

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Johannes Gutenberg–Universität Mainz

Hybrid versus zementfreie Hüfttotalendoprothesen
(eine 7– bis 8– Jahres–Nachuntersuchung)

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg–Universität Mainz
dem Fachbereich der Medizin vorgelegt
von Sven Alexander Sarfert
aus Frankfurt am Main

Mainz, 2002

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Dr. R. Urban
Tag der Promotion: 20.02.2002

FÜR DIE, DIE DIES INTERESSIERT HÄTTE.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Geschichte des künstlichen Hüftgelenkes	1
1.2	Physiologie und Pathologie	2
1.3	Indikation	3
1.4	Operation	4
1.5	Abschluß der Heilbehandlung	5
2	Ziel der Untersuchung	7
3	Patientenkollektiv und Materialien	9
3.1	Die Patienten	9
3.1.1	Auswahlkriterien	9
3.2	Materialien	10
3.2.1	Pfannen	10
3.2.2	Prothesenschäfte	16
3.2.3	Kunstköpfe	18
3.3	Knochenzement	18
3.4	Markraumperrerr	18
4	Methoden	19
4.1	Akteneinsicht	19
4.2	Die Befragung	20
4.2.1	Die multiple choice Fragen	20
4.2.2	Die Essay Fragen	20

4.2.3	Bestimmung des Aktivitätsgrades	20
4.2.4	Bestimmung der Sportfähigkeit	21
4.3	Die Untersuchung	21
4.3.1	Trendelenburg- und Duchennezeichen	21
4.3.2	Winkel-, Längen- und Gewichtsmessung	22
4.4	Harris-Hip-Score	22
4.4.1	Schmerzgrad (44 Punkte)	23
4.4.2	Gangbild (33 Punkte)	24
4.4.3	Aktivitäten (14 Punkte)	25
4.4.4	Die objektiven Kriterien des Harris Hip Scores (9 Punkte)	26
4.5	Röntgenbilder und deren Vermessung	27
4.5.1	Die Lagerung auf dem Röntgentisch	28
4.5.2	Systembedingte Abbildungsfehler von Röntgenbildern	28
4.5.3	Der Scanner	30
4.5.4	Datenträger	30
4.6	Die Vermessungsmethoden	31
4.6.1	Randbildende Strukturen	32
4.6.2	Relativbewegungen der Pfanne und des Schafts	33
4.6.3	Die relative Bewegung des Schafts zum Femur	39
4.7	Die Spongiosaplastik	39
4.8	Statistische Methoden	39
5	Ergebnisse	41
5.1	Charakterisierung der Patienten	41
5.1.1	Aufnahmediagnosen	41
5.1.2	Verankerungstechniken der Schäfte	42
5.1.3	Voroperationen an den operierten Hüften	43
5.1.4	Vorerkrankungen der Patienten	46
5.1.5	Der Altersunterschied zwischen Verankerungstechniken	46
5.2	Implantate	47

5.3	Akteneinsicht	49
5.3.1	Narkose, Operationszeit, Blutkonserven, Knochendefekte	49
5.3.2	Bakteriologie, Antibiotikatherapie	49
5.4	Patientenbefragung	50
5.4.1	Das subjektive Empfinden der Patienten	50
5.4.2	Der Schmerzmittelgebrauch	52
5.4.3	Aktivitäten und Sportfähigkeit	53
5.5	Klinische Untersuchung	54
5.6	Der Harris Hip Score	55
5.6.1	Schmerzgrad	56
5.6.2	Gangbild, Hilfsmittel, Gehstrecke	57
5.6.3	Aktivitätsgrad	60
5.6.4	Deformitäten und Bewegungsausmaß	62
5.7	Komplikationen und Infektverläufe	64
5.7.1	Intraoperative Komplikationen	64
5.7.2	Frühkomplikationen	65
5.8	Radiologische Merkmale	65
5.8.1	Die Pfannenwinkel, -umrandungen, -wanderungen . . .	66
5.8.2	Der Kunstkopf	67
5.8.3	Winkel und achsenparallele Verschiebungen des Schafts	68
5.8.4	Der zementierte Schaft (Oberflächenübergänge, Zementbrüche)	68
5.8.5	Saumbildungen im Bereich des femuralen Prothesenlager	70
5.8.6	Brooker-Index	71
5.8.7	Änderungen der Kortikalisdicke	72
5.9	Wechseloperationen	73
5.9.1	Pfannenlockerungen	74
5.9.2	Schaftlockerungen	75
5.10	Prothesenversager	75
5.10.1	Lockerungsursachen	77
5.11	Fallbeispiele	78

5.11.1	Keramikkopfbruch	79
5.11.2	Femurperforation	80
5.11.3	Spongiosaplastiken	82
6	Diskussion	85
6.1	Die intraoperativen Komplikationen	85
6.2	Postoperative Komplikationen	86
6.3	Op-Zeiten, Blutkonserven und Spongiosaplastiken	86
6.4	Die Infektverläufe	87
6.5	Prothesenlockerungen	89
6.5.1	Pfannenlockerungen	91
6.6	Lockerungsursachen	95
6.6.1	Die logistische Regression	95
6.6.2	Literaturvergleiche der untersuchten Merkmale	97
6.6.3	Der gelockerte Schaft	98
6.7	Heterotope Ossifikationen	100
7	Zusammenfassung	103

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior–posterior
BMI	Body Mass Index
d.h.	das heißt
CCD	Centro–Collo–Diaphysenwinkel
dyCo	Dysplasiecoxarthrose
EBRA	Einbild–Röntgeanalyse
HO	Heterotope Ossifikationen
i.v.	intravenös
ITN	Intubationsnarkose
min.	Minuten
NPL	Neoplasma
NSAR	nicht steroidale Antirheumatika
prCo	primäre Coxarthrose
rhCo	rheumatoide Coxarthritits
RM	Robert Mathys
H–TEP	Hüfttotalendoprothese
TVT	tiefe Venen–Thrombose
V.	Vena
vgl.	Vergleiche
Z.n.	Zustand nach
zf.	zementfrei
zm.	zementiert

1. Einleitung

Steigende Lebenserwartung und –qualität in Deutschland sind eng mit der medizinischen Versorgung verknüpft. Wichtig, sowohl für Lebenserwartung als auch –qualität, ist ein hohes Maß an Mobilität. Eine Mobilitätseinschränkung ist vielfach durch Erkrankungen der Hüftgelenke bedingt. So ist es nicht verwunderlich, daß in Deutschland pro Jahr ca. 150.000 Hüfttotalendoprothesen — mit steigender Tendenz — implantiert werden.

1.1 Geschichte des künstlichen Hüftgelenkes

Schon Ende des 19. Jahrhunderts hat man sich um einen künstlichen Gelenkersatz bemüht. Erste Versuche ein Kunstgelenk zu formen und zu implantieren wurden mit Elfenbein von Gluck 1890 [32] und 1891 [33] unternommen. Es folgten verschiedene andere Materialien und Ideen, die sich jedoch nicht durchsetzen konnten. 1938 versuchte sich Wiles [95] erstmals mit einer vollständig aus Metall bestehenden Hüftendoprothese. Die Besonderheit dieser Prothese bestand darin, daß eine femorale und acetabuläre Komponente miteinander kombiniert und eine Metall–Metall–Gleitpaarung gewählt wurde. Dies ist von daher außergewöhnlich, da zu der damaligen Zeit die Hemiarthroplastie als Femurkopfersatz eine weitaus größere Bedeutung hatten, wie den Arbeiten von J. Judet und R. Judet 1950 [44], Moore 1951 [59], Thompson 1954 [84] und Valls [87] zu entnehmen ist. In den 70er Jahren ging man verstärkt dazu über sowohl femurale als auch acetabuläre Komponenten mit guten Erfolgen zu implantieren wie Mc Kee und Watson–Farrar 1966 [54] und Ring 1968 [68] zeigen. Ende der 60er Jahre nutzte Charnley 1970 [13] bei sechs Patienten erstmals Polymethylmethakrylat um Knochen und Prothese zu verbinden. Er etablierte damit eine Technik, die noch heute zur Anwendung kommt. Als zweiten wichtigen Entwicklungsschritt in der Endoprothetik führte Charnley 1962 High–Density–Polyethylen (HDPE) ein

(Waugh 1990 [91]). Somit konnte erstmals ein abriebfestes Material mit entsprechender Biokompatibilität als Gleitpartner der Metallköpfen verwendet werden. Die zunehmende Verbreitung der Hüftendoprothetik sowie immer längere Beobachtungszeiträume ermöglichten es, die mittel- und langfristigen Probleme der Hüftendoprothetik systematisch zu erforschen. Im Rahmen dieser Auswertungen fand man beispielsweise heraus, daß der verwendete Knochenzement im Laufe der Zeit spröde wurde. Diese Beobachtung führte zu verstärkten Bemühungen, zementfreie Prothesen mit besserem Knochenkontakt zu entwickeln. Heute ist die Diskussion um beide, sowohl zementierte als auch zementfreie Verankerungsmethoden und deren Vor- und Nachteile sowie verbesserte Zementiertechniken voll im Gange.

