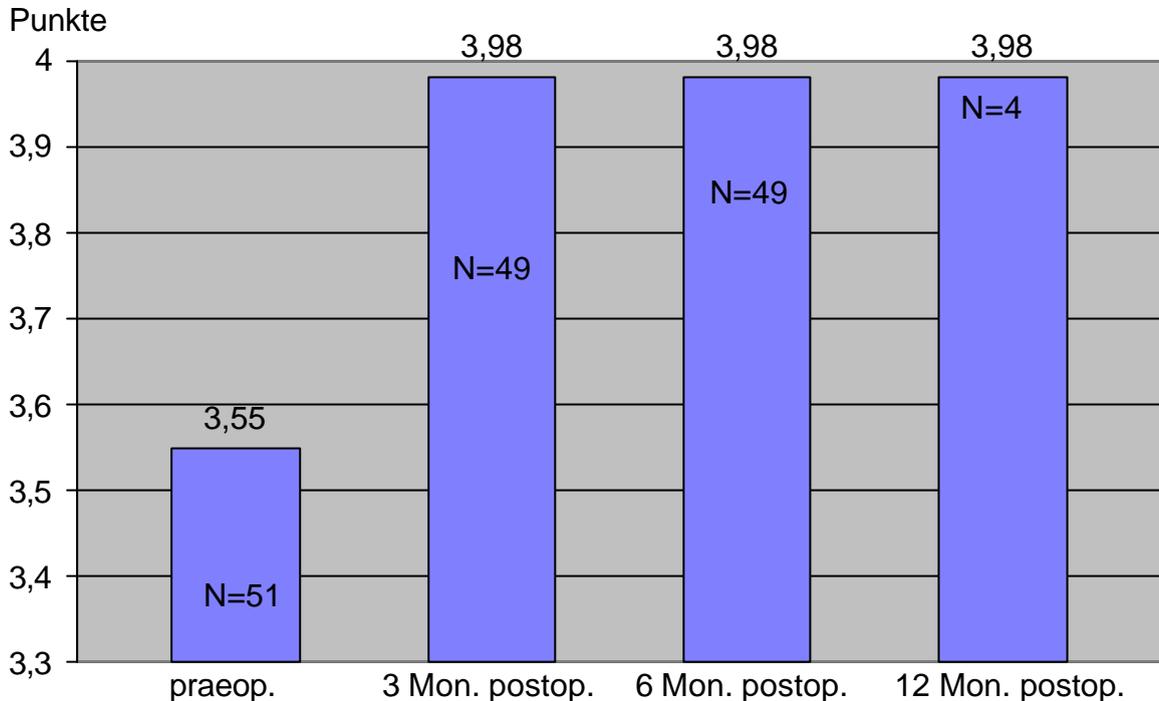
Dem Kriterium Funktion kommt insgesamt 47% der Gewichtung (48) zu. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt 47. Hierbei wird unterteilt in die einzelnen Funktionen: Hinken, Gehstützen, Gehstrecke, Treppensteigen, Schuhe und Socken anziehen, Sitzen, sowie Benutzung öffentlicher Transportmittel.

Präoperativ wurden im Durchschnitt 53,8% (25,29 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl und 3 Monate postoperativ 68,8% (32,35 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht. Dies entspricht einer Steigerung um 15% (7,06 Punkte).

6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 83,1% (39,06 Punkte) und 87,4% (42 Punkte) der max. möglichen Punktzahl erreicht (Diagramm 18).

Die meisten Punktverluste entstanden bei der Funktionsprüfung des Gangbildes. Vor allem die erste Nachuntersuchungsreihe zeigte, daß viele der Patienten noch ein leichtes Hinken aufwiesen, ohne das jedoch ein Trendelenburgzeichen sichtbar gewesen wäre.

Diese Punktverluste lassen sich durch den Operationszugang erklären: um dem Roboterarm einen möglichst weiten lateralen Zugang zu ermöglichen muß relativ viel Abduktormuskulatur abgelöst werden. Dies bewirkt eine Schwächung der Muskulatur und somit ein verändertes Gangbild. Mit Hilfe von intensiver Physiotherapie, durch gezieltes Aufbaustraining der Abduktormuskulatur, sind die Gangbildveränderungen, wie die Untersuchungsreihen zeigen, reversibel.

3.12.3 Deformität (Absence of deformity)**Diagramm 19: Harris Hip Score Absence of deformity**

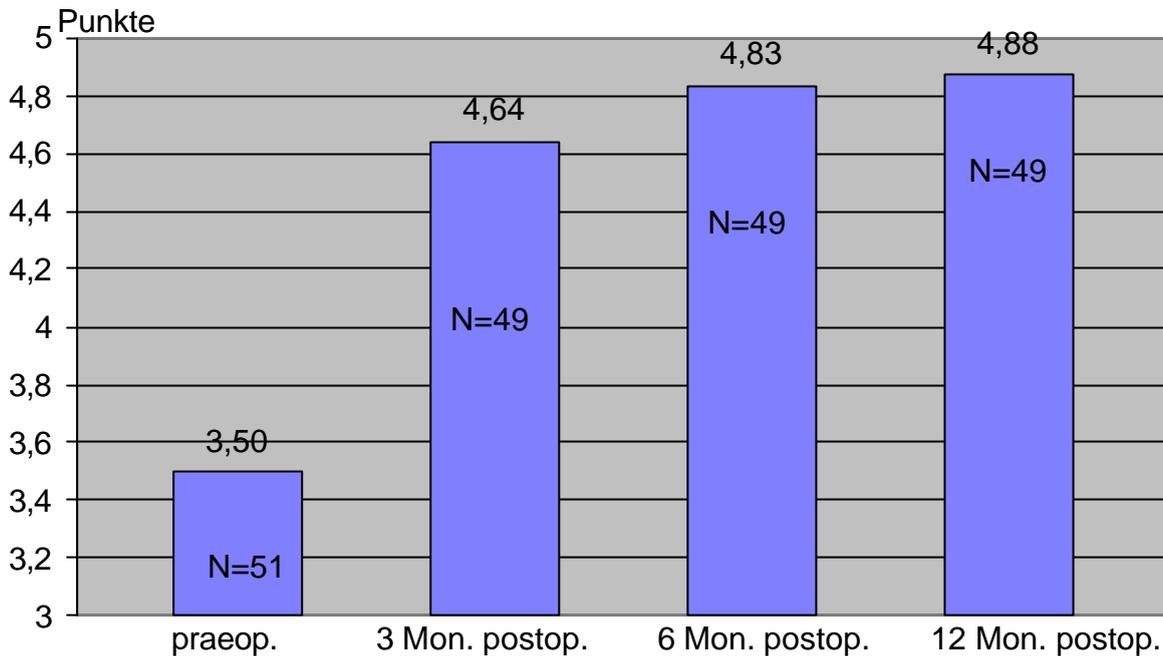
Dem Kriterium Deformität kommt eine geringere Gewichtung zu (4%).

Es werden maximal 4 Punkte vergeben. Punktverluste ergeben sich bei einer fixierten Kontraktur über 30°, bei einer fixierten Adduktion über 10°, bei einer fixierten Innenrotation in Extension über 10° und einer Beinlängendifferenz über 3,2 cm.

Praeoperativ konnten im Durchschnitt 88,7% (3,94 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht werden. 3 Monate postoperativ konnten im Durchschnitt 99,5% (3,98 Punkte) der max. möglichen Punktzahl erreicht werden. Dies entspricht einer Steigerung um 10,8% (0,04 Punkte).

6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 99,5% (3,98 Punkte) erreicht (Diagramm19).

Bei einer Patientin lag die präoperative Beinlängendifferenz bei 6 cm, diese konnte postoperativ auf 3,5 cm verkürzt werden. Dies war der einzige Fall in dem postoperativ ein Punkt abgezogen werden mußte. Bei allen anderen Patienten konnten die praeoperativ vorhandenen Deformitätskriterien behoben werden.

3.12.4 Range of motion

**Diagramm 20: Harris Hip Score Range of motion**

Dem Kriterium Bewegungsausmaß kommt eine Gewichtung von 5% zu. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt 5 Punkte.

Das Errechnen des Bewegungsausmaßes setzt sich aus der Flexion, Abduktion, Aussenrotation in Extension, Innenrotation in Extension, Adduktion und der Extension zusammen.

Bei der Bewertung des Bewegungsausmaßes werden die funktionell wichtigeren Anteile der Bewegung höher bewertet. So wird zum Beispiel bei einer Flexion von 120°, die ersten 45° mit einem Faktor von 1.0 multipliziert, während der weitere Anteil der Flexion zwischen 45° und 90° (45°) mit einem Faktor von 0.6 und der Anteil der Flexion zwischen 90° und 110° (20°) nur noch mit einem Faktor von 0,3 multipliziert wird. Bei dem letzten Anteil der Flexion, zwischen 110° und 120°, werden keine Punkte mehr verteilt. Das heißt, für die funktionell wichtigen ersten 45° der Flexion, werden mehr Punkte vergeben, als für die funktionell weniger wichtigen letzten 10° der Flexion.

Die einzelnen Anteile der Gesamtflexion werden mit den entsprechenden Faktoren multipliziert und dann zusammengezählt. Das Ergebnis wird mit einem Faktor von 0,05 multipliziert.

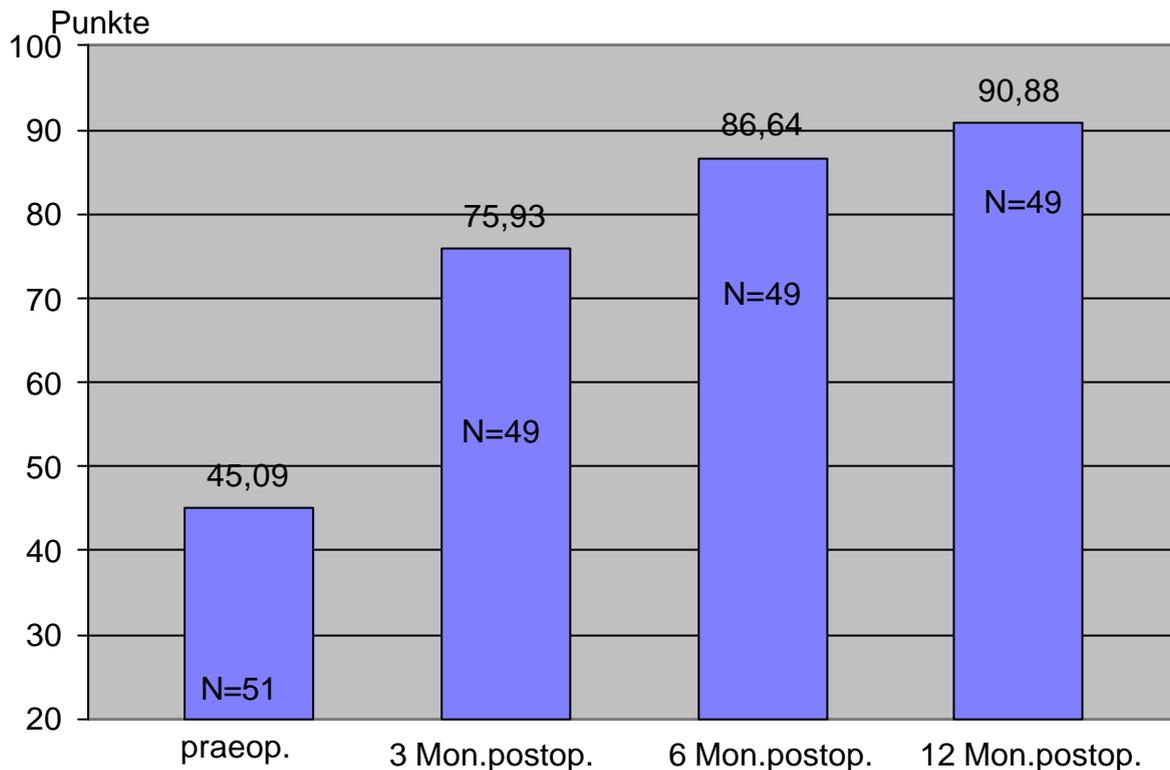
Ebenso verhält es sich mit der Abduktion, hier werden die ersten 15° mit einem Faktor von 0.8 multipliziert, während der weitere Anteil der Abduktion zwischen 15° und 20° nur noch mit einem Faktor von 0,3 multipliziert wird. Der Anteil der Abduktion der über 20° liegt, wird mit 0 Punkten bewertet. Auch hier erfolgt die Summation der einzelnen Anteile und die Multiplikation mit dem Faktor 0,05.

(Die weiteren Bewertungen der einzelnen Bewegungsebenen siehe Tabelle 8 „Range of motion“).

Praeoperativ wurde im Durchschnitt 70% (3,5 Punkte) der maximal möglichen

Punktzahl erreicht. 3 Monate postoperativ wurden dagegen im Durchschnitt 92,8% (4,64 Punkte) erreicht. Dies entspricht einer Steigerung um 22,8% (1,14 Punkte). 6 und 12 Monate postoperativ konnten im Durchschnitt 96,6% (4,83 Punkte) und 97,6% (4,88 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht werden (Diagramm 20).

### 3.12.5 Harris Hip Score total



**Diagramm 21: Harris Hip Score total**

Die Summation aller Einzelkriterien des Harris Hip Scores ergibt eine maximale Punktzahl von 100 Punkten.

Praeoperativ wurden im Durchschnitt 45,09% (45,09 Punkte) und 3 Monate postoperativ 75,93% (75,93 Punkte) der maximal möglichen Punkte erreicht. Dies entspricht einer Steigerung um 30,84% (30,84 Punkte).