1.2 Physiologie und Pathologie

Wie kommt es nun zur Coxarthrose und was sind die Ursachen, die nicht selten zu invalidisierenden Schmerzen im Hüftgelenk führen? Um Antworten auf diese Fragen zu finden, ist es nötig die Physiologie und Pathologie des Hüftgelenkes, beginnend mit der intrauterinen Wachstumsphase, zu verstehen. Das Hüftgelenk ist in seiner Form primär genetisch determiniert. Sekundär kommen Formveränderungen durch die auf das Gelenk wirkenden Kräfte hinzu. Die weitaus häufigste Ursache des Gelenkverschleißes ist die **primäre Coxarthrose**, deren Ursache entweder in der Überlastung des Knorpels oder einer ungenügenden Knorpelbeschaffenheit liegt. Beinlängendifferenzen, pathologische Bewegungsmuster, Neuropathien, Veränderungen der Knorpelmatrix und/oder mechanische Überlastungen sind Gründe für die primäre Coxarthrose. Das durch eine primäre Arthrose geschädigte Gelenk ist im Unterschied zur Dysplasiecoxarthrose makroskopisch regelrecht angelegt, der Hauptbelastungsvektor günstig gelegen.

Bei einer **Coxitis rheumatica** kommt es, ähnlich wie bei oben genannter Dysplasiecoxarthrose, zu einer Abnahme der belasteten Gelenkfläche. Unterschiede beider Krankheitsbilder liegen in der immunogenen, von der Synovia (Gelenkinnenhaut) ausgehenden Schädigung des Knorpels. Auto-Antikörper reagieren bei Patienten mit rheumatoider Coxarthritis mit der Synovialis, wobei es zu einer Freisetzung von Entzündungsmediatoren kommt. Per Chemotaxis werden dann Makrophagen angelockt. Im Rahmen einer lokalen Entzündungsreaktion kommt es zur Freisetzung von Enzymen und freien Radikalen, welche eine synovianahe Knorpelschädigung bewirken. Die Knorpeloberfläche nimmt ab, wodurch sich bei gleichbleibender Kraft der Druck auf den Knorpel erhöht. Im Laufe der Zeit tritt somit die mechanische Kompo-

nente immer mehr in den Vordergrund.

Als letzte Gruppe wurden Patienten mit einbezogen, deren ursächliche Erkrankung ein Hüftdysplasie war. Auf den Pathomechanismus soll nicht näher eingegangen werden. Wichtig für das Verständnis der Entstehung der Dysplasiecoxarthrose ist, daß es sich hierbei um eine mechanisch bedingten Knorpelverschleiß handelt. Das Pfannendach ist mehr oder minder abgeflacht, die Hüftgelenksfläche verkleinert. Zusätzlich kann der aus einer kleineren Fläche resultierende Druck auf den Gelenkknorpel durch einen valgischen CCD-Winkel noch verstärkt werden. Zusammenfassend sind als Ursache des Hüftgelenkverschleißes eine primäre Deformität, eine Antikörper induzierte Zerstörung des Knorpels und eine ungenügende Stabilität des Knorpels (sei es durch eine molekulare Strukturanomalie oder eine zu hohe Beanspruchung) zu nennen.

1.3 Indikation

Wenn ein Gelenk schmerzt und in seiner Beweglichkeit zunehmend eingeschränkt ist, werden zunächst konservative Therapien angewendet:

1. Krankengymnastik
2. Interferenzstrom
3. Infiltrationen,
4. Entlastung der erkrankten Seite (durch Unterarmgehstützen und/oder Pufferabsätze),
5. Schmerzmedikation und/ oder
6. Gewichtsreduktion.

Kommt es unter der genannten Therapie zu keiner Schmerzlinderung bzw. Verbesserung der Beweglichkeit, stehen dem Patienten operative Verfahren zur Verfügung. Bei Patienten mit dysplastischem Hüftgelenk besteht zusätzlich die Möglichkeit durch operative Eingriffe eine Vergrößerung der Gelenkfläche zu erreichen. Sind alle genannten Therapie Formen ausgeschöpft, besteht die Indikation zur Implantation einer H-TEP.

1.4 Operation

Nach dem die Indikation zur operativen Versorgung der entsprechenden Hüfte gestellt worden ist und die üblichen präoperativen Vorbereitungen abgeschlossen sind wird die Operation wie folgt durchgeführt:

1. Freipräparation des Hüftgelenkes über verschiedene mögliche Zugänge.
2. Durchtrennung des Schenkelhalses und Entfernung des Hüftkopfes nebst Schenkelhalsanteil.
3. Freilegen und Auffräsen des Acetabulums bis zur Spongiosa.
4. Implantation der Kunstpfanne.
5. Eröffnen und Formen des Femurmarkraums.
6. Implantation des Schaftes:
 - Intramedulläres Einbringen des zementfreien Schaftes.
 - Zementieren des Schaftes:
 - Anmischen des Palacos aus einer pulverförmigen und flüssigen Komponente.
 - Einbringen des Markraumsperres und Entlüftungsschlauchs.
 - Einpressen des Zements von distal nach proximal mit einer Spritze.
 - Versenken des Prothesenschaftes im Zement unter gleichzeitigem Ziehen der Schlauches.
 - Warten bis der Zement ausgehärtet ist.
7. Auswahl und Aufsetzen eines passenden Kunstkopfes.
8. Reposition, schichtweiser Wundverschluß mit Einlegen von Drainagen.

Ist die Operation erfolgt, werden im weiteren Verlauf zunächst die Drainagen und später die Fäden gezogen. Die Beweglichkeit und Kraft des Patienten wird durch krankengymnastische Übungsbehandlungen und physikalische Therapie gesteigert.

1.5 Abschluß der Heilbehandlung

Das Ende der Heilbehandlung und somit das Ziel der operativen Versorgung mittels eines Hüftkünstgelenkes ist, primär eine alltagstaugliche Funktion des entsprechenden Hüftgelenkes zu erreichen. Unter Berücksichtigung eines regelrechten Heilungsverlaufs können folgende Fähigkeiten wiedererlangt werden:

1. Beugung im Hüftgelenk von mindestens 90°.
2. Vollbelastung des operierten Beins.
3. Alltagstaugliche Kraftentfaltung im operierten Hüftgelenk.
4. Weitestgehende Schmerzfreiheit¹.

Man kann im Rahmen der postoperativen Rehabilitation davon ausgehen, daß beispielsweise das Führen eines Fahrzeugs sechs Wochen post operationem möglich ist, wie Stabel 1997 [81] feststellen konnte. Zur Ausübung von belastenden Sportarten wie beispielsweise Skifahren oder Tennis sowie dem Heben schwerer Lasten ist zu sagen, daß diese zwar prinzipiell möglich sind aber mit einem größerem Verschleiß der Gelenkpartner einhergehen und somit die Standzeit der H-TEP verringern. Zur Zeit kann davon ausgegangen werden, daß gerade ältere Patienten das Kunstgelenk im Rahmen ihrer Möglichkeiten 100% belasten können. Ältere Patienten haben demnach im Vergleich zu gesunden Gleichaltrigen kaum Einschränkungen bezüglich der Funktion und Haltbarkeit der Prothese zu erwarten. Im Gegensatz hierzu ist davon auszugehen, daß junge Patienten verglichen mit ihren Altersgenossen bei gleicher Belastung ein höheres Lockerungsrisiko tragen als dies bei älteren Patienten der Fall ist. Die Definition eines älteren oder jüngeren Patienten ist dabei intraindividuell verschieden.

¹Hierunter ist ein Schmerzgrad gemeint, der sich nicht konzentrationsmindernd auf die Tätigkeiten des Patienten auswirkt.

2. Ziel der Untersuchung

In Deutschland werden aufgrund der stetig steigenden Lebenserwartung und dem ebenfalls gestiegenen Anspruch auf Lebensqualität immer höhere Erwartungen an die individuelle Mobilität gestellt. Eine Coxarthrose kann aufgrund der durch sie hervorgerufenen Bewegungseinschränkung aber auch durch die Schmerzen zu einer weitgehenden Invalidisierung führen. Da die Zahl der Wechselloperationen, welche einem Gelenk zugemutet werden können, beschränkt ist, ist es wichtig zu wissen, ob denn die primäre Hüftendoprothetik die an sie gestellten Erwartungen erfüllen kann. Für Patient und Arzt stellt sich in diesem Zusammenhang die Frage, ob die Verbesserung der Lebensqualität und der Überlebenszeitraum der Prothese den Vorstellungen entsprechen. Die vorliegende Arbeit präsentiert Ergebnisse einer retrospektiven Untersuchung von teilzementierten (Hybrid) und zementfreien Hüftendoprothesen. Die Indikation zur Operation war in den drei Hauptdiagnosen „Primäre Arthrose“, „Rheumatoide Coxarthritits“ und „Dysplasiecoxarthrose“ begründet. Es werden drei unterschiedliche Pfannen- und Schafttypen miteinander verglichen.

Mit der Arbeit sollen folgende Fragen geklärt werden:

1. Wie beurteilen die Patienten den Operationserfolg?
2. Wie sind die klinischen Ergebnisse?
3. Wie verändert sich der Knochen radiologisch?
4. Was führt zu einem Prothesenversagen?
5. Wie häufig sind Komplikationen?
6. Welche Faktoren beschleunigen eine Prothesenlockerung?
7. Kann man die Lebensdauer der Prothese beeinflussen?

3. Patientenkollektiv und Materialien

Da diese Untersuchung retrospektiv durchgeführt wurde, mußten zunächst einige Kriterien bezüglich der Patientenauswahl getroffen werden. Im zweiten Abschnitt dieses Kapitels wird näher auf die verwendeten Pfannen, Schäfte und Köpfe eingegangen.

3.1 Die Patienten

3.1.1 Auswahlkriterien

Die Patienten wurden nach folgenden Kriterien ausgewählt:

- Die Operation mußte innerhalb der Jahre 1987 bzw. 1988 stattgefunden haben.
- Die Pfanne mußte in jedem Fall zementfrei implantiert worden sein.
- Berücksichtigt wurden Patienten mit primärer Coxarthrose, rheumatoider Coxarthritits oder Dysplasiecoxarthrose.
- Es mußte sich um eine primäre Implantation handeln.

Waren bei einem Patienten in dem genannten Zeitraum **zwei Hüften** implantiert worden, wurde jedes Kunstgelenk separat untersucht und dokumentiert. Folge davon ist, daß persönliche Daten wie Gewicht oder Größe doppelt in die Gesamtbetrachtung einfließen.

3.2 Materialien

Implantiert wurden drei verschiedene **Pfannen** und **Schäfte** von fünf unterschiedlichen Firmen. Hinzu kamen zwei Kopftypen, ein Knochenzement und Markraumsperrer.

3.2.1 Pfannen

Als Pfannentypen wurden ESKA-, Mecron- und RM-Pfannen¹ verwendet. Bei allen Pfannentypen wurde PE als Gleitpartner des Kunstkopfes verwendet. Unterschiedlich sind die knöchernen Verankerungstechniken der drei Pfannentypen, die in verschiedenen Größen lieferbar und somit individuell anpaßbar sind.

Das PE-Inlay

Das PE-Inlay dient neben der Funktion als Gleitpartner für den Kunstkopf auch als Dämpfungsmodul. Eine Kontaktfläche zwischen PE-Inlay und Knochen war je nach Pfannentyp teilweise oder ganz vorhanden.

¹Robert Mathys-Pfanne

Die ESKA-Pfanne

Bei der verwendeten ESKA Pfanne handelt es sich um eine Press-fit Pfanne. Eine Press-fit Pfanne wird in das Acetabulum eingeschlagen und dabei durch ihre Oberflächenstruktur im Knochen verankert, eine andere Alternative sind Schraubpfannen, welche mit entsprechendem Außengewinde versehen im Knochen verschraubt werden. Der Kontakt zum Knochen wird mit Hilfe einer sphärischen Metallschale hergestellt. Die äußere Oberfläche der Schale besteht aus einer porösen Struktur, die das Einwachsen von Knochen ermöglichen soll. Die innere Oberfläche nimmt das PE-Inlay auf.



Abbildung 3.1: ESKA zementfreie Hüfttotalendoprothese

Auf der Abbildung 3.1 ist die zementfreie Variante der ESKA-Prothese nebst Metall- und Keramikkopf zu erkennen.

Die Mecron-Pfanne

Bei der zweiten Pfanne handelt es sich um eine konisch geschnittene Schraubpfanne. Sie ist mit einem Außengewinde versehen und wird wie die zuvor genannte ESKA-Pfanne mit Polyethyleninlay (siehe 3.3) eingebaut. Da es sich um eine ringförmige Struktur handelt, hat der medio-cranial gelegene PE-Anteil direkten Oberflächenkontakt zum knöchernen Acetabulum.



Abbildung 3.2: Mecronring, Gewinde



Abbildung 3.3: Mecron, Inlay und Ring

Der konisch geformte, metallene Ring ist mit einem Außengewinde zur Be-

festigung am Knochen versehen (vgl. Abbildung 3.2 auf Seite 12). Bei dem Gewinde handelt es sich um eine Sägezahngevinde mit Spitzabrundungen und abgerundeten Zahnfußübergängen. Das verwendete Mecron B Implantat besitzt eine mittlere Steigeneigung von 4,2 mm und eine Äquatorialneigung der Zähne. Die Eindrehwinkel – Drehmoment Kurve zeigt bei der Mecron B Pfanne einen Drehmomentanstieg bis zu einem Eindrehwinkel von 1008° , entsprechend über drei Umdrehungen an. Dies bedeutet, daß die verwendete Pfanne einer Untersuchung von Witzel 1996 [96] zu folge verglichen mit anderen Schraubpfannen ein günstiges Eindrehverhalten besitzt, da es nicht wie bei anderen Pfanne bereits nach ein oder zwei Umdrehung zum Überdrehen des Gewindes bei rasch steigendem Drehmoment kommt.

Die RM-Pfanne

Bei der zuletzt zu beschreibenden RM-Pfanne handelt es sich um eine Press-fit Pfanne mit optionaler Schraubenfixierung. Das Vorläufermodell dieser Pfanne wurde bereits 1973 entwickelt. 1977 wurde die Pfanne in der 1987/88 implantierten Form eingeführt. Das besondere dieses Pfannentyps ist die Wahl des PE als Verankerungsfläche. Im Vergleich mit den beiden anderen Pfannendesigns fallen zwei Befestigungselemente auf, die in zwei entsprechend prallebohrte Löcher im Acetabulum versenkt werden (vgl. Abbildung 3.4). Verwendet wurde der in Abbildung 3.4 dargestellte Pfannentyp. Um eine radiologische Lagebestimmung zu