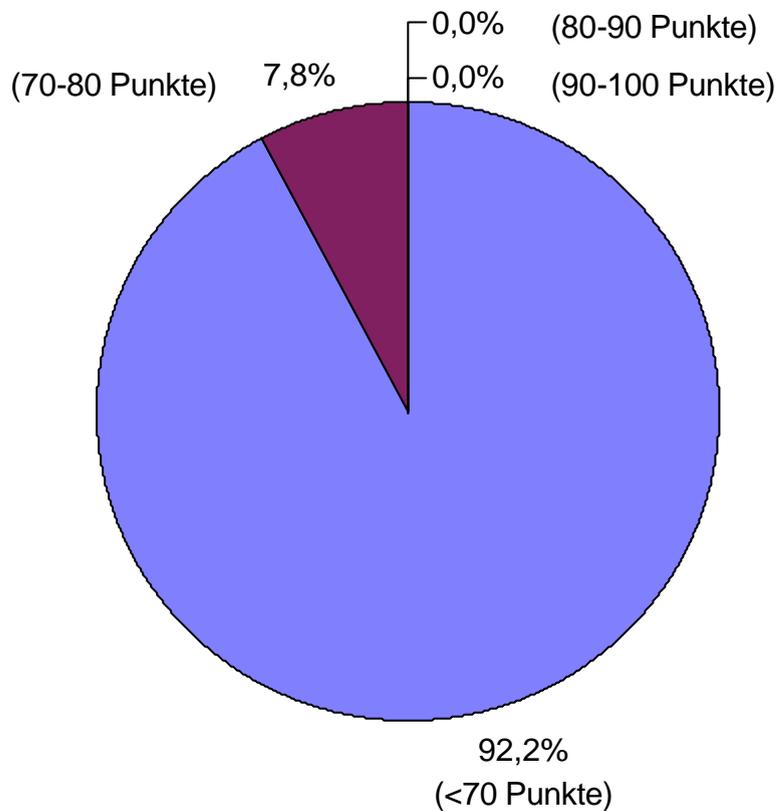
6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 86,64% (86,64 Punkte) und 90,88% (90,88 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht (Diagramm 21).

Es wurde insgesamt zwischen praeoperativ und 12 Monate postoperativ im Durchschnitt eine Steigerung von 45,79% erreicht.

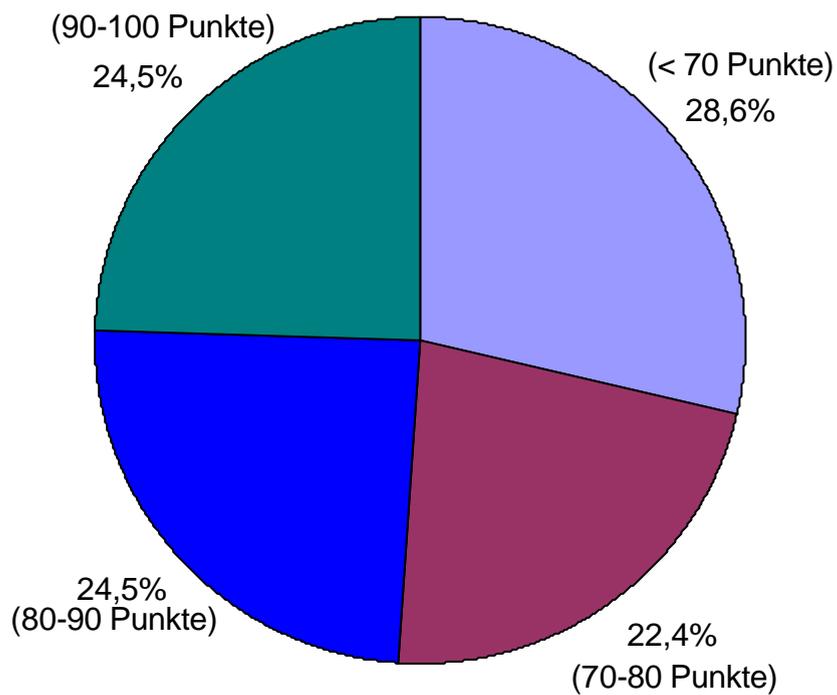
In absoluten Zahlen gesehen, zeigt sich praeoperativ bei 47 Patienten ein Harris Hip Score unter 70 Punkten (92,2%), bei 5 Patienten ein Harris Hip Score zwischen 70 und 80 Punkten (7,8%), (Diagramm 22).

3 Monate postoperativ erreichten 14 Patienten weniger als 70 Punkte (28,6%), 11 Patienten erreichten 70-80 Punkte (22,4%), 12 Patienten erreichten 80-90 Punkte (24,5%) und 12 Patienten erreichten 90-100 Punkte (24,5%) im Harris Hip Score (Diagramm 23).

6 Monate postoperativ erreichten 6 Patienten weniger als 70 Punkte (12,2%), 6 Patienten erreichten 70-80 Punkte (12,2%), 10 Patienten erreichten 80-90 Punkte (20,4%) und 27 Patienten erreichten 90-100 Punkte (55,1%) im Harris Hip Score (Diagramm 24).

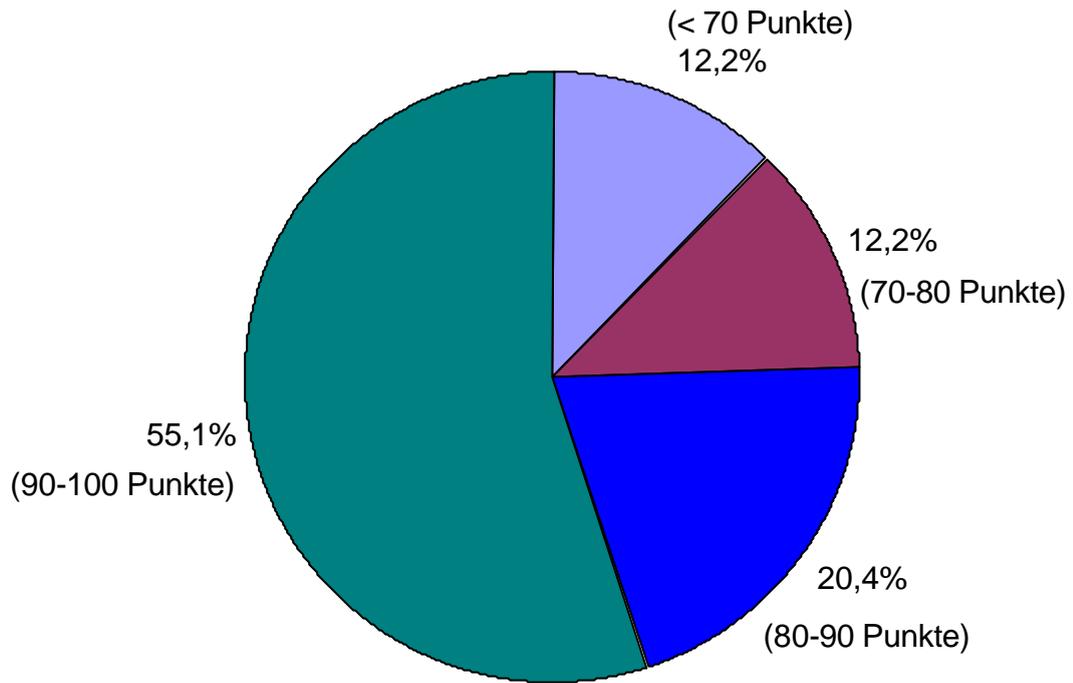


**Diagramm 22: Harris Hip Score praeoperativ (N=51)**

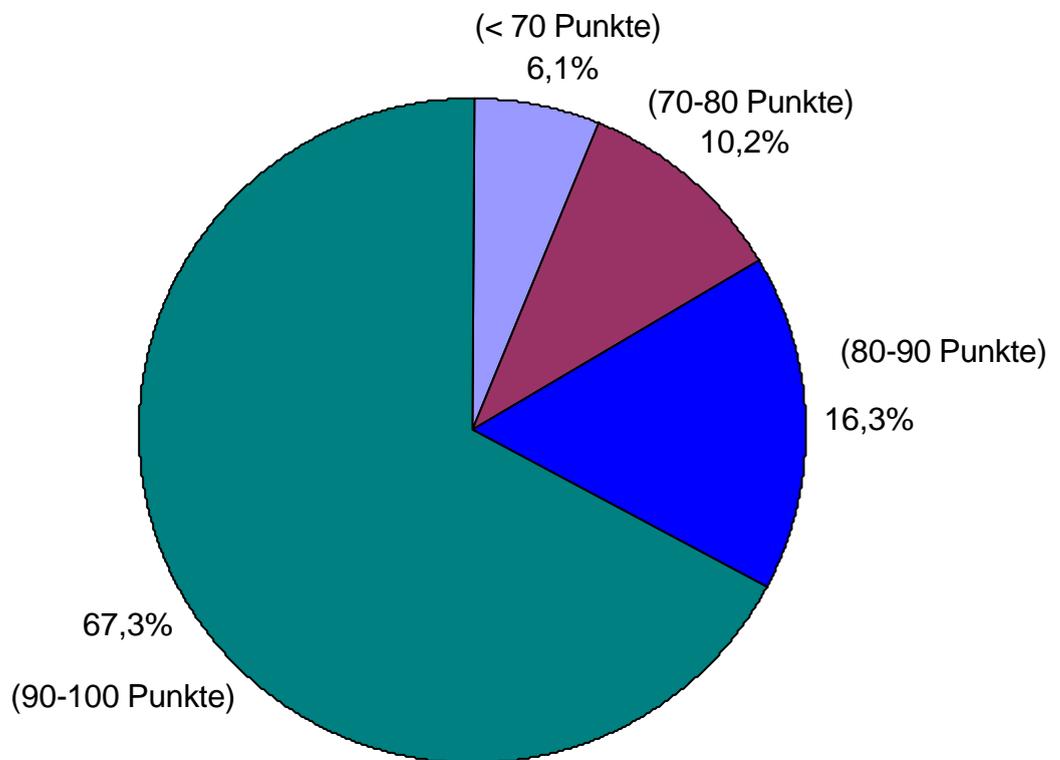


**Diagramm 23: Harris Hip Score 3 Monate postoperativ (N=49)**

49



**Diagramm 24: Harris Hip Score 6 Monate postoperativ (N=49)**



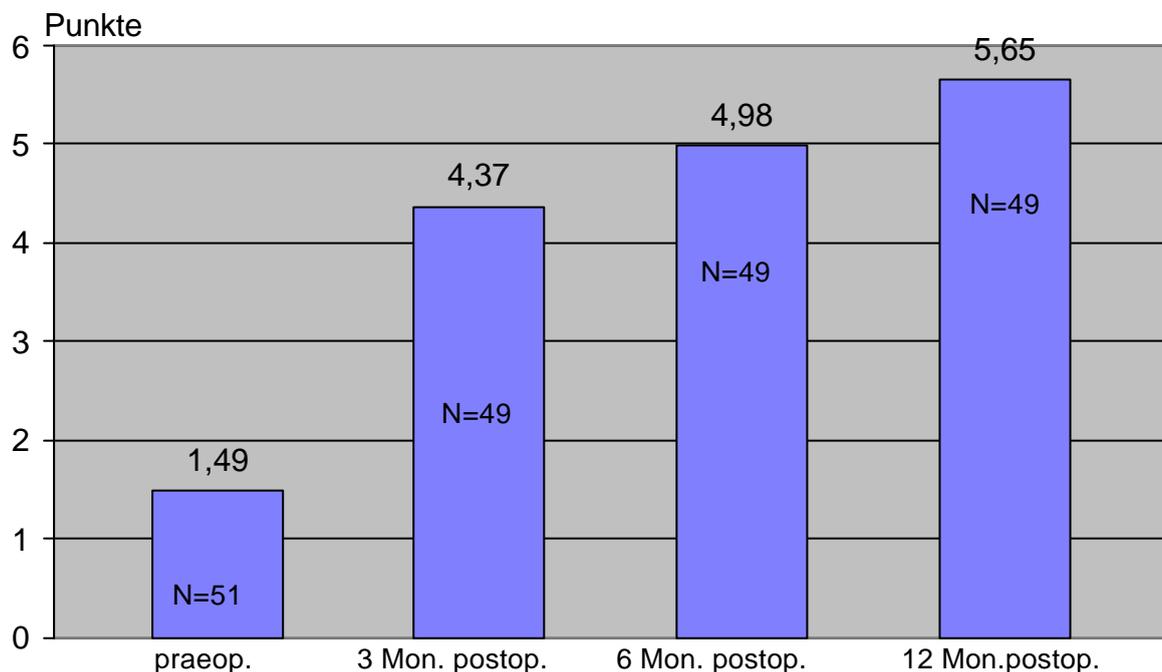
**Diagramm 25: Harris Hip Score 12 Monate postoperativ (N=49)**

12 Monate postoperativ erreichten 3 Patienten weniger als 70 Punkte (6,1%), 5 Patienten erreichten 70-80 Punkte (10,2%), 8 Patienten erreichten 80-90 Punkte (16,3%) und 33 Patienten erreichten 90-100 Punkte (67,3%) im Harris Hip Score (Diagramm 25).

Nach 12 Monaten erreichten damit 83,6% der Patienten einen Harris Hip Score größer als 80 Punkte, praeoperativ wurde diese Punktzahl in keinem Fall erreicht.

### 3.13 Ergebnisse nach dem Score von Merle d´Aubigné und Postel

#### 3.13.1 Schmerz



**Diagramm 26: Merle d´Aubigné und Postel Score Schmerz**

Das Kriterium Schmerz im Merle d´Aubigné und Postel Score hat eine Gewichtung von 33,3 %. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt 6.

Der Schmerz wird in sechs Schweregrade unterteilt: kein Schmerz, leichte inkonstante Schmerzen, leichte Schmerzen beim Laufen, tolerable Schmerzen mit Einschränkung der Aktivität, starke Schmerzen beim Laufen, die jede Aktivität verhindern, starke Schmerzen auch nachts, stärkste Schmerzen immer.