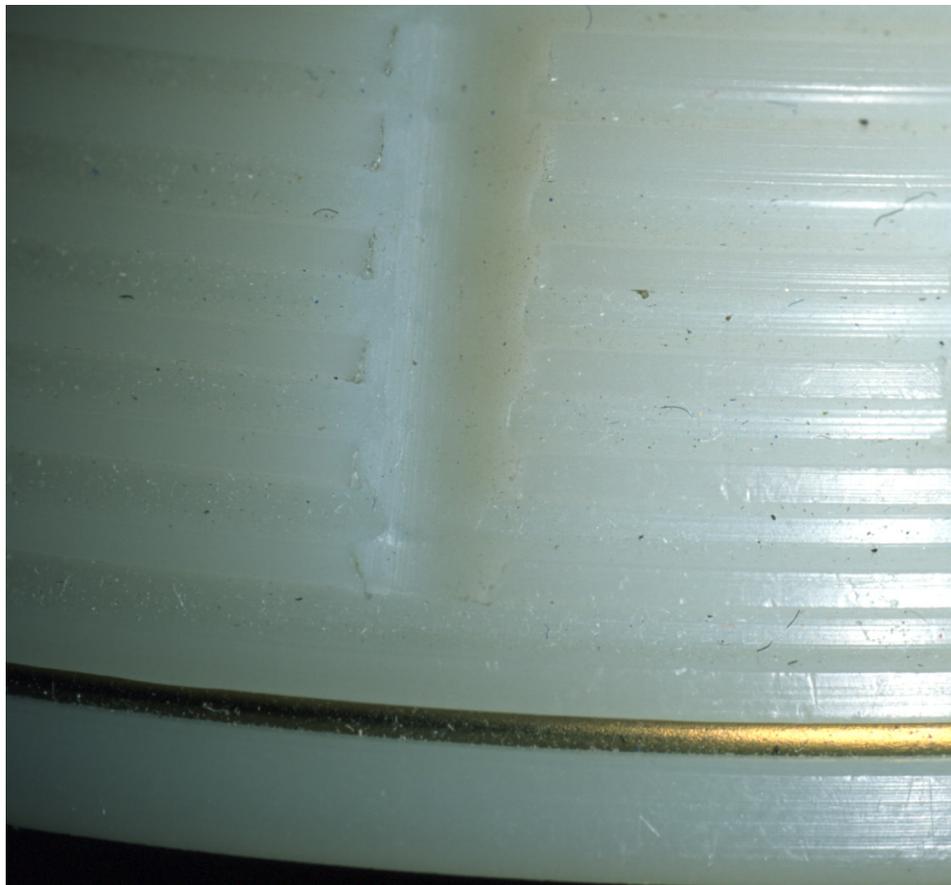


Abbildung 3.4: RM-Pfannen, Verankerungsfläche

gewährleisten ist in das PE ein in Abbildung 3.4 zu erkennender Metallring eingelassen. Der Metallring ist nebst Verankerungslöchern unten zu erkennen.



Abbildung 3.5: RM-Pfanne, Schraubenlöcher

In Abbildung 3.5 sind die Schraubenlöcher und das Gleitlager der RM-Pfanne zu erkennen.

3.2.2 Prothesenschäfte

Von den Prothesenschäften waren zwei zementiert und einer zementfrei zu implantieren. Je nach Innenkortikalisdurchmesser konnten unterschiedliche Prothesenschaftgrößen gewählt werden. Mit zunehmendem Prothesendurchmesser nimmt dabei auch die Länge des Schafts zu.

Die zementierten Schäfte

Die verwendeten Schäfte wurden von der Firma Sulzer und ESKA geliefert.



Abbildung 3.6: Müller Geradschaft (zementiert)



Abbildung 3.7: ESKA zementierter Schaft

Der zementfreie Schaft

Der von der Firma ESKA gelieferte zementfreie Schaft ist mit der gleichen grob porösen Oberfläche versehen, wie unter 2 beschrieben.



Abbildung 3.8: ESKA zementfreie Hüfttotalendoprothese

Ein Teilanschnitt des ESKA-Schafts ist in Abbildung 3.8 dargestellt. Die grobporöse Oberfläche soll das Knocheneinwachsen ermöglichen und so für einen festen Prothesensitz sorgen.

3.2.3 Kunstköpfe

Die Operateure hatten die Wahl zwischen Keramik- und Metallköpfen, wobei Außendurchmesser und Innenkonus des Kopf genormt sind. Variabel ist der Innenkonus-Kopfzentrum Abstand, der eine Anpassung an unterschiedliche anatomische Verhältnisse ermöglicht. Es wurden Kunstköpfe mit 28 mm Durchmesser bei einem 12/14 Konus verwendet.

3.3 Knochenzement

Als Knochenzement wurde Palacos von der Firma Heraeus Kulzer GmbH verwendet. Dabei handelt es sich um zwei Komponenten, einem Pulver und einer Flüssigkeit. Werden Pulver und Flüssigkeit miteinander vermischt bildet sich unter Wärmeentwicklung Polyacrylmetacrylat. Innerhalb von 20 Minuten härtet die zunächst noch visköse Masse aus.

3.4 Markraumsperrer

Der aus PE bestehende Markraumsperrer wurde von der Firma Allopro geliefert.

4. Methoden

In diesem Kapitel werden die einzelnen Schritte der Datenerfassung erläutert und Informationsquellen benannt. Es werden Vermessungsmethoden sowie digitale Bildbearbeitung besprochen. Die Technik der Spongiosaplastik wird kurz erläutert.

4.1 Akteneinsicht

Da es sich bei dieser Studie um eine retrospektive Untersuchung handelt, mußten sämtliche Daten bezüglich der stationären und prästationären Phase den vorhandenen Unterlagen entnommen werden. Folgende Informationsquellen standen zur Verfügung:

1. Die Aufnahmeprotokolle,
2. anästhesiologische Aufklärungsbogen,
3. Operationsberichte,
4. Verlaufskurven,
5. bakteriologische Untersuchungsergebnisse,
6. Operationsbücher und
7. ambulante Patientenkartei.

4.2 Die Befragung

4.2.1 Die multiple choice Fragen

Mit Hilfe der multiple choice Fragen können standardisierte Antworten auf einfache Weise ausgewertet werden. Ein Teil der Fragen waren beispielsweise mit ja oder nein zu beantworten. Komplexere Fragen wurden mittels einer Auswahl von verschiedenen Antworttexten beantwortet.

4.2.2 Die Essay Fragen

Vor- und Nachteil der multiple choice Fragen sind eingeschränkte Antwortmöglichkeiten. Aus diesem Grund wurden zusätzlich Essay-Fragen formuliert. Als Essay-Fragen bezeichnet man Frageformen, die eine „offene Antwort“ zulassen. Die Antworten sind demnach nicht standardisiert, beinhalten keine Mehrfachauswahl und können individuell beantwortet werden. Die Frage nach den aktuellen Beschwerden des Patienten ist beispielsweise dieser Art Fragetyp zuzuordnen.

4.2.3 Bestimmung des Aktivitätsgrades

Um genauere Aussagen über die, durch die Operation (wieder) erlangten Fähigkeiten zu erhalten, wurden Fragen bezüglich der Mobilität an Patienten gestellt. Diese Fragen wurden während der Nachuntersuchung gestellt und beziehen sich auf die Möglichkeiten präoperativ und zur Zeit der Nachuntersuchung. Jeder untersuchte Patient wurde einer Aktivitätsgruppe zugeordnet:

1. Bettlägrigkeit oder Bindung an den Rollstuhl.
2. Sitzend, geringfügige Gehfähigkeit oder niedriger Aktivitätsgrad.
3. Hauptsächlich sitzend, Büroarbeit oder leichte Hausarbeit.
4. Leichte Arbeit, Hausarbeit, Gartenarbeit, Fließbandarbeit, leichter Sport (z.B. bis 5 km Radfahren).
5. Mäßige Arbeit, Lasten bis 20 kg oder mäßige sportliche Aktivität wie Laufen oder Radfahren (mehr als 5 km).

6. Schwere Arbeit, Lasten ab 20 kg, anspruchsvolle Sportarten wie Tennis, Skifahren oder ähnliche.

4.2.4 Bestimmung der Sportfähigkeit

Zusätzlich zu der orientierenden Befragung bezüglich alltäglicher Verrichtungen, wurde explizit nach der Sportfähigkeit gefragt. Auf die Frage der ausgeübten Sportart bzw. deren Intensität, gab es verschiedene Antwortmöglichkeiten:

1. Keine .
2. Gering; Wandern weniger als 5 km.
3. Mäßig; Golf, Radfahren, Wandern mehr als 5 km.
4. Stark; Tennis, Ski, u.a. „kraftraubende“ Sportarten.