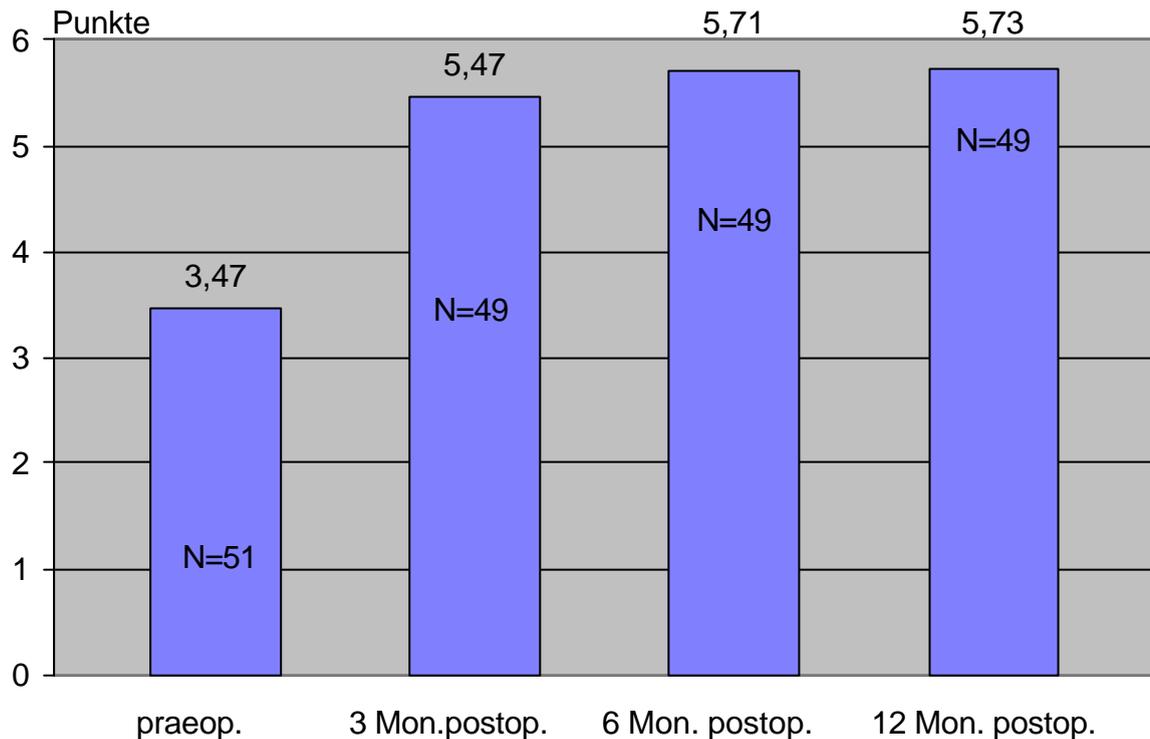
Praeoperativ wurden im Durchschnitt 24,8% (1,49 Punkte) und 3 Monate postoperativ im Durchschnitt 73,8% (4,37 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht. Dies entspricht einer Steigerung von 49% (2,88 Punkte).

6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 83% (4,98 Punkte) und 94,1% (5,65 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht (Diagramm 26).

Ein Problem war, vor allem in der Untersuchungsreihe 3 Monate postoperativ, der angegebene Knieschmerz, der teilweise auch nach Abklingen der Hüftschmerzen

noch vorhanden war. Es waren weder funktionelle Einschränkungen im Kniegelenk, noch röntgenologische Veränderungen nachweisbar. 6 und 12 Monate postoperativ war keine Schmerzsymptomatik mehr am Knie vorhanden.

### 3.13.2 Bewegungsausmaß



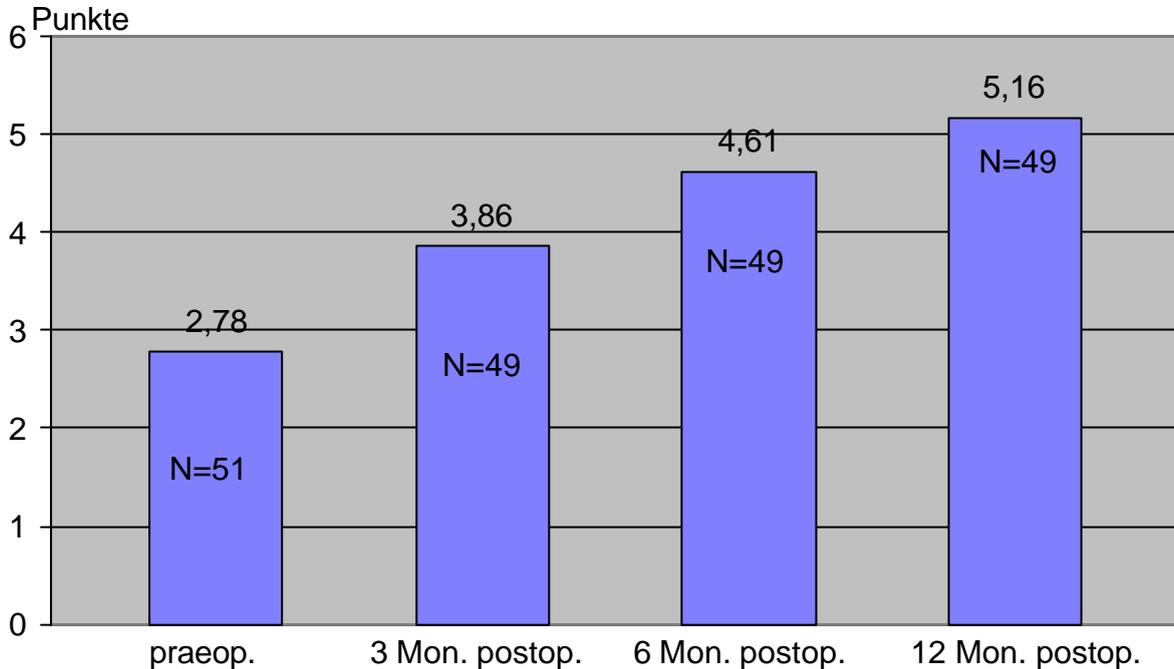
**Diagramm 27: Merle d'Aubigné und Postel Score Bewegungsausmaß**

Das Kriterium Bewegungsausmaß hat eine Gewichtung von 33,3%. Die maximale Punktzahl beträgt 6 Punkte.

Bewertet werden: Flexion über 90° und Abduktion bis 30°, Flexion 80°-90° und Abduktion von mindestens 15°, Flexion 60°-80° der Patient kann seine Füße erreichen, Flexion 40°-60°, Flexion < 40°, keine Bewegung Schmerz oder leichte Deformität, Ankylose mit schlechter Hüftposition.

Praeoperativ wurden im Durchschnitt 57,8% (3,47 Punkte) und 3 Monate postoperativ 91,1% (5,47 Punkte) der maximalen Punktzahl erreicht. Dies entspricht einer Steigerung um 33,4% (2 Punkte).

6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 95,1% (5,71 Punkte) und 95,5% (5,73 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht (Diagramm 27).

3.13.3 Gang

**Diagramm 28: Merle d'Aubigné und Postel Score Gang**

Das Kriterium Gang wird mit 33,3% gewichtet, die maximale Punktzahl beträgt sechs Punkte.

Dabei wird unterschieden in: normaler Gang, leichtes Hinken ohne Stock, lange Strecken mit Stock und kurze Strecken ohne Stock mit Hinken, mit einem Stock weniger als eine Stunde und Schwierigkeiten beim Gehen ohne Stock, Gehen nur mit Stöcken, Gehen nur mit Unterarmgehstützen, kein Laufen möglich.

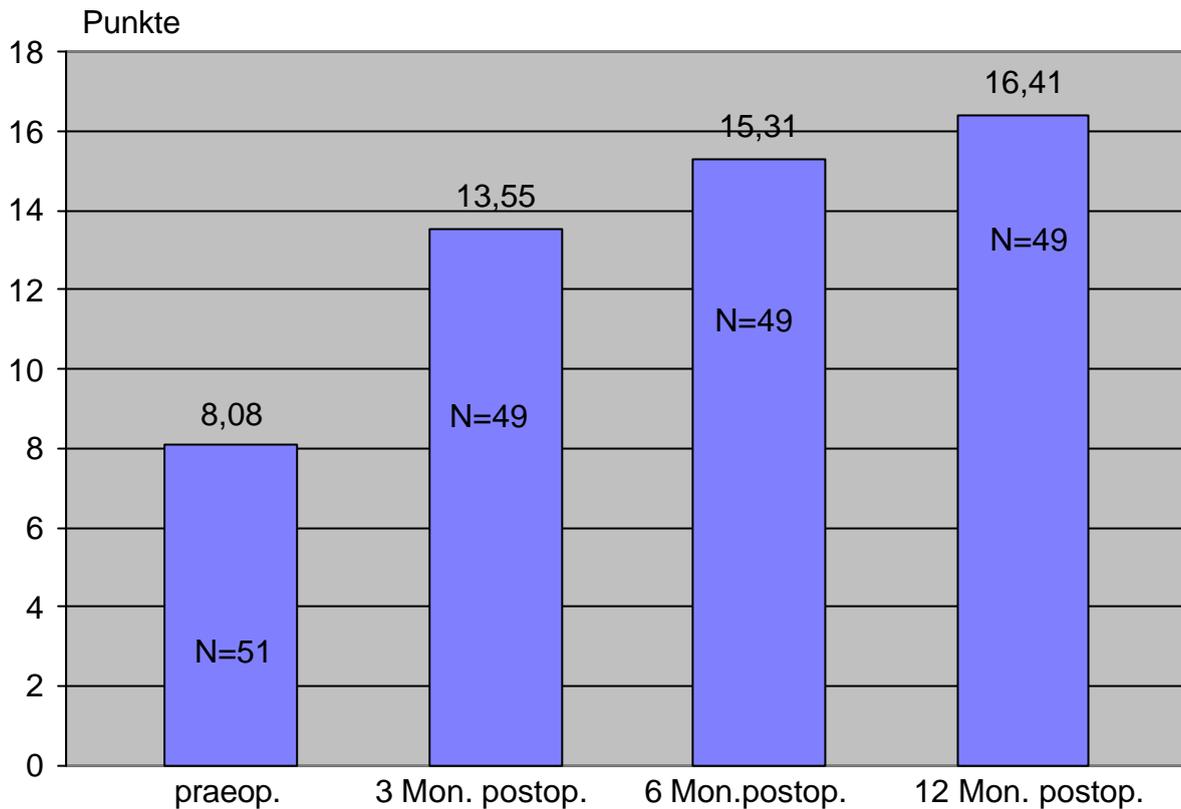
Praeoperativ wurden im Durchschnitt 46,3% (2,78 Punkte) und 3 Monate postoperativ 64,3% (3,86 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht. Dies entspricht einer Steigerung um 18% (1,08 Punkte).

6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 76,8% (4,61 Punkte) und 86% (5,16 Punkte) erreicht (Diagramm 28).

Die Nachuntersuchungsreihe zeigte 3 Monate postoperativ ein Gangdefizit das durch die Ablösung der Abduktormuskulatur entstanden ist, um den weit lateralen Operationszugang für den Roboterarm zu ermöglichen.

Die Untersuchungsreihen nach 6 und 12 Monaten demonstrieren, daß unter intensiver Physiotherapie, Muskelaufbautraining und Gangschulung dieses Defizit reversibel ist.

### 3.13.4 Score nach Merle d'Aubigné und Postel total



**Diagramm 29: Merle d'Aubigné und Postel Score total**

Die Summation der Einzelkriterien des Merle d'Aubigné und Postel Score ergibt eine Gesamtpunktzahl von 18 Punkten.

Praeoperativ wurden im Durchschnitt 44,8% (8,08 Punkte) und 3 Monate postoperativ 75,2% (13,55 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht. Dies entspricht einer Steigerung um 30,4% (5,47 Punkte).

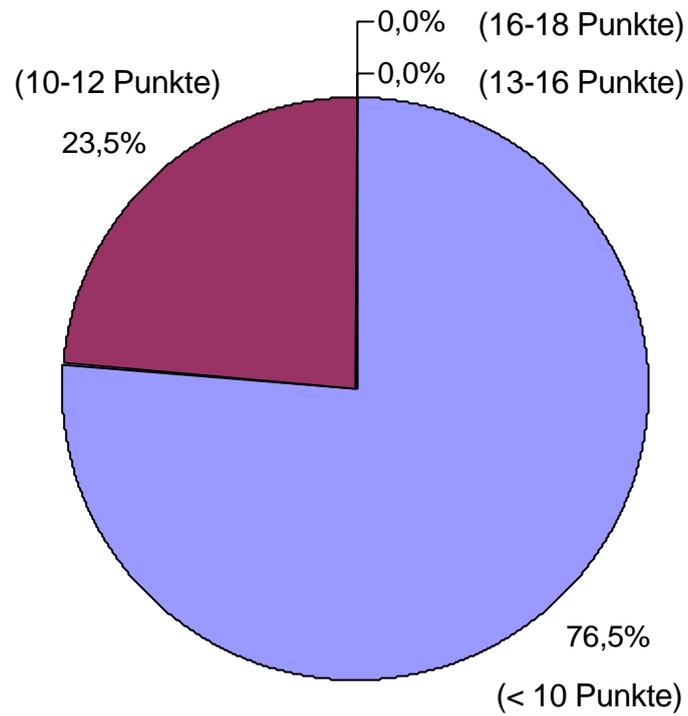
6 und 12 Monate postoperativ wurden im Durchschnitt 85% (15,31 Punkte) und 91,1% (16,41 Punkte) der maximal möglichen Punktzahl erreicht (Diagramm 29).

Insgesamt wurde zwischen dem präoperativen Score und dem Score nach 12 Monaten eine Steigerung um 46,3% erreicht.

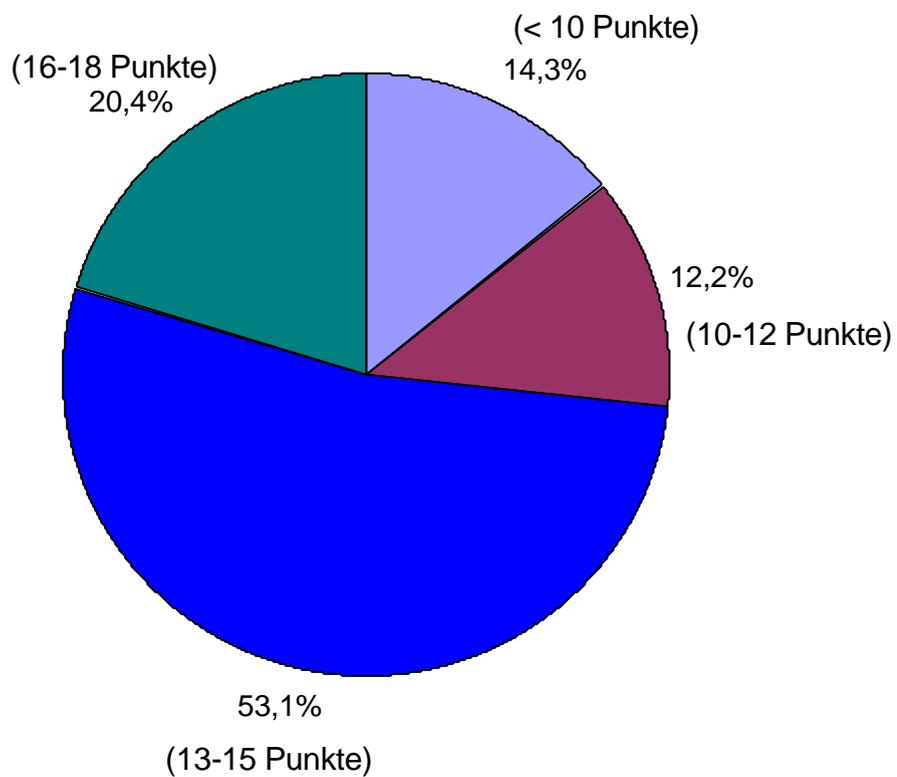
In absoluten Zahlen zeigte sich praeoperativ bei 39 (78,0%) Patienten ein Merle d'Aubigné und Postel Score unter 10 Punkten und bei 12 (12,0%) Patienten ein Score von 10-12 Punkten (Diagramm 30).

3 Monate postoperativ fand sich bei 7 Patienten ein Merle d'Aubigné und Postel Score unter 10 Punkte (14,3%), bei 6 Patienten ein Score von 10-12 Punkte (12,2%), bei 26 Patienten ein Score von 13-15 Punkte (53,1%) und bei 10 Patienten ein Score von 16-18 Punkte (20,4%), (Diagramm 31).

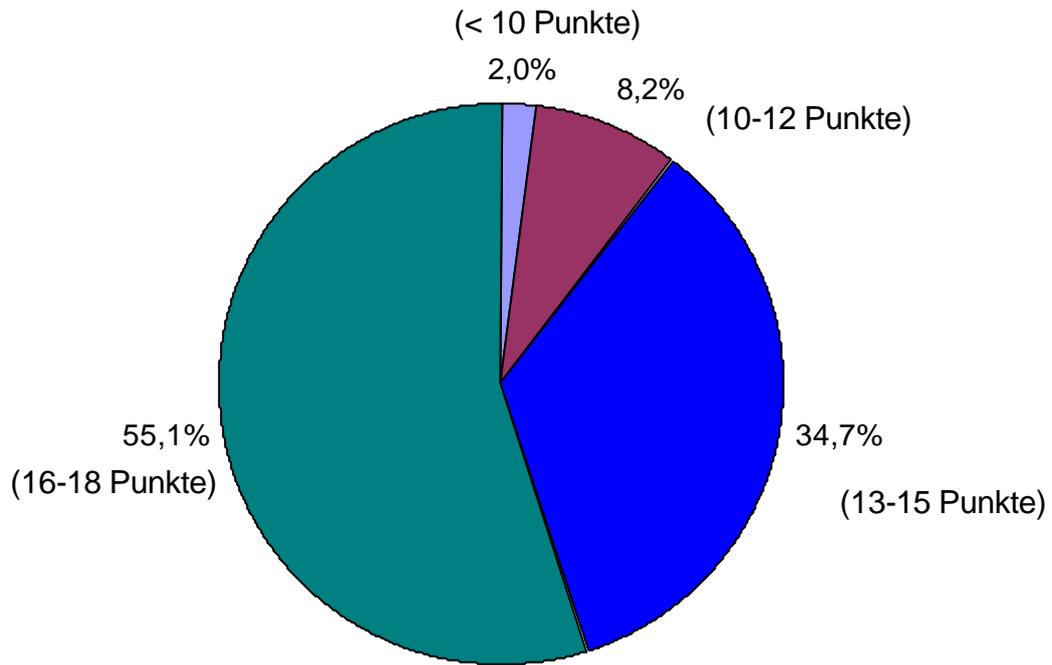
6 Monate postoperativ hatte 1 Patient ein Merle d'Aubigné und Postel Score unter 10 (2,0%), 6 Patienten ein Score von 10-12 Punkte (8,2%), 17 Patienten ein Score von 13-15 Punkte (34,7%) und 26 Patienten Score von 16-18 Punkte (55,1%), (Diagramm 32).



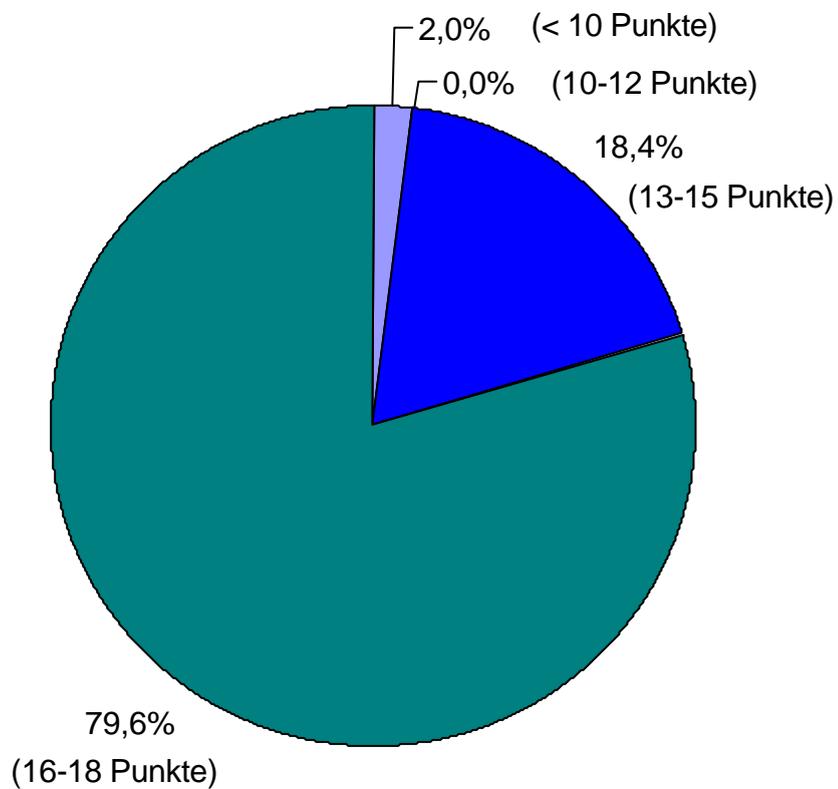
**Diagramm 30: Merle d'Aubigné und Postel Score praeoperativ (N=51)**



**Diagramm 31: Merle d'Aubigné und Postel Score 3 Monate postoperativ (N=49)**



**Diagramm 32: Merle d'Aubigné und Postel Score 6 Monate postoperativ (N=49)**



**Diagramm 33: Merle d'Aubigné und Postel Score 12 Monate postoperativ (N=49)**

12 Monate postoperativ fand sich bei einem Patient ein Merle d'Aubigné und Postel Score unter 10 Punkte (2,0%), 9 Patienten (18,4%) erreichten einen Score von 13-15 Punkten und 39 Patienten (79,6%) erreichten einen Score von 16-18 Punkten (Diagramm 33).

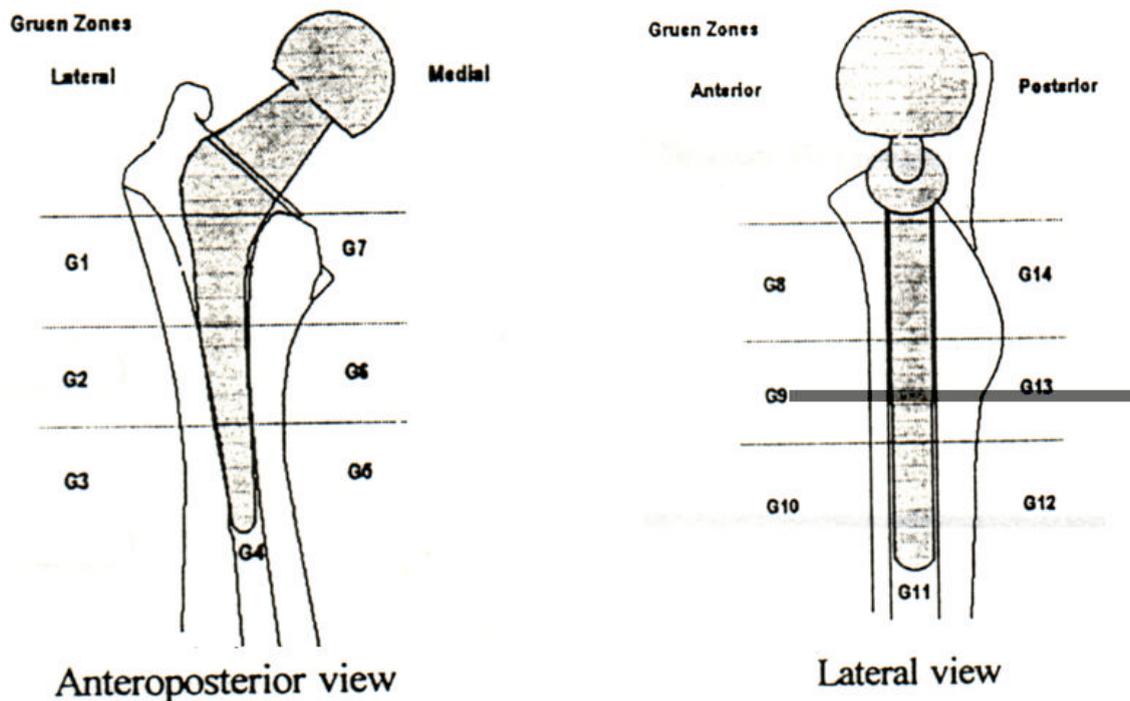
Dies bedeutet, daß nach 12 Monaten 98% des Patientengutes über 13 Punkten liegt und damit in der Bewertungsskala im guten oder sehr guten Bereich liegt.

#### 4.0 Postoperative Röntgenergebnisse

Die postoperativen Röntgenergebnisse sind ein wichtiges Kriterium bei der Verlaufskontrolle und für die prognostische Bewertung des Implantats.

Von besonderem Interesse sind dabei die Schaftposition, postoperative Positionsveränderungen mit Varus- und Valgusabweichung, das Einsinken des Schaftes in die Femurhöhle, Sklerosesäume, Sockelbildung, Verdickung der Kortikalis und isolierte Aufhellungssäume.

Die Röntgenbilder wurden in die Zonen (Abbildung 16) nach Gruen et al (26) eingeteilt und beurteilt.



**Abbildung 16: Einteilung der Gruen-Zonen anterior-posterior und axial**

Die Nachuntersuchungen wurden unmittelbar, 6 und 12 Monate postoperativ durchgeführt.

Die standardmäßig durchgeführten Röntgenkontrollen nach Entfernung der Redonsaugdrainagen stimmten in allen Fällen mit dem Prothesensitz und der Prothesenlage, wie am Orthodoc geplant überein.

Der Schaft war im anterior-posterioren Strahlengang jeweils korrekt in der Femurlängsachse implantiert. Primäre Varus oder Valgusstellungen lagen nicht vor. Die ideale Paßform mit völligem Kortikaliskontakt war, aufgrund der Planung am Orthodoc und des genauen Fräsvorgangs, jeweils immer gegeben. Röntgenologisch sichtbare Abstände zwischen Prothese und Kortikalis konnten nicht gefunden werden. Die Einbettungshöhen des Prothesenstieles stimmten exakt mit den geplanten Einbettungshöhen überein, wobei die gleiche Höhe von Trochanterspitze und Hüftkopfmittelpunkt als Ideal gilt.

In den Axialbildern war immer eine Stellung des Schaftes in der axialen Längsachse gegeben. Primär schräg zur Längsachse implantierte Prothesen konnten nicht gefunden werden. Es war in keinem Fall zu einer Perforation der Kortikalis gekommen. Der Kortikaliskontakt war, wie jeweils geplant, vollständig vorhanden. Die Schäfte erschienen somit sowohl im Bereich ihrer dorsalen und ventralen als auch mit ihren lateralen und medialen Flächen fest in der Kortikalis verankert.

Die Möglichkeit von Relativbewegungen in der dorsoventralen Ebene oder im Rotationssinn erscheint somit unwahrscheinlich.

#### 4.1 Postoperative Röntgenveränderungen der Schaftstellung

Obwohl es sich bei der Prothese um ein kragenloses Modell handelt, konnte weder nach 6 Monaten, noch nach 12 Monaten ein Einsinken in die Femurmarkhöhle festgestellt werden. Ebenso wenig konnte im Verlauf eine Varus- oder Valgusmigration beobachtet werden, die aufgrund der unphysiologischen Krafteinleitung und der Kippbewegungen prognostisch ungünstig sind und die häufig zu anhaltenden Oberschenkelschmerzen führen (58).