4.3 Die Untersuchung

Der Befragung folgte die Untersuchung der Patienten. Betrat der Patient den Untersuchungsraum war es möglich das Gangbild zu inspizieren. Dabei wurde beurteilt, ob und wie stark der Patient hinkt.

4.3.1 Trendelenburg– und Duchennezeichen

Als nächstes wurden das **Trendelenburg–** und **Duchennezeichen** überprüft. Ziel beider Tests ist es, die Funktion der Abduktoren des jeweiligen Standbeins im Hüftgelenk zu bestimmen.

Kommt es beispielsweise beim Übergang vom Zweibeinstand in den Einbeinstand rechts zum Absinken der *entlasteten linken* Hüfte, so handelt es sich um ein positives Trendelenburgzeichen rechts. Von einem positivem Duchennezeichen oder –hinken spricht man, wenn der Körperschwerpunkt während des Gehens über das betrachtete, gerade *belastete* Hüftgelenk hinaus abduziert verlagert wird. Dabei kommt es zu einer S-förmigen Verschiebung der Wirbelsäule in der Frontalebene¹

¹Dies entspricht einer funktionellen Skoliose, die bei der Betrachtung der linken Hüfte rechts konvex ist und umgekehrt.

4.3.2 Winkel-, Längen- und Gewichtsmessung

Neben der Inspektion wurde insbesondere die passive Beweglichkeit der Hüfte manuell untersucht. Die Bewegungsfreiheiten wurden mit einem Winkelmesser vermessen und nach der „Neutral-Null-Methode“ festgehalten. Da es sich beim Hüftgelenk funktionell um ein Kugelgelenk handelt werden die Messungen entsprechend den drei senkrecht zueinanderstehenden Achsen des räumlichen Koordinatensystems vorgenommen. Das Bewegungsspiel wird dabei bei vollständig gestrecktem Hüftgelenk und nach vorn gedrehtem Kniegelenk gemessen. Die Beweglichkeit eines gesunden Hüftgelenkes beträgt nach der Normal-Null-Methode für Extension/Flexion $10^\circ/0^\circ/130^\circ$, Ab-/Adduktion $(30^\circ-45^\circ)/0^\circ/(20^\circ-30^\circ)$ und für die Außen-/Innenrotation $(30^\circ-40^\circ)/0^\circ/(40^\circ-50^\circ)$ [41]. Eine krankhafte Bewegungseinschränkung z.B. eine Beugekontraktur würde einer Extension/ Flexion von $0^\circ/30^\circ/90^\circ$ entsprechen. Bei der Winkelmessung wurde darauf geachtet, daß eine Hand das Becken fixiert, während die andere Hand das Bein bewegt. Durch die manuelle Fixierung des Beckens wird eine Mitbewegung der Wirbelsäule ausgeschlossen.

Um die Beinlänge zu vermessen, wurde bei gestrecktem Bein die Länge der Strecke zwischen der Spina iliaca anterior superior und dem Ende des Maleolous lateralis fibulae bestimmt. War die Streckung in Hüft- oder Kniegelenk nicht vollständig möglich wurde auf die Vermessung der Beinlänge verzichtet.

Stehhöhe und Gewicht wurden mittels einer Waage mit integrierter Längenmeßeinrichtung bestimmt.

4.4 Harris-Hip-Score

Der in dieser Nachuntersuchung verwendete Harris-Hip-Score bewertet die Funktion des Hüftgelenkes. Der Score wird zu 91 % aus subjektiven und zu 9 % aus objektiven Merkmalen zusammengesetzt und wurde von Harris 1969 [37] erstmals beschrieben. Der Maximalscore beträgt 100 Punkte. Die entsprechende prozentuale Verteilung ist folgender Aufzählung zu entnehmen:

- | | | |
|----|------|-------------|
| 1. | 44 % | Schmerzgrad |
| 2. | 11 % | Hinken |
| 3. | 11 % | Gehhilfen |
| 4. | 11 % | Gehstrecke |

5.	4 %	Treppensteigen
6.	4 %	Schuhe und Socken anziehen
7.	5 %	Sitzfähigkeit
8.	1 %	Öffentliche Transportmittel nutzen
9.	4 %	Deformitäten
10.	5 %	Bewegungsausmaße

Die unter 1. bis 10. beschriebenen prozentualen Anteile entsprechen der jeweils pro Untergruppe zu vergebenden Maximalpunktzahl. In den folgenden Abschnitten werden die einzelnen Untergruppen näher beschrieben.

4.4.1 Schmerzgrad (44 Punkte)

Entsprechend dem jeweiligen Schmerzempfinden wurden in sechs verschiedenen Gruppen Punktwerte zugeordnet:

- **44** Kein –oder zu ignorierender Schmerz
- **40** Geringer, die Aktivitäten des Patienten nicht beeinflussender Schmerz
- **30** Milder Schmerz, keine Einschränkung während durchschnittlicher Aktivitäten, selten moderate Schmerzen bei außergewöhnlichen Aktivitäten, eventuell Einnahme von Aspirin.
- **20** Moderate Schmerzen, tolerierbar aber den Patienten beeinflussende Schmerzen. Die Schmerzen limitieren normale Aktivitäten oder Arbeiten des Patienten. Möglicherweise gelegentlich stärkere Schmerzmedikationen als Aspirin erforderlich.
- **10** Deutliche Schmerzen, mit erheblichen Beeinträchtigungen von Aktivitäten des Patienten.
- **0** Vollkommene Arbeitsunfähigkeit, invalidisierende Schmerzen, bettlägrig.

4.4.2 Gangbild (33 Punkte)

In diesem Abschnitt werden die drei oben genannten Untergruppen (Hinken, Gehhilfen und Gehstrecke) subsummiert. Auch hier wurden entsprechend den Fähigkeiten der Patienten unterschiedliche Punktzahlen vergeben. Pro Gruppe war eine maximale Punktzahl von 11 zu erreichen.

Das Ausmaß des Hinkens wurde bei den jeweiligen Patienten in vier Punktwerte unterteilt:

- **11** kein,
- **8** leichtes,
- **5** mäßiges,
- **0** schweres Hinken.

Die Nutzung von Gehhilfen waren in fünf Gruppen unterteilt worden:

- **11** Keine
- **7** Stock für lange Strecken
- **5** Stock die meiste Zeit
- **3** Eine Unterarmgehstütze
- **2** Zwei Stöcke
- **0** Ohne zwei Unterarmgehstützen nicht gehfähig

Für die Festlegung der Gehstrecke standen fünf Gruppierungen zur Auswahl:

- **11** über 1500 m,
- **8** bis 1500 m,
- **5** bis 500 m,
- **2** Innerhalb der Wohnung,
- **0** zwischen Stuhl und Bett.

4.4.3 Aktivitäten (14 Punkte)

Der Aktivitätsgrad setzt sich aus vier Untergruppen zusammen, diese gliedern sich auf in Treppensteigen (**4 Punkte**), Schuhe und Strümpfe anziehen (**4 Punkte**), Sitzen (**5 Punkte**) und fahren mit öffentlichen Verkehrsmitteln (**1 Punkt**).

Die Fähigkeit Treppen zu steigen wurde in vier Gruppen unterteilt:

- **4** Normal ohne Geländer,
- **2** mit Nutzung des Geländers,
- **1** auf irgend eine Weise,
- **0** nicht möglich.

Das Anziehen von Schuhen und Strümpfen wurde in drei Gruppen gegliedert:

- **4** Einfach,
- **2** mit Mühe,
- **0** nicht möglich.

Das Sitzen wurde ebenfalls in drei Gruppen unterteilt und entsprend der Zeit und Art des Stuhls bewertet.

- **5** Komfortables sitzen auf einem normalen Stuhl für eine Stunde,
- **3** auf einem erhöhten Stuhl für 30 Minuten,
- **0** nicht fähig komfortabel auf einem Stuhl zu sitzen.

Als letztes wurden die Patienten bezüglich ihrer Fähigkeit ein öffentliches Verkehrsmittel zu nutzen befragt.

- **1** möglich,
- **0** nicht möglich.

4.4.4 Die objektiven Kriterien des Harris Hip Scores (9 Punkte)

Als objektive Merkmale wurden zum einen Deformitäten und zum andern die Beweglichkeit der untersuchten Hüfte ermittelt.