Dies bedeutet, daß aufgrund der Passgenauigkeit, auch nach Abbau der primären Vorspannung keine tangentielle Verschiebung der Implantat-Knochengrenze und somit keine sekundäre Verklebung stattfindet. Diese absolute mechanische Ruhe gilt als Voraussetzung für die ossäre Integration des Implantats (18), da axiale Bewegungen an der Implantat-Knochengrenze, die sich in Millimeterbereichen abspielen, zwangsläufig zur Ausbildung eines bindegewebigen Interponates führen (50,71,72). Eine Interposition von Binde-, und Granulationsgewebe führt zu einer zunehmenden Zerstörung des benachbarten Knochens und somit wahrscheinlich zur späteren Auslockerung des Implantates (80).

#### 4.2 Postoperative Sklerosesäume, Kortikalisverdickung, Sockelbildung und isolierte Aufhellungssäume

Untersucht wurden die Röntgenbilder auf Sklerosesäume, die sich, wie auch in der Literatur (21) beschrieben, an dünne Aufhellungslinien (<2 mm) angrenzen, sowie auf Kortikalisverdickungen, Sockelbildungen an der Prothesenspitze und isolierte Aufhellungslinien ohne angrenzende Sklerosesäume.

##### Anzahl der Sklerosesäume nach 6 Monaten in den einzelnen Gruen-Zonen:

anterior-posterior Aufnahmen:

Gruen-Zone 1	0 mal (0%)
Gruen-Zone 2	0 mal (0%)
Gruen-Zone 3	1 mal (2%)
Gruen-Zone 4	13 mal (26%)
Gruen-Zone 5	1 mal (2%)
Gruen-Zone 6	0 mal (0%)
Gruen-Zone 7	0 mal (0%)

axiale Aufnahmen:

Gruen-Zone 8	0 mal (0%)
Gruen-Zone 9	0 mal (0%)
Gruen-Zone 10	1 mal (2%)
Gruen-Zone 11	15 mal (22%)
Gruen-Zone 12	2 mal (4%)
Gruen-Zone 13	0 mal (0%)
Gruen-Zone 14	0 mal (0%)

Anzahl der Sklerosesäume nach 12 Monaten in den einzelnen Gruen-Zonen:

anterior-posterior Aufnahmen:

Gruen-Zone 1	0 mal (0%)
Gruen-Zone 2	1 mal (2%)
Gruen-Zone 3	3 mal (6%)
Gruen-Zone 4	19 mal (38%)
Gruen-Zone 5	3 mal (6%)
Gruen-Zone 6	1 mal (2%)
Gruen-Zone 7	0 mal (0%)

axiale Aufnahmen:

Gruen-Zone 8	0 mal (0%)
Gruen-Zone 9	1 mal (2%)
Gruen-Zone 10	6 mal (12%)
Gruen-Zone 11	23 mal (46%)
Gruen-Zone 12	7 mal (14%)
Gruen-Zone 13	1 mal (2%)
Gruen-Zone 14	0 mal (0%)

Welche Bedeutung den Sklerosesäumen zukommt, läßt sich anhand der Literaturangaben nicht eindeutig klären.

Als osteoblastische Antwort des Knochens auf zyklische Mikrobewegungen, die keine Aussage über die Stabilität zuläßt, interpretieren Engh und Bobyn (21) die Sklerosesäume.

Bei sonst unveränderter Kortikalisstruktur, sehen Stewen und Schlegel (87) einen Sklerosesaum als Zeichen eines festen knöchernen Einbaus an.

Willert et al. (95) deuten eine schmale Skleroselinie, die in gleichbleibendem Abstand von weniger als einem Millimeter parallel zur Kontur der Prothese verläuft, als „innere Kortikalis“. Sie gehen davon aus, daß es sich nicht um eine Saumbildung durch Knochenresorption handelt, sondern um eine Begleiterscheinung der Osseointegration. Dies bestätigen histologische Untersuchungen (50), die zeigten, daß sich eine dünne Knochenlamelle um den Prothesenstiel bildet, die das morphologische Korrelat zu der im Röntgenbild sichtbaren Skleroselinie darstellt.

Kortikalisverdickungen (Tabelle 9) fanden sich nach 6 Monaten in der a.p. Aufnahme in der Gruen-Zone 3 zweimal (4%) und jeweils einmal (2%) in der Gruen-Zone 5 und 7. In den axialen Aufnahmen konnten keine Kortikalisverdickungen festgestellt werden.

Nach 12 Monaten fanden sich in der Gruen-Zone 3 viermal (8%) Kortikalisverdickungen und jeweils einmal (2%) in der Gruen-Zone 5 und 7. Kortikalisverdickungen in den axialen Aufnahmen fanden sich nicht (Tabelle 10).

Eine Kortikalisverdickung wird als Ausdruck einer konzentrierten Kraft- oder Spannungsübertragung im Bereich der Prothesenspitze interpretiert (84).

In keinem Fall konnte eine Sockelbildung (Sklerosierung im Bereich der Prothesenspitze) festgestellt werden.

Isolierte Aufhellungslinien ohne angrenzenden Sklerosesaum waren in keinem Fall vorhanden.

Varus- oder Valgusmigrationen konnten nicht nachgewiesen werden.

Zweimal war eine Sleeve-dislokation sichtbar, die aber keinerlei Auswirkungen auf den Prothesensitz hatte.

**Tabelle 9:** Häufigkeit röntgenologischer Sklerosesäume, Kortikalisverdickungen, Sockelbildungen, isolierter Aufhellungssäume Varus-, Valgusmigration und Sleevedislokationen des Femurs in den einzelnen Gruen Zonen 6 Monate postoperativ (N=49)

				a.p.							axial			
Gruen Zonen	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12	G13	G14
Sklerosesaum	0	0	1	13	1	0	0	0	0	1	15	2	0	0
Kortikalisverdickung	0	0	2	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
Isolierter Aufhellungsaum	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Varisierung	0													
Valgisierung	0													
Sockelbildung	0													
Sleeve-dislokation	2													

**Tabelle 10:** Häufigkeit röntgenologischer Sklerosesäume, Kortikalisverdickungen, Sockelbildungen, isolierter Aufhellungssäume Varus-, Valgusmigration und Sleevedislokationen des Femurs in den einzelnen Gruen Zonen 12 Monate postoperativ (N=49)

				a.p.							axial			
Gruen Zonen	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12	G13	G14
Sklerosesaum	0	1	3	19	3	1	0	0	1	6	23	7	1	0
Kortikalisverdickung	0	0	4	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
Isolierter Aufhellungsaum	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Varisierung	0													
Valgisierung	0													
Sockelbildung	0													
Sleeve-dislokation	2													

### 4.3 Paraartikuläre Ossifikationen

Die genaue Ätiologie der paraartikulären Verknöcherungen bleibt weiterhin ungeklärt, eine Reihe von Faktoren, wie individuelle Disposition, Hämatombildung und operationstechnische Faktoren werden als mögliche Verursacher angeschuldigt (10,77,33).

Es wird angenommen, daß durch das operative Trauma pluripotente Mesenchymzellen angeregt werden, in den periartikulären Weichteilen Osteoid zu produzieren, welches sich durch Mineralisation zu Knochengewebe umwandelt. Der Knochen reift aus und entwickelt dabei eine Trabekelstruktur, die aufgrund der mangelnden Beanspruchung relativ ungeordnet bleibt (10,52).

Pathophysiologisch handelt es sich hierbei sowohl um laminären als auch um Faserknochen.

Eine andere Erklärung ist, daß die gesamte Knochenmasse von stark degenerierenden Muskelfasern eingegrenzt wird. Dieses Gewebe soll in der Lage sein, unter bestimmten Voraussetzungen ein metaplastisches Wachstumspotential zu entwickeln, bei dem sich Fibroblasten in Osteoblasten umwandeln, die anschließend heterotope Ossifikationen hervorbringen (92).

Der Grad der paraartikulären Verkalkungen korreliert häufig mit dem Ausmaß der intraoperativen Gewebstraumatisierung (35). Von anderen Autoren wird eine vorwiegend konstitutionelle Ursache für das Auftreten der paraartikulären Ossifikationen angegeben (17). Sie sind der Ansicht, daß die Patientenkonstitution die wichtigste Rolle bei der Bildung dieser Verknöcherungen spielt. Möglicherweise liegt die Ursache aber auch in einer postoperativ auftretenden Muskeltonuserhöhung (25). Dieser erhöhte Muskeltonus ist von der jeweiligen Mobilität und Lebensweise der Patienten entsprechend dem Konstitutionstyp abhängig. Die Beobachtungen von Arcq (1), der vor allem bei jungen, sportlichen und muskelkräftigen Männer im Alter von 40-50 Jahre gehäuft die paraartikulären Verkalkungen ohne adäquates Trauma beobachtete, unterstützen diese Hypothese.

Zur Einteilung der paraartikulären Verkalkungen wurden die Klassifikation nach Brooker et al. (9) herangezogen (Tabelle 11):

**Tabelle 11:** Klassifikation nach Brooker et al.

Class I	Islands of bone within the soft tissues about the hip
Class II	Bone spurs from the pelvis or proximal end of the femur, leaving at least one centimeter between opposing bone surfaces
Class III	Bone spurs from the pelvis or proximal end of the femur, reducing the space between opposing bone surfaces to less than one centimeter
Class IV	Apparent bone ankylosis of the hip

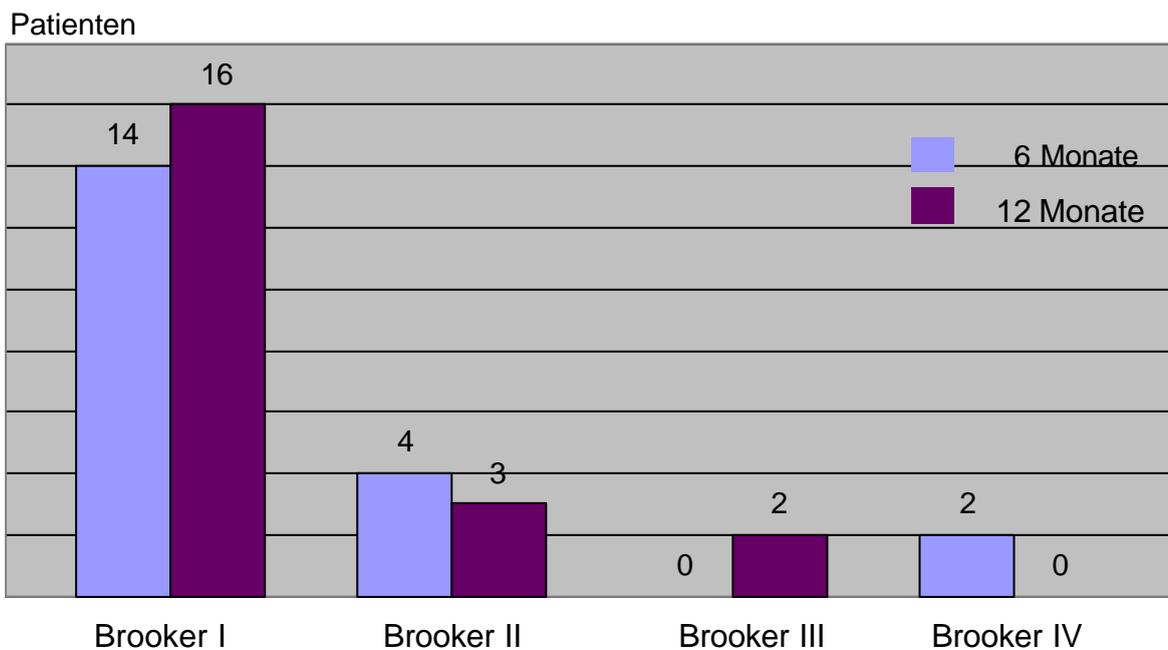
Zur Prophylaxe paraartikulärer Verkalkungen wurde ab dem vierzigsten Patienten Indometacin verabreicht sowie zusätzlich intraoperativ Plastikplanen verwendet um zu verhindern, das herausgefräste Spongiosa und Kortikalisanteile in das periartikuläre Weichteilgewebe gelangen.

Keine Verkalkungen ließen sich nach 6 Monaten in 29 Fällen (59.1%) nachweisen. Unter der Klassifizierung Brooker I mit isolierten kleineren Knocheninseln fielen 14 Hüften (28,5%). Verknochierungen zwischen Becken und proximalem Femur mit einem Abstand von mehr als einem Zentimeter (Brooker II) traten 4 mal (8,4%) und mit einem Abstand von weniger als einem Zentimeter (Brooker III) null mal auf. Brückenbildende Verknochierungen mit funktioneller Einschränkung der Hüftbeweglichkeit (Brooker IV) traten 2 mal auf (4%). Bei diesen beiden Fällen wurden die Verknochierungen operativ entfernt (Tabelle 12).

Nach 12 Monaten waren 28 Patienten ohne radiologisch nachweisbare Verkalkungen (57,1%). In die Kategorie Brooker I fielen 16 Fälle (32,6%), Brooker II 3 Fälle (6,1%), Brooker III 2 Fälle (4%) und die Klassifikation Brooker IV war nicht nachweisbar (Diagramm 31).

**Tabelle 12:** Paraartikuläre Ossifikationen nach Brooker et al. 6 und 12 Monate (N=49) postoperativ

	6 Mon. postoperativ	12 Mon. postoperativ
Brooker I	14	16
Brooker II	4	3
Brooker III	0	2
Brooker IV	2 → OP	0



**Diagramm 34:** Paraartikuläre Ossifikationen nach Brooker et al. 6 und 12 Monate postoperativ (N=49)

## 5.8 Verlaufsbeobachtungen

**Fall 1:** 44jährige Frau, keine Risikofaktoren, keine Vorerkrankungen keine Voroperationen, Op. Datum 3/95

Diagnose: Dysplasiecoxathrose links, postoperativer Verlauf: komplikationslos.



Abb. 17: praeoperativ, Becken anterior-posterior und linkes Hüftgelenk axial



Abb. 18: 3 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial

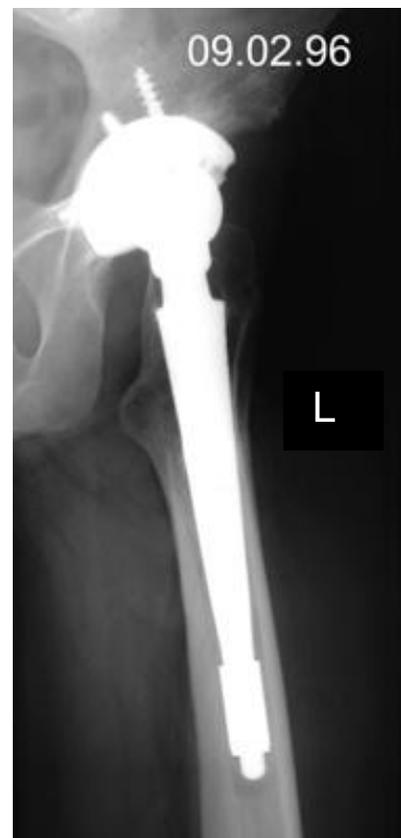
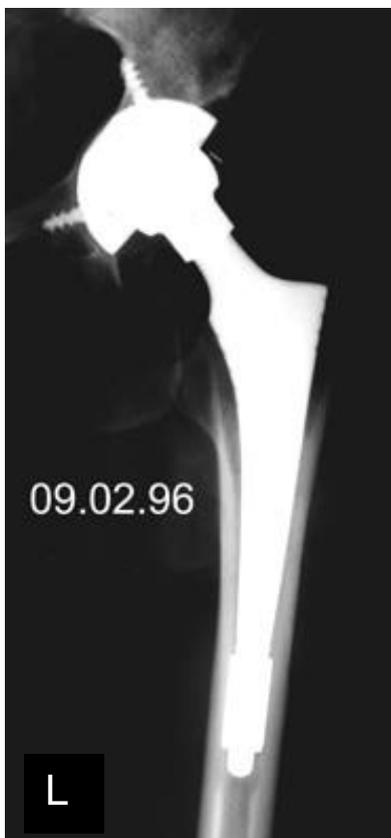


Abb. 19: 11 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 20: 39 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial

**Fall 2:** 30jähriger Mann, Z. n. Acetabulumfraktur rechts, keine Vorerkrankungen, Risikofaktoren: Adipositas, Z.n. Unterschenkelthrombose rechts, Op. Datum: 3/95  
Diagnose: posttraumatische Coxathrose mit partieller Hüftkopfnekrose rechts, postoperativer Verlauf: komplikationslos

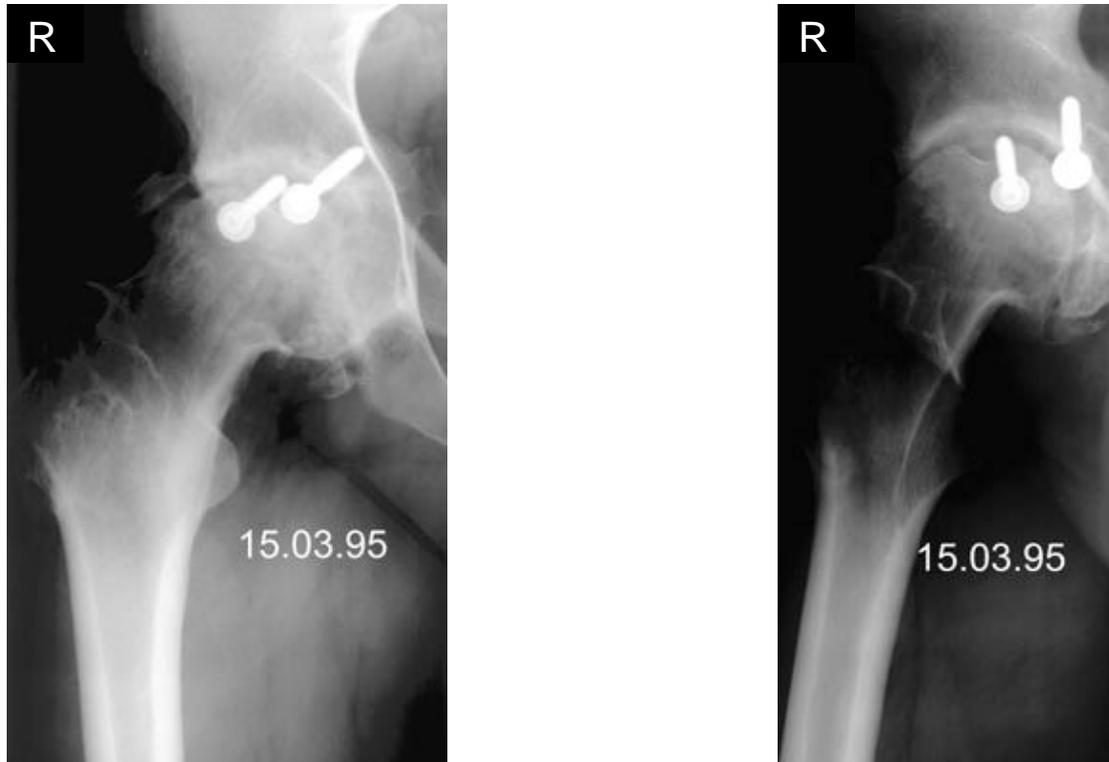


Abb. 21: praeoperativ, rechtes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 22: 9 Tage postoperativ, rechtes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 23: 40 Monate postoperativ, rechtes Hüftgelenk anterior-posterior und axial

**Fall 3:** 66jähriger Mann, keine Voroperationen, Vorerkrankungen: malignes Lymphom, keine Risikofaktoren, Op. Datum: 1/95  
Diagnose: idiopathische Coxathrose links, postoperativer Verlauf: tiefe Beckenbeinvenenthrombose links



Abb. 24: Becken anterior-posterior praeoperativ



Abb. 25: Lauensteinaufnahme links, praeoperativ



Abb. 26: 6 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 27: 12 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial

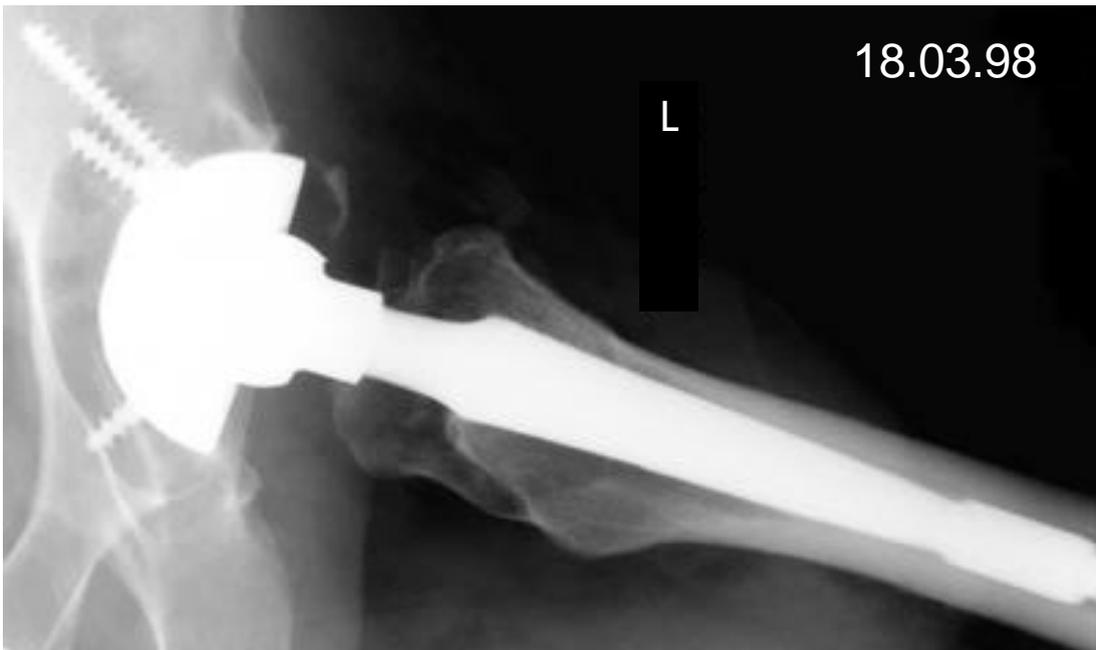


Abb. 28: 39 Monate postoperativ, Lauensteinaufnahme links



Abb. 29: 39 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior

**Fall 4:** 63jährige Frau, keine Voroperationen, keine Vorerkrankungen, keine Risikofaktoren, Op. Datum 1/95  
Diagnose: Protrusionscoxathrose links, postoperativer Verlauf: inkomplette Unterschenkelthrombose links und dorsobasale Lungenembolie rechts



Abb. 30: praeoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 31: 17 Tage postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 32: 24 Monate postoperativ linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial

**Fall 5:** 51jähriger Mann, Z.n. Umstellungsosteotomie links, keine Vorerkrankungen, keine Risikofaktoren, Op. Datum: 2/95  
Diagnose: Coxathrose mit partieller Hüftkopfnekrose links, postoperativer Verlauf: komplikationslos



Abb. 33: praeoperativ, Becken anterior-posterior



Abb. 34: praeoperativ, Becken anterior-posterior



Abb. 35: praeoperativ, linkes Hüftgelenk axial



Abb. 36: 3 Wochen postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 37: 23 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial



Abb. 38: 40 Monate postoperativ, linkes Hüftgelenk anterior-posterior und axial

## Diskussion und Zusammenfassung

In dieser Arbeit werden die ersten röntgenologischen und klinischen Frühergebnisse von zementlosen Hüftendoprothesen vorgestellt, die mit Hilfe eines computerunterstützten Roboters implantiert wurden. Die Anwendung eines Operationsroboters wurde erstmalig in Europa an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main durchgeführt.

Bis zur Phase in der Kunststoff und Leichenknochen bearbeitet werden konnten, dauerte die Entwicklung des Operationsroboters 6 Jahre. Sie wurde in Sacramento, Kalifornien durchgeführt.

Grundgedanke dieser Methode der Schaftimplantation ist es die Prothese „press fit“ in den Knochen einzupassen um so ein optimales Einwachsverhalten zu gewährleisten (18,50,71,72,73,77).

Zu diesem Zweck werden Orientierungspins in die mediale und laterale Femurkondyle sowie in den Trochanter major implantiert und anschließend eine Computertomographie des Knochens erstellt. Die so gewonnenen Daten werden in den „Orthodoc“ eingelesen, einem Hochleistungsgraphikcomputer. Durch Orthodoc wird dann eine für den Femur optimale Prothese individuell am Computer geplant. Die Fräsdaten werden dann an „Robodoc“ überspielt, einem für die Bedürfnisse im Operationssaal angepaßter Industrieroboter mit spezieller Software. Dem Sicherheitsbedürfnis wurde Rechnung getragen und besondere Sicherheitsmechanismen in den Roboter eingebaut, um die Verletzungsgefahr für das Operationsteam und den Patienten zu minimieren.

An der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik wurde als zementfreie Geradschaftprothese der Typ „Precision Osteoloc“ von der Firma Howmedica verwendet. Sie folgt dem Prinzip der proximalen Verankerung und ist proximal mit Hydroxylapatit beschichtet.

Aufgrund der Möglichkeit der präzisen Planung kam es zu keiner Über- oder Unterdimensionierung der Prothesengrößen. Intraoperativ traten keine Komplikationen auf wie Schaftfrakturen, Fissuren oder Trochanterabrisse, die in der Literatur mit bis zu 16 % angegeben werden (81,87,31).

Die postoperativen Komplikationen sind vor allem auf die teilweise verlängerten Operationszeiten zurückzuführen, die bei der Einführung einer neuen Operationsmethode zwangsläufig entstehen. Die Operationsdauer hängt neben der Lernkurve des Operateurs, von der Fräsgeschwindigkeit und der Fräsdauer ab. Die Fräsgeschwindigkeit und die Fräsdauer ist abhängig von der Beschaffenheit des Knochens und des eingesetzten Fräsprogramms.

Die Untersuchungen wurden praeoperativ, 3, 6 und 12 Monate postoperativ durchgeführt. Dabei wurde sowohl der Harris Hip Score, als auch der Score nach Merle de Aubigné verwendet. Die röntgenologischen Kontrollen erfolgten unmittelbar, 6 und 12 Monate postoperativ.

Die Ergebnisse betragen im Durchschnitt beim Harris Hip Score 45,09 Punkte präoperativ, 75,93 Punkte 3 Monate postoperativ, 86,64 Punkte 6 Monate postoperativ und 90,88 Punkte 12 Monate postoperativ.

Dies bedeutet, daß sich der Harris Hip Score 12 Monate postoperativ verdoppelt hat, verglichen mit den präoperativen Zahlen.

83,6% Patienten lagen mit ihren Scores nach 12 Monaten im guten oder sogar exzellenten Bereich (80-100 Punkte).

In einer vergleichbaren Studie von Callaghan et al. (13), die 50 PCA-Hüftendoprothesen nachuntersuchten, wurde im Durchschnitt präoperativ ein Harris Hip Score von 37 Punkten, nach 3 Monaten ein Harris Hip Score von 81 Punkten, nach 6 Monaten Harris Hip Score von 89 Punkten und nach einem Jahr ein Harris Hip Score von 92 Punkte erreicht.

Wixson et al (96) erreichten bei einer Nachuntersuchung von 56 PCA-Prothesen nach einem Jahr einen Harris Hip Score von im Durchschnitt 93 Punkten.

Bülow et al. (12) erlangten bei einer Nachuntersuchung von zementfreien Sportornoprothesen nach 6-9 Jahren bei 92% der untersuchten Patienten einen Harris Hip Score über 80 Punkte.

Malchau und Herberts (53) berichten in einer Skandinavischen Multicenter Studie über einen Durchschnittlichen Harris Hip Score von 88 Punkten nach 2 Jahren bei zementfreien Endoprothesen.