Der Punktwert für die Beweglichkeit der Hüfte beträgt maximal **5** Punkte. Um die Punktwerte zu berechnen sind pro Bewegungsausmaß verschiedene Winkelabschnitte definiert, die mit unterschiedlichen Faktoren multipliziert, später addiert werden. Die Summe aller verwendeten Bewegungsausmaße werden zu einer Gesamtsumme addiert und schließlich mit 0,05 multipliziert. Die Vermessung der Rotation war definitionsgemäß bei extendiertem Hüftgelenk vorgenommen worden. Als Berechnungsgrundlage für die gemessenen Bewegungsausmaße gilt die Tabelle 4.1

Tabelle 4.1: Berechnung der Bewegungspunkte

Bewegung	Winkelbereiche	Faktor	Maximalwert
Flexion	0 – 45°	1,0	45
	45 – 90°	0,6	54
	90 – 110°	0,3	33
	> 110°	0	0
Extension	alle Werte	0	0
Abduktion	0 – 15°	0,8	12
	15 – 20°	0,3	6
	> 20	0	0
Adduktion	0 – 15°	0,2	3
	> 15°	0	0
Außenrotation	0 – 15°	0,4	6
	> 15°	0	0
Innenrotation	alle Werte	0	0

Wies einer der Patienten eine Hüftgelenksbeweglichkeit für Extension/Flexion von 0–0–111, Abduktion/Adduktion 16–0–10 und Außen-/Innenrotation 20–0–30 Grad auf ergibt sich daraus folgende Berechnung:

Tabelle 4.2: Berechnungsbeispiel

Bewegung	Winkelbereiche	Faktor	Ergebnis
Flexion 111°	45°	1,0	45
	90°	0,6	54
	100°	0,3	30
	> 110°	0	0
Abduktion 16°	15°	0,8	12
	16°	0,3	4,8
Außenrotation 20°	15°	0,4	6
	20°	0	0
Adduktion 10°	10°	0,2	3
Σ			154,8

Das Ergebnis von 154,8 Punkten wird mit 0,05 multipliziert, woraus sich 7,74 ergibt. Das Resultat 7,74 Punkte geht da maximal 5 Punkte erlaubt sind mit 5 Punkten in die Bewertung ein.

Mit einer maximalen Punktzahl von 5 Punkten ist die Beweglichkeit im Hüftgelenk nur geringgradig höher bewertet als die verschiedenen Deformitäten. War eine der folgenden Deformitäten oder Bewegungseinschränkungen gegeben wurden generell 0 Punkte vergeben, ansonsten bei fehlenden Deformitäten 4 Punkte.

1. Über 30° Beugekontraktur,
2. unter 10° fixierte Adduktion,
3. weniger als 10° fixierte Innenrotation in Streckstellung und
4. Beinlängendifferenzen von über 3 cm.

4.5 Röntgenbilder und deren Vermessung

Nach Befragung und Untersuchung der Patienten folgt die Vermessung und Interpretation der Röntgenaufnahmen. Um eine qualitativ hochwertige Rönt-

genaufnahme zu erhalten sind einige Punkte, wie die Patientenlagerung, Fokussierung des Zentralstrahls und der Filmfokusabstand zu beachten. Ferner sind Kenntnisse bezüglich der Auflösung und physikalischen Eigenschaften der belichteten Filme nötig. Wichtig ist die Kenntnis der Abbildungsunschärfe für die Vermessung der randbildenden Strukturen. Eine Vermessung im Sinne einer Lagebestimmung im Becken war nicht möglich. So konnte beispielsweise die Pfannenwanderung nur quantitativ erfaßt werden. Problematisch sind in diesem Zusammenhang von Röntgenbild zur Röntgenbild unterschiedliche Projektionen bedingt durch unterschiedliche Patientenlagerungen auf dem Röntgentisch und oder verschiedene Ausrichtungen der Röntgenröhre.

4.5.1 Die Lagerung auf dem Röntgentisch

Voraussetzung für eine genaue Messung ist eine konstante Positionierung des Patienten auf dem Röntgentisch. Die Patienten lagen auf dem Rücken, mit aneinander gedrückten Fußinnenkanten, ausgestreckten Knie- und Hüftgelenken, entsprechend der Ausgangsposition der Neutral-Null-Methode. Der Film-Fokus-Abstand wurde bei den Untersuchungen auf 1,2 m eingestellt. Der Zentralstrahl wurde bei der Beckenübersichtsaufnahme caudal der Symphyse gelegt, bei der Einseitenaufnahme hingegen caudal des Trochanter major.

4.5.2 Systembedingte Abbildungsfehler von Röntgenbildern

Um den Informationsgehalt einer Röntgenaufnahme einschätzen zu können, muß man wissen, daß es sich um keine ideale lineare Projektion handelt. Optimale Röntgenaufnahmen werden durch eine punktuelle, lineare Strahlenquelle sowie eine ebene, unendlich dünne und plane Belichtungsfläche erreicht. In der Realität gibt es jedoch immer wieder Abweichungen, die im Folgenden aufgeführt sind.

1. Betrachtet man die Strahlenquelle, so fällt auf, daß man nicht von einer punktförmigen sondern einer flächenhaften Strahlenquelle ausgehen muß. Ein Fokus von weniger als 3 mm^2 ist wegen eines zu hohen Materialverschleißes nicht praktikabel. Die Verzeichnung, die sich aus dieser Tatsache ergibt, wird als „Penumbra Effekt“ bezeichnet.

Es handelt sich dabei um eine Verbreiterung der Kantengradienten, die sich in sogenannten „weichen“ Röntgenbildern bemerkbar machen. Die Abweichungen bzw. Weichzeichnungen, die sich bei einem Film–Folien–Abstand von 1–1,5 m ergeben, liegen bei $0,2 \mu\text{m}$ und sind von daher so gering, daß sie vernachlässigt werden können.

2. Verfolgt man einen Röntgenstrahl von der Anode bis zur Filmfolie, so durchdringt dieser zunächst Luft, verschiedene Materialien und Gewebe, bis er schließlich auf die Filmkassette trifft. Ein Teil der Strahlung wird in unterschiedlichen Winkeln von den Elektronen der Atome abgelenkt, wobei Streustrahlung entsteht. Streustrahlung nimmt mit der durchstrahlten Masse zu, ist von der Dichte des durchstrahlten Materials abhängig und kann durch entsprechende Filter reduziert werden. Als Filter dienen parallel zur Strahlenausbreitung angeordnete, periodisch schwingende Lamellen. Die Schwingung ist nötig, um eine streifenförmige Strahlenabschwächung auf dem Röntgenbild zu vermeiden. Die Bewegung der Lamellen erfolgt in konstantem Abstand zur Filmfolie, senkrecht zu den Lamellenoberflächen.
3. Nachdem Streufilter und Filmkassette passiert sind, trifft der Röntgenstrahl auf die Verstärker– oder Emulsionsfolie. Emulsions– oder Verstärkerfolien werden von Röntgenstrahlung angeregt und emittieren Licht, wodurch 95% der Filmfolienbelichtung erreicht werden. Die verbleibenden 5% werden direkt durch Röntgenstrahlen belichtet. Vorteil der Verstärkerfolien ist eine geringere Strahlenbelastung. Ein Nachteil ergibt sich durch die in der Verstärkerfolie enthaltenen, Leuchtstoffkristalle, die mit einem Durchmesser von $5\text{--}10 \mu\text{m}$ wesentlich größer sind, als die Kristalle der photographischen Schicht. Dies kann dazu führen, daß beispielsweise ein Kristall der Verstärkerfolie mehrere Kristalle der Filmfolie belichtet. Die Konsequenz ist eine Reduktion der Auflösung auf bestenfalls $10\text{--}20 \mu\text{m}$ pro Linienpaar.
4. Eine Auflösung von $10\text{--}20 \mu\text{m}$ pro Linienpaar ist eine theoretische Größe, die auf der Überlegung einer unendlich dünnen Filmfolie beruht. Da sowohl Verstärker– als auch Filmfolie nicht beliebig dünn sein können, entsteht ein Abstand zwischen den Kristallen der Verstärkerfolie und der Filmfolie. Es kommt zu einer kegelförmigen Abstrahlung jedes angeregten Kristalls der Verstärkerfolie. Mit Hilfe des „Abstand–Quadrat“ Gesetzes, können in Kenntnis der Folienstärke die zu erwartenden belichteten Flächen der Filmfolie berechnet werden. Der ungünstigste Fall wäre die Anregung eines oberflächlich gelegenen, der Anode zugewandten Kristalls der Verstärkerfolie. Das emittierte Licht

eines solchen Kristalls würde durch die gesamte Verstärkerfolie fallen und die, der Anode abgewandten Seite der Filmfolie belichten. Der zurückgelegte Weg ist demnach annähernd so lang, wie die Summe der Verstärker- und Filmfoliendicke. Das vom Kodak angegebene Auflösungsvermögen liegt bei den verwendeten Filmen bei 8,4 Lp/mm bei 4% Modulationsübertragung.

5. Als letzter Punkt soll der Einfallswinkel zwischen dem belichtenden Strahl und der Filmfolie genannt werden. Je größer die Entfernung eines zum Zentralstrahl², (*bei gleichem Filmfolienabstand*), desto kleiner ist der Einfallswinkel. Ist die Filmfolie nicht plan und wölbt sich beispielsweise konvex zur Anode, verkleinert sich der Einfallswinkel zusätzlich. Je kleiner oder flacher der Einfallswinkel, desto größer sind innerhalb der Filmfolie zurückgelegte Strecke und die Anzahl der belichteten Filmfolienkristalle. Demnach würde eine Kugel mit steigender Entfernung zum Zentralstrahl zunehmend oval projiziert werden. Die durch Filmnebenheit und Abstand zum Zentralstrahl entstandenen Verzerrungen betragen zwischen 26 μm und 75 μm laut Veress 1985 [89].

Addiert man die einzelnen Werte zusammen, kommt man im ungünstigsten Fall zu einer Unschärfe von 1 mm, die sich rein auf die radiologische Auflösung des Röntgenfilms beziehen.

4.5.3 Der Scanner

Alle Röntgenbilder wurden mit Hilfe eines 10 Bit³ Scanners digitalisiert. Zur Darstellung der Graustufen auf dem Bildschirm wurden 8 Bit entsprechend 256 Graustufen verwendet. Die maximale Auflösung des Scanners beträgt 2048 \times 2048 Bildpunkte (Pixel). Dies entspricht einer maximalen Auflösung von 2,5 Lp/mm (Linienpaaren pro Millimeter) bzw. bei Ausschnittsvergrößerungen 5 Lp/mm. Die Auflösung des Scanners liegt demnach deutlich unter 0,5 mm.

4.5.4 Datenträger

Die gescannten Daten wurden binär mit 10 bit/Pixel codiert und gespeichert. Als Datenträger wurden WROMs⁴ genutzt. Da es sich um ein optisch zu

²Der Zentralstrahl ist der einzige senkrecht auf die Filmebene fallende Strahl

³1024 Graustufen

⁴WRite Once Medium

lesendes System ohne mechanischen Kontakt zum Datenträger handelt, ist dieser unempfindlich gegen Magnetfelder und verschleißfrei. Eine Lagerung ist über Jahre hinaus ohne Datenverlust möglich.

4.6 Die Vermessungsmethoden

Nach Abschluß des Scann- und Speichervorgangs, kann die Vermessung der Bilder am Bildschirm erfolgen. Zur Vermessung sowohl zementierter als auch zementfreier Prothesen haben sich die von Delee und Charnley 1976 [23] sowie Engh et al. 1990 und 1992 [28, 27] vorgestellten Verfahren etabliert. Zur Vermessung der Pfannen sind mindestens zwei Beckenübersichtsaufnahmen anzufertigen. Zur Vermessung der Schäfte genügen a.p. Aufnahmen der Hüfte. Zusätzlich müssen mehrere Punkte markiert werden um die Position des Beckens im Raum zu definieren. Die mit 1 mm Auflösung sehr genaue Methode stand leider nicht zur Verfügung und auch die als minimal Anforderung geltenden zwei Beckenübersichtsaufnahmen lagen lediglich bei 23 Patienten vor, welche wegen der geringen Fallzahl nicht vergleichend untersucht wurden. Statt dessen wurde die Verlaufskontrollmessung nach M. E. Müller 1984 [56] verwendet. Hierzu lag ein Vermessungsprogramm der Firma PACE Medical vor. Die weitere Beschreibung erfolgt gemäß folgender zwei Schritte:

1. Randbildende Strukturen.
2. Relativbewegungen von Pfanne und Schaft.

4.6.1 Randbildende Strukturen

Als Vermessungsgrundlage dienen standardisierte Zonen. Mit Hilfe der Zoneinteilungen werden Längenmessungen an der Pfanne in zentripetaler Richtung und im Bereich des Prothesenschafts senkrecht zur Femurachse vorgenommen:

Die angeführten Vermessungen wurden anhand der drei Pfannenzonen nach Delee und Charnley 1976 [23] unterteilt. Die Aufteilung ist der Grafik 4.1 zu entnehmen. Der Schaft wurde, wie in der Skizze 4.2 zu sehen, in sieben Zonen nach Gruen 1979 et al. [35] unterteilt. Die gewählte Zoneinteilung vereinfacht die Beschreibung der Röntgenbilder.

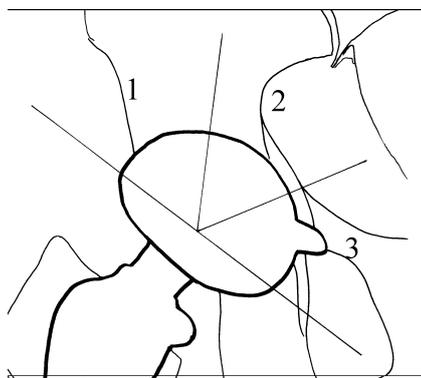


Abbildung 4.1: Pfannenzonen nach Delee und Charnley

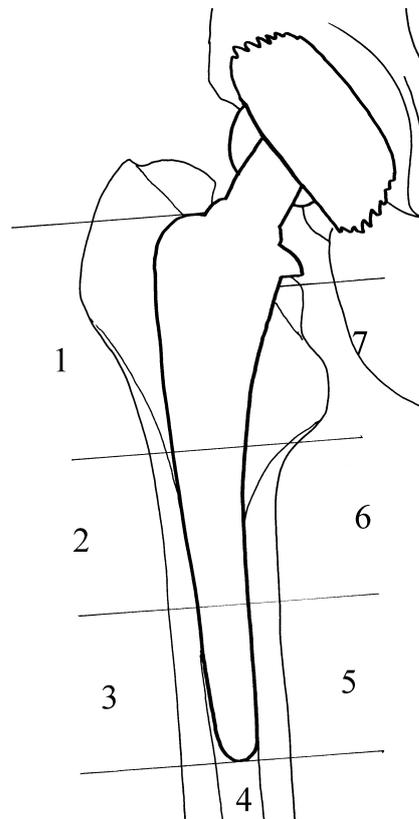


Abbildung 4.2: Schaftzonen nach Gruen

Als Merkmale wurden die Stärke der Kortikalis, des Zements, Zementbrüche, Freiräume und Säume, die zwischen Prothese und Periost zu finden sind, aufgenommen.

Merkmalsunterschiede zementierter und zementfreier Schäfte gliedern sich wie folgt auf:

1. Zementfreie Schäfte können Freiräume, sogenannte Säume, zwischen der Schaftoberfläche und der Innenkortikalis aufweisen⁵.
2. Bei zementierten Schäften können sowohl Säume zwischen Schaft und Zement, als auch zwischen Zement und Innenkortikalis vermessen werden. Zusätzlich wurden den verschiedenen Zonen Zementbrüche zugeordnet.

Osteolysen und die Dicke der Kortikalis wurden bei beiden Verankerungstypen in Bezug zu den beschriebenen Zonen gesetzt. Die drei Zonen der Pfanne wurden nach Säumen, fortlaufenden Säumen und Osteolysen untersucht.

4.6.2 Relativbewegungen der Pfanne und des Schafts

Im Gegensatz zur Untersuchung der Grenzzonen ist die Betrachtung der relativen Bewegungen zwischen Prothese und Knochen weitaus komplizierter. Die Schwierigkeit besteht darin, Bezugspunkte zu finden, die weitestgehend projektionsunabhängig sind. Die Vermessung der Implantat–Knochen–Bewegung erfolgt idealerweise durch den Vergleich zweier Beckenübersichtsaufnahmen.