Beim Score nach Merle d'Aubigné und Postel betragen die Ergebnisse im Durchschnitt 8,08 Punkte (44,8%) präoperativ, 13,55 Punkte (75,2%) 3 Monate postoperativ, 15,31 Punkte (85%) 6 Monate postoperativ und 16,41 Punkte (91,1%) 12 Monate postoperativ.

Auch im Score nach Merle d'Aubigné und Postel hat sich der Score nach 12 Monaten postoperativ verdoppelt, gemessen an den präoperativen Scores.

98% der Patienten lagen nach 12 Monaten in der Bewertungsskala unter „gut“ (13-15 Punkte) und „sehr gut“ (16-18 Punkte).

Im Literaturvergleich berichten Duparc und Massin (19) in einer Nachuntersuchung von 118 zementfreien Endoprothesen nach 2 Jahren bei 89% eine Bewertung mit „gut und „sehr gut“ nach dem Score von Merle d'Aubigné und Postel.

Bülow et al (12) erzielten bei der Nachuntersuchung von zementfreien Spotornoprothesen bei 97,5 % eine Bewertung mit „gut und „sehr gut“ nach dem Score von Merle d'Aubigné und Postel.

Die durchgeführten Röntgenkontrollen unmittelbar, 6 und 12 Monate postoperativ zeigen in erster Linie den korrekten Sitz der Prothesen ohne Varus-, oder Valgusabweichungen sowohl direkt postoperativ als auch in den Nachuntersuchungen.

Postoperative Varusfehlstellungen werden von verschiedenen Autoren in bis zu 20% der Fälle (39), Valgusfehlstellungen zwischen 1% und 2% der Fälle beschrieben (87,96).

Smith et al. (84) berichten bei Nachuntersuchungen von 47 Tri-Lock Prothesen über 6,4% unmittelbar postoperative Varusfehlstellungen der Femurkomponenten und über 8,5% Valgusfehlstellungen.

Von den Prothesen die direkt postoperativ eine Neutralposition aufwiesen, migrierten innerhalb eines Jahres 40% in Varusfehlstellung.

Weiterhin ist festzustellen, daß keine Sinterungen der Prothesenschäfte in den Nachuntersuchungen nachweisbar waren. Dies ist vor allem auf die exakt durchführbare präoperative Planung durch den Orthodoc und die damit verbundene Passgenauigkeit der Prothese im Knochen zurückzuführen.

Kim und Kim (47) stellten bei 116 nachuntersuchten PCA Prothesen eine Sinterung von mindestens 3 mm nach einem Jahr bei 18,9% der Prothesen fest.

Maloney und Harris (54) sehen in einer Sinterung das erste radiologische Anzeichen einer Prothesenlockerung. Wixson et al. (96) definiert eine Prothese als gelockert, wenn es Hinweise für eine Migration oder eine Positionsänderung des Schaftes gibt. Kim und Kim dagegen (46) beurteilen einen Schaft nur dann als locker, wenn eine zunehmende Varusmigration oder eine axiale Sinterung von mehr als 5 mm vorliegt. Engh und Massin (20) schließen auf eine Schaftlockerung, wenn eine Migration nach dem ersten Jahr der Operation stattfindet.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die klinischen Ergebnisse dieser Arbeit sicherlich mit den Ergebnissen in der internationalen Literatur vergleichbar sind.

Besonders ermutigend aber sind die radiologischen Ergebnisse, die darauf hinweisen, das durch diese Operationsmethode ein so enger Kontakt zwischen Prothese und Knochen ermöglicht und damit das Einwachsverhalten verbessert wird, das die Hoffnung besteht, die Rate der aseptischen Lockerungen in der zementfreien Endoprothetik zu senken.

Ein weiterer Vorteil dieser Methode besteht in der Qualitätskontrolle. So war es bisher schwierig reproduzierbare Ergebnisse bei ein und der selben Operation zu erreichen, zumal wenn verschiedene Operateure die Operation durchführten. Jetzt erscheint es möglich mit Hilfe des Computers schon präoperativ einen Qualitätsstandard zu erreichen, der sich auch postoperativ nachprüfen läßt. Dies bestätigt sich auch durch die Tatsache, daß keine intraoperativen Schaftfrakturen auftraten.

Nachteile dieser Methode sind in erster Linie die hohen Anfangskosten, die mit dem Kauf des Roboters und der Software verbunden sind, sowie die nicht unerheblichen Folgekosten, die durch die Wartung und Instandhaltung entstehen. Ein weiterer Kostenpunkt sind die Updates der Software. Dann muß bedacht werden, daß für jeden Patient eine Computertomographie nötig ist.

Die Implantation der Orientierungspins war in der Anfangsphase auch als Nachteil anzusehen, mittlerweile ist die technische Entwicklung jedoch soweit fortgeschritten, daß es möglich ist, auch ohne Pins zu operieren. Orientierungsmarken für den Computer sind nun markierte Punkte im Trochantermassiv, die intraoperativ wiedererkannt werden und damit die Orientierung des Knochens im Raum ermöglichen.

Die Operationsdauer hat sich durch neue schnellere Fräsprogramme, modernere anwendungsfreundlichere Software, leistungsfähigere Roboter, durch den Wegfall der Orientierungspins, sowie die zunehmende Erfahrung der Operateure mit dem neuen Verfahren weiter verkürzt.

Die zunehmende Technisierung der Operationen ist auch in anderen Fachgebieten zu beobachten, so zum Beispiel in der Neurochirurgie, der Herzchirurgie der Orthopädie und der Wirbelsäulen Chirurgie.

Trotz der guten Ergebnisse beim Einsatz von Computer und Robotertechnik beim Menschen sollte dennoch nicht die kritische Auseinandersetzung mit den neuen Technologien zu kurz kommen. Es muß immer bedacht werden, daß das technisch machbare nicht immer auch mit dem Besten für den Patienten gleichzusetzen ist. Es darf zu keiner Überbewertung der Technik über den Menschen erfolgen (5).

In dieser Arbeit wurde nachgewiesen, dass die Implantation eines zementfreien Schaftes mittels eines computerunterstützten Roboters passgenau möglich ist und dass der Schaft postoperativ sofort belastungsfähig ist.

Eine wissenschaftliche Aussage, ob dieses System einen Vorteil gegenüber anderen zementfreien Hüftgelenkssystemen besitzt ist nicht möglich, da zum einen keine Vergleichsgruppe untersucht wurde und zum anderen die untersuchte Patientenzahl zu gering ist.

Eine Beurteilung des Einwachsverhaltens des Schaftes in den Knochen auf lange Sicht gesehen ist durch diese Arbeit ebenfalls nicht möglich, da der postoperative Beobachtungszeitraum zu kurz ist.

Eine wissenschaftliche Stellungnahme, ob diese Methode der Schaftimplantation die Anzahl der aseptischen Schaftlockerungen deutlich vermindert, ist frühestens nach 10-15 Jahren möglich. Erst nach diesem Zeitraum lässt sich eine Ursache der aseptischen Spätlockerungen, nämlich die Fremdkörperreaktion durch den Abrieb der Prothesenköpfe untersuchen. Auch hier muss eine Vergleichsgruppe in die Untersuchungen mit einbezogen werden, um eine wissenschaftlich begründete Aussage treffen zu können.

## 6.0 Literaturverzeichnis

**1. Arcq M.**

Die paraartikulären Ossifikationen-eine Komplikation der Totalendoprothese des Hüftgelenkes

Arch. orthop Unfallchir. 77 (1973): 108-131

**2. Börner M., Bauer A., Lahmer A.**

Rechnerunterstützter Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik

Orthopäde 26 (1997): 251-257

**3. Börner M.**

Roboterunterstützte Anwendungen in der operativen Orthopädie

Implant (2/1996): 3-5

**4. Börner M., Bauer A., Lahmer A.**

Computerunterstützter Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik

Unfallchirurg 100 (1997): 640-645

**5. Börner M.**

Computerunterstützte Chirurgie. Eine kritische Stellungnahme

Unfallchirurg 100 (8/1997): 689-691

**6. Bombelli R., Santore R.F.**

Zementlose, isoelastische Totalendoprothesenarthroplastik des Hüftgelenks:  
Vorläufiger Bericht der 215 konsekutiven Fälle

Aus: E. Morscher : Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen

Verlag Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1993): 216-225

**7. Mittelstadt B., Paul H., Kazanides P., Zuhars J., Williamson B., Pettitt R., Cain P., Kloth D., Rose L., Musits B.**

Development of a surgical robot for cementless total hip replacement

Robotica Volume 11 (1993): 553-560

**8. Mittelstadt B., Kazanzides P., Zuhars J., Cain P., Williamson B.**

Robot Surgery: Achieving Predictable Results in an Unpredictable Environment

International Conference on Advanced Robotics, Pisa , Italy (1993): 367-372

**9. Brooker A.F., Bowerman J.W., Robinson R.A., Riley L.H.**

Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification.

J. Bone Joint Surg. 55-A (1973): 1629-1632

**10. Brunner R., Morscher E., Hünig R.**

Para-articular Ossification in Total Hip Replacement: An Indication for Irradiation Therapy

Arch. Orthop. Trauma Surg. 106 (1987): 102-107

- 11. Buchholz H. W.**  
Das künstliche Hüftgelenk Modell St. Georg  
Aus : Cotta H. K., P. Schulitz : Der totale Hüftgelenkersatz.  
Thieme Verlag Stuttgart (1973): 81-92
- 12. Bülow J.U., Scheller G., Arnold P., Synatschke M., Jani L.**  
Follow up (6-9 years) results of the uncemented CLS spotorno stem  
Arch. Orthop. Trauma Surg. 115 (1996): 190-194
- 13. Callaghan J.J., Dysart S.H., Savory C.G.**  
The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series  
J Bone Joint Surg. (Am) Mar. 70 (3) (1988): 337-346
- 14. Charnley J.**  
Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur.  
J. Bone Joint Surg 42 B No. 1 (1960): 28-30
- 15. Charnley J.**  
Athroplasty of the hip a new operation  
The Lancet May 27 (1961): 1129-1132
- 16. Charnley J.**  
Total hip replacement by low - friction arthroplasty  
Clin. Orthop. 72 (1970): 46-68
- 17. Delee J.G, Charnley J., Ferrari A.**  
Ectopic bone formation following low friction arthroplasty of the hip  
Clin. Orthop. 121 (1976): 53-59
- 18. Draenert K., Draenert T.**  
Möglichkeiten und Grenzen einer zementfreien Verankerung von Endoprothesen  
Aus: E. Morscher : Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen  
Verlag Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1983): 216-225
- 19. Duparc J., Massin P.**  
Results of 203 total hip replacements using smooth, cementless femoral component.  
J. Bone Joint Surg. (Br) 1992 Mar.; 74 (2): 251-256
- 20. Engh C.A, Massin P.**  
Cementless total hip arthroplasty using anatomic medullary locking stem: Results using a survivorship analysis.  
Clin. Orthop. 249 (1989): 141
- 21. Engh C.A., O`Connor D., Jasty M., McGovern T.F., Bobyn D., Harris W.D.**  
Quantification of Implant Micromotion, Strain Shilding and Bone Resorption with Porous-Coated Anatomic Medulary Locking Femoral Prostheses  
Clin. Orthop. Rel. Res. No 285 (1992): 13-29
- 22. Freeman M.A.R., Railton G.T.**  
Die zementlose Verankerung in der Endoprothetik  
Orthopäde 16 (1987): 206-219

**23. Freidebold G.**

Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes

Aus: R. Ramanzadeh, M. Faensen . Hüftgelenksendoprothetik Aktueller Stand -  
Perspektiven

Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1984): 3-17

**24. Galante J., Summer D.R., Gächter A.**

Oberflächenstrukturen und Einwachsen von Knochen bei zementfrei fixierten  
Prothesen

Orthopäde 16 (1987): 197-205

**25. Gerstebrand F., Liebe-Kreutzner M., Bruha W.**

Periartikuläre Verknöcherungen beim traumatischen apallischen Syndrom

Arch. Orthop. Chir. 67 (1997): 173-186

**26. Gruen T.A., McNeice G.M., Amstutz H.C.**

„Modes of Failure of cemented stem-type femoral components: A radiographic  
analysis of loosening

Clin. Orthop. 141 (1979): 17-27

**27. Gluck T.**

Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnen positiven  
Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe, sowie  
über die Verwertung resorbierbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie.

Arch. Klin. Chir. 41 (1891): 187

**28. Gluck T.**

Die Invaginationsmethode der Osteo und Athroplastik.

Klin. Wschr. 27 (1890): 732

**29. Gluck T.**

Autoplastik - Transplantation - Implantation von Fremdkörpern

Klin. Wschr. 27 (1890): 421-427

**30. Haboush E.J.**

A new operation for athroplasty of the hip based on Biomechanics, Photoelasticity,  
Fast - setting Dental acrylic and other considerations.

Bull. Hosp. Joint Diseases 14 New York (1953): 242-277

**31. Hackenbroch M.H., Bruns H.**

Erfahrungen mit der zementfreien MR-Hüfttotalprothese

Aus: Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik

Hrsg von B. Maaz und M Menge, Thieme Verlag (1985)

**32. Harris Wh.**

Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment  
by Mold Arthroplasty

J. Bone Joint Surg. 51-A (1969): 737-755

- 33.** Hartwig C.-H., Sell S., Küsswetter W.  
Periartikuläre Verknöcherungen nach zementfreier und zementfixierter  
Totalendoprothesen-Implantation des Hüftgelenkes  
Z. Orthop. 127 (1989): 296-301
- 34.** Herren Th., Jacob H.A.C., Schreiber A.  
Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurprothesen  
Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978): 261-272
- 35.** Holz U., Kraner F., Weller S.  
Periartikuläre Verknöcherungen nach Hüfttotalendoprothesen  
Z. Orthop. Traumatol. 22 (1977): 146-158
- 36.** Paul H., Bargar W., Mittelstadt B., Musits B., Taylor R., Kazanzides P., Zuharis J.,  
Williamson B. Hanson W.  
Development of a Surgical Robot for Cementless Total Hip Arthroplasty  
Clin. Orthop. Rel. Res. 285 (1992): 57-66
- 37.** Huggler A.H., Jakob H.A.C.  
Die Entwicklung der Druckscheibenprothese (DSP)  
Aus: E. W. Morscher Endoprothetik  
Verlag Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1995): 267-278
- 38.** Huggler A.H., Schreiber A.  
Entwicklungstendenzen künstlicher Hüftgelenke  
Aus: Huggler, Schreiber : Alloarthroplastik des Hüftgelenkes  
Thieme Verlag Stuttgart (1978): 35-43
- 39.** Jerosch J., v Hasselbach Ch., Filler T., Peuker E., Rahgozar M., Lahmer A.  
Qualitätssteigerung in der präoperativen Planung und intraoperativen Umsetzung  
durch die Verwendung von computerassistierten Systemen und Operationsrobotern-  
eine experimentelle Untersuchung  
Chirurg 69 (1998): 973-976
- 40.** Judet R.  
Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung  
Z. Orthop. 113 (1975): 828-829
- 41.** Judet R.  
Derzeitiger Stand der zementfreien Verankerung  
Zementfreie Verankerung von Hüftgelenksprothesen  
Z. Orthop. 117 (1979): 476-477
- 42.** Judet R., Judet J.  
The use of an Artificial Femoral Head for Arthroplasty of the hip joint  
J. Bone Joint Surg. 32 B (1950): 166
- 43.** Judet R., Judet J.  
Technique and Results with the Acrylic Femoral Head Prosthesis  
J. Bone Joint Surg. 34 B (1952): 173-180

- 44.** Judet R., Sigvier M., Bertrand B., Judet T.  
A non cemented Total Hip Replacement  
Clin. Orthop 137 (1984): 76-84
- 45.** Kazanzides P., Zuhars J.F., Mittelstadt, B.D., Taylor R.H.,  
Force Sensing and Control for a Surgical Robot  
Proceedings of the 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation,  
Nice, France
- 46.** Kim Y.H., Kim V.E.  
Results of the Harris Galante cementless hip prosthesis.  
J. Bone Joint Surg. 74B (1992): 83
- 47.** Kim Y.H., Kim V.E.  
Early migration of uncemented porous coated anatomoc femoral component related  
to aseptic loosening.  
Clin. Orthop. Oct. 295 (1993): 146-155
- 48.** Krämer K.L.  
Scores, Bewertungsschemata und Klassifikation in der Orthopädie und  
Traumatologie  
Thieme Verlag (1993)
- 49.** Lange M.  
Orthopädisch- Chirurgische Operationslehre  
Bergmann, München (1951)
- 50.** Lintner F., Zweymüller K., Brand G.  
Tissue reactions to titanium endoprostheses – Autopsy studies in four cases  
J. Arthroplast. 1 (1986): 1-22
- 51.** Lord G., Bancel P.  
The Madreporic Cementless Total Hip Athroplasty  
New experemential Data and Seven year clinical Follow up study  
Clin. Orthop. 176 (1983): 67-76
- 52.** Ludwig F.-J., Melzer Ch., Backofen D.  
Kriterien zur radiologischen Beurteilung zementfreier Hüftendoprothesen am Beispiel  
des Spotorno-Schafts  
Unfallchirurg 99 (1996): 750-757
- 53.** Malchau H., Herberts P.  
A Scandinavian Multi-Centric Uncemented TPR Study: Clinical and Radiological  
Evaluation with Two Years Results  
Scientific Exhibit at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic  
Surgeons, Atlanta, Georgia, Feb. (1988): 4-9,
- 54.** Maloney W.J., Harris W.H.  
Comparison of a hybrid with an uncemented total hip replacement: A retrospective  
matched-pair study.  
J. Bone Joint Surg. 72A (1990): 1349

- 55.** Mc Kee G.K.  
Artificial hip joint  
J. Bone Joint Surg. J 33B (1951): 465
- 56.** Mc Kee G.K.  
Development of Total Prosthetic replacement of the hip  
Clin. Orthop. 72 (1970): 85-103
- 57.** Mc Kee G.K., Watson - Farrar J.  
Replacement of Athritic Hips by the Mc Kee - Farrar Prosthesis  
J. Bone Joint Surg. 48 B (1966): 245-259
- 58.** Menge, M.  
Klinische Erfahrungen mit dem System Zweymüller-Endler: Analyse der Folgebeschwerden  
Aus: Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik  
Hrsg von B. Maaz und M Menge, Thieme Verlag (1985)
- 59.** Merle d`Aubigné R, Cauchoix J, Ramadier J.V.  
Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche. Application à l`étude des résultats des opérations mobilisatrices de la hanche.  
Chir. Orthop. 35 (1949): 541-548
- 60.** Merle D`Aubigné R., Postel M.  
Functional Results of hip Arthroplasty with acrylic Prosthesis  
J. Bone Joint Surg. 36 A (1954): 451-475
- 61.** Merle d`Aubigné R., Postel, M.  
Functional Results of Hip Arthroplasty with acrylic Prosthesis  
J. Bone Surg. 36 A (1954): 451-475
- 62.** Mittelmeier H.  
Zementlose Verankerungen von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip.  
Z. Orthop. 112 (1974): 27-33
- 63.** Mittelmeier H.  
Keramik Hüftendoprothesen mit zementfreier Verankerung (Autophor)  
Aus: E. Morscher : Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen  
Verlag Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1983): 231-249
- 64.** Mittelmeier H.  
Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen  
Z. Orthop. 122 (1984): 20-26
- 65.** Mittelmeier H., Harms G.  
Derzeitiger Stand der zementfreien Verankerung von Keramik - Metall - Verbundprothesen  
Z. Orthop. 117 (1979): 478-481
- 66.** Moore, A.T.  
The self - locking metal hip prosthesis  
J. Bone Joint Surg. 39 A (1957): 811-827

- 67.** Moore A.T., Bohlmann H.R.  
Metal hip joint - A case Report  
J. Bone Joint Surg. 25 A (1943): 688-692
- 68.** Müller M.E.  
Die Gelenkplastiken am Hüftgelenk  
Chir. Plast. Reconstr. 7 (1970a): 59
- 69.** Müller M.E.  
Total hip prosthesis  
Clin. Orthop. 72 (1970 b): 46-68
- 70.** Müller M.E.  
Der derzeitige Stand der Totalendoprothese des Hüftgelenkes  
Z. Orthop. 112 (1974): 933-938
- 71.** Pilliar, R.M. et al.  
Observation on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants  
Clin. Orthop. 208 (1986): 108-113
- 72.** Pilliar R.M., Bratina W.J.  
Micromechanical bonding at a porous Interface surface structured implant interface.  
The effect of implant stressing.  
J. Biomed. Engl. 2 (1980): 49-53
- 73.** Pilliar R.M., Lee J.M., Maniatopoulod C.  
Observations on the effect of movement into pouros-surfaced implants  
Clin. Orthop. 108 (1996): 108-113
- 74.** Rettig H.  
Die Hüftarthroplastik mit Spezialprothese  
Z. Orthop. 82 (1952): 290
- 75.** Ring, PA.  
Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring Prosthesis  
J. Bone Joint Surg 50 B (1968): 720-731
- 76.** Ring P.A.  
Uncemented Total Hip Replacement  
Aus: Rogge, D.H. und H. Tscherne: Zementfreie Hüftprothesen  
Hefte zur Unfallheilkunde, Heft 183 (1987): 7-14  
Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo
- 77.** Rorabeck D.H., Bourne R.B., Nott L.  
The cemented and the non-cemented porous-coated anatomic prostheses for total knee replacement: a prospective evaluation  
J. Bone Joint Surg. (Am) 70 A (1988): 483-490

- 78.** Ruckelshausen M.C.  
Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen  
Aus : Cotta H, Schulitz KP., Der totale Hüftgelenkersatz.  
Thieme (1973): 1-14
- 79.** Russel H.T., Mittelstadt B, Paul H., Hanson W., Kazanzides P, Zuhars J., Williamson B., Musits B., Glassmann E. Bargar W.  
An Image-Directed Robotic System for Precise Orthopaedic Surgery  
IEEE Transactions on Robotics and Automation) Vol. 10 No. 3 (Juni 1994): 261-275
- 80.** Schneider R.  
Die Totalendoprothese der Hüfte: Ein Biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen.  
Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie Bd. 24 Huber (1982)
- 81.** Schöllner H., Elsner K.H.  
Frühergebnisse nach Judet-Totalendoprothesenplastik des Hüftgelenks  
Aus: E. Morscher : Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen  
Verlag Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1995): 150-153
- 82.** Semlitsch M.  
Technical progress in Artificial hip joints  
Aus: Gschwend, N. and H. U. Debrunner : Total hip prosthesis  
Hans Huber Publishers, Bern, Stuttgart, Vienna (1989): 256–278
- 83.** Siwash, K.M.  
Alloplasty of the hip joint, a laboratory a clinical study  
Medical Press, Moskau (1968)
- 84.** Smith S.E., Garvin K.L., Jardon O.M., Kaplan P.A.  
Uncemented total hip arthroplasty. Prospective analysis of the tri-lock femoral component.  
Clin Orthop. (269) Aug. (1991): 43-50
- 85.** Smith-Petersen M.N.  
Arthroplasty of the hip. A new method.  
J. Bone Joint Surg. 21 (1939): 269
- 86.** Smith-Petersen M.N.  
Evolution of the mould athroplasty of the hip joint.  
J. Bone Joint Surg. 30 B (1948): 59
- 87.** Stewen F., Schlegel K.F.  
Erfahrungen mit der Lord-Toalendoprothese  
Aus: Refior HJ (Hrsg) Zementfreie Implantationen von Hüftgelenksendoprothesen- Standortbestimmung und Tendenzen  
Springer Verlag (1983)
- 88.** Sutherland, C.J., Wilde A.H., Borden L.S., Marks K.E.  
A ten year follow - up of one hundred consecutive Charnley hip replacements.  
J. Bone Joint Surg. 64 A (1982): 983-990

- 89.** Thompson, F.R.  
Two and a half years experience with a Vitallium intramedullary hip prosthesis  
J. Bone Joint Surg. 36 A(1954): 489-502
- 90.** Thompson, F.R.  
An Essay on the Development of Arthroplasty of the hip  
Clin. Orthop. 44 (1966): 173
- 91.** Weber B.G.  
Die Rotations - Totalendoprothese des Hüftgelenkes  
Z. Orthop. 107 (1970): 304
- 91.** Weber B.G.  
Der „Weber“ - Schaft und die Hochdruckzementiertechnik  
Aus: E. W. Morscher Endoprothetik  
Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1995): 221-228
- 92.** Wilhelm K., Conrad R., Reich H., Zieger H., Schild H.  
Radiologische Veränderungen nach Implantation zementfreier  
Hüftgelenkendoprothesen. Verlaufsbeobachtungen nach 5jähriger klinischer  
Erfahrung mit der zementfreien Hüftendoprothese Autophor 900 S  
Aktuelle Radiologie (5) Sep. 8 (1998): 225-231
- 93.** Wiles P.  
The surgery of the Osteo - Arthritic Hip  
The British J. of Surg. 45 (1957/58): 488-497
- 94.** Willert H.G., Hauser J., Perner K., Buchhorn GH.  
Klinische Erfahrungen mit dem zementfreien Hüftendoprothesensystem  
Zweymüller/Endler seit 1982  
Aus: Refior HJ (Hrsg) Zementfreie Implantationen von Hüftgelenkendoprothesen-  
Standortbestimmung und Tendenzen  
Springer Verlag (1993)
- 95.** Willert H.G., Semlitsch M.  
Was lehren uns dreißig Jahre Erfahrung mit dem künstlichen Gelenkersatz.  
Aus: E. W. Morscher Endoprothetik  
Verlag Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1995): 3-20
- 96.** Wixson RL., Stulberg SD., Mehlhoff M.  
Total hip replacement with cemented, uncemented and hybrid prostheses.  
J Bone Joint Surg. (Br) 73 (1991): 257-270

## 7.0 Lebenslauf

### Persönliche Angaben:

<b>Name :</b>	Alae Alwan
<b>Geburtsdatum:</b>	21. September 1967
<b>Anschrift:</b>	Gerhart-Hauptmann-Str. 59 64291 Darmstadt
<b>Familienstand</b>	ledig
<b>Staatsangehörigkeit:</b>	deutsch
<b>Konfession:</b>	islamisch

### Schulbildung:

1974-1978	Grundschule: Carl-Ulrich-Schule, Darmstadt
1978-1987	Gymnasium: Eleonorenschule, Darmstadt
21.05.1987	Abitur an der Eleonorenschule Darmstadt

### Studium:

01.10.1987-27.06.1994	Medizinstudium an der Ruhr-Universität Bochum
11.09.1989	Physikum
30.08.1990	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
29.03.1993	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
27.06.1994	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

### Praktisches Jahr:

19.04.1993-06.08.1993	Wahlfach Orthopädie St. Joseph Hospital, Universitätskrankenhaus, Bochum
16.08.1993-05.12.1993	Chirurgie University of Texas Medical Branch, School of Medicine, Galveston, Texas, USA
03.01.1994-25.03.1994	Innere Medizin University of Texas Medical Branch, School of Medicine, Galveston, Texas, USA

**Berufsausbildung:**

15.10.1994-31.12.1996	Arzt im Praktikum und Assistenzarzt für Chirurgie Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main
01.01.1997-31.01.1998	Zivildienstleistender Weiterbildungsassistent für Chirurgie Allgemeinchirurgische Klinik des Nordwestkrankenhauses Frankfurt am Main (Akademisches Lehrkrankenhaus der Johann Wolfgang Goethe-Universität)
03/1998-05/1999	Notarzt des Arbeiter-Samariter-Bundes an den NEF-Standorten Taunusstein und Niedernhausen
seit 01.06.1999	Assistenzarzt für Chirurgie Chirurgische Klinik des Kreiskrankenhauses Norden (Akademisches Lehrkrankenhaus der Medizinischen Hochschule Hannover)