⁵Die genannten Säume entstehen, wenn der Prothesenschaft der Innenkortikalis nicht kongruent anliegt.

Die Pfannenvermessung

Die Definition der Vermessungspunkte am knöchernen Becken entsprechen der Festlegung eines Bezugssystems zur Erfassung der Pfannenbewegung. Folgende Punkte wurden festgelegt. Zunächst wird eine Gerade g als Tangente an die beide Tränenfiguren gelegt. L und R sind demnach Elemente der Gerade g und der linken und rechten Tränenfigur. Die Gerade g benötigt man zur Ermittlung der Pfannenwanderung in cranio-caudaler Richtung und zur Vermessung des Inklinations- oder Pfanneneingangswinkels. Die zweite Gerade wird mit Hilfe des größten Pfannendurchmessers konstruiert.

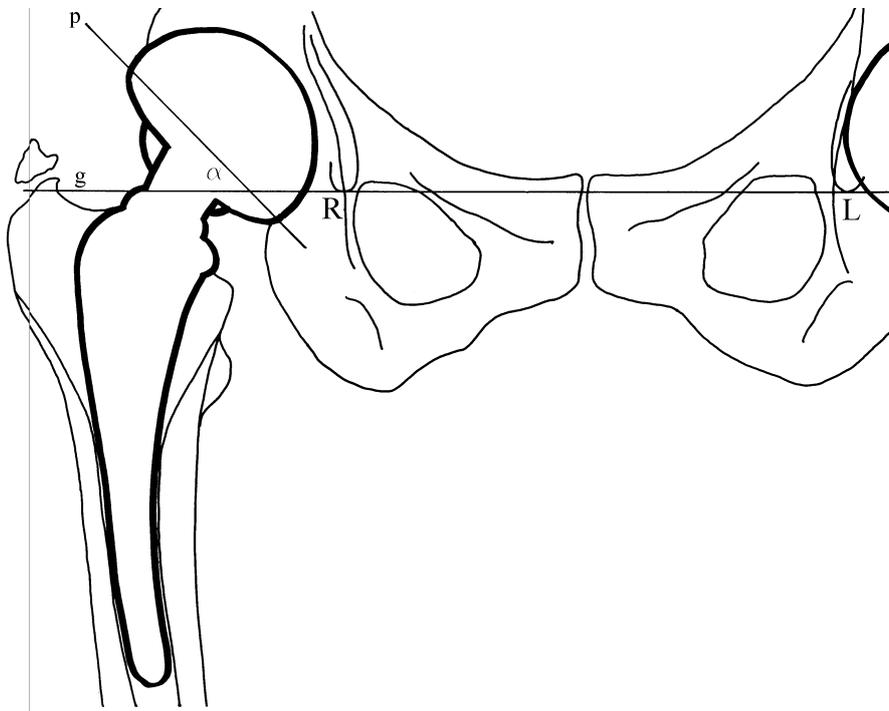


Abbildung 4.3: Die Pfannenvermessungspunkte und -geraden

Ziel ist es, die Pfanne als eine projizierte Halbkugel zu assoziieren:

Ausgehend von einer Kugel k wird ein Punkt A , eine Strecke $|OU|$ und eine Gerade a bestimmt. Der Punkt A ist der Mittelpunkt der Halbkugel, die Länge der Strecke $|OU|$ der Durchmesser und a die Symmetrieachse der Kugel. Zusätzlich soll gelten: $a \perp |OU|$.

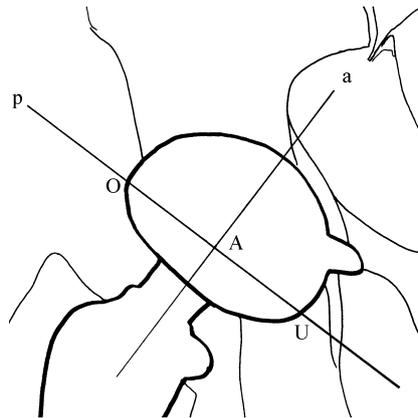


Abbildung 4.4: Das Pfannenmodell im Röntgenbild.

Die Halbkugel $k_{1/2}$ soll nun folgende Elemente enthalten:

1. Die gleiche Symmetrieachse a .
2. Den gleichen Durchmesser \overline{OU} .
3. Den gleichen Mittelpunkt A .

Mit den drei genannten Elementen ist es möglich, einen Kreis k_o im dreidimensionalen Raum zu beschreiben. Der Kreis k_o kann auf drei unterschiedliche Weisen projiziert werden:

1. als Kreis.
2. als Ellipse.
3. als Linie.

Die Projektion eines Kreises ist ein Spezialfall⁶ mit unendlich vielen, möglichen Punktkombinationen O und U . In der Praxis würde die Kunstpfanne als

⁶In einem Kreis können beliebig viele Durchmesser und somit $|\overline{OU}|$ bestimmt werden

Kreis projiziert eine groteske Verdrehung der Pfanne darstellen. Entspricht das Abbild der Pfanne einer Ellipse, ist es möglich, die Länge der Strecke \overline{OU} zu markieren und die Pfannengerade p zu konstruieren. Je mehr die Projektion einem Kreis ähnelt, desto schwieriger ist es, den Abstand zwischen O und U optisch zu bestimmen. Ist die Kunstpfanne in Form eines Halbkreises abgebildet, so ist die Strecke \overline{OU} am einfachsten zu markieren. Als zweite Gerade wird die Grundgerade g mit Hilfe der Punkte L und R definiert. g ist definiert als Tangente durch beide Tränenfiguren, wobei L dem linken und R dem rechten Schnittpunkt mit der Tränenfigur⁷ entsprechen soll.

Der Pfanneneingangswinkel

Sind die vier Punkte O, U, L und R bekannt, kann der Winkel α zwischen den Geraden g und p ermittelt werden. Dieser Winkel entspricht dem Pfanneneingangs- oder Inklinationswinkel. Steht nur eine Einseitenaufnahme, beispielsweise rechts, zur Verfügung, ist L nicht zu sehen. War dies der Fall, enthält eine ap-Aufnahme der rechten Hüfte den Punkt R , nicht jedoch den Punkt L , der im umgekehrten Fall projiziert worden war. Da sich mit einem Punkt keine Gerade (g) konstruieren läßt, ist es auf diese Weise nicht möglich, den Pfanneneingangswinkel zu bestimmen.

Die Pfannenwanderung

Wie schon für den Pfanneneingangswinkel, so wird auch für die Berechnung der Pfannenwanderung auf die Grundtangente g zurückgegriffen. Zusätzlich ist das Pfannenzentrum A , als Referenzpunkt der Pfanne zu verwenden. Das Lot von A auf g ergibt die Entfernung des Punktes A zur Grundgeraden g . Vergleicht man diese Entfernungen auf zwei Beckenübersichten einer Person, erhält man ein Maß für die Pfannenwanderung.

⁷Hierbei handelt es sich um die Projektion der unteren Pfannenerker, die einer Träne oder einem Tropfen ähnelt

Die Vermessungspunkte des Schafts

Als letzter Schritt bleibt nun noch die Darstellung der markierten Vermessungspunkte an Prothesenschaft und Femur. Der Einfachheit halber wird mit der Bestimmung entsprechender Punkte am Schaft begonnen:

Der erste Punkt S soll direkt an der Prothesenspitze markiert werden. Nach Goodman et al. 1987 [34] und R. Müller et al. 1996 [58] ist die Prothesenspitze als verwendeter Bezugspunkt auch bei inkonstanter Lagerung des Beins auf dem Röntgentisch gut für Vermessungen geeignet. Als nächstes wird die Prothesenschulter mit einem Punkt K versehen. K liegt lateral der Konusbasis am konvexen Übergang der lateralen Schaftaußenberandung. Beide Punkte dienen der Konstruktion der Hilfsgeraden h , die aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht auf der Skizze zu sehen ist. Zusätzlich werden weitere Punkte entlang des Schafts und des Femur markiert, die im folgenden Text erklärt werden.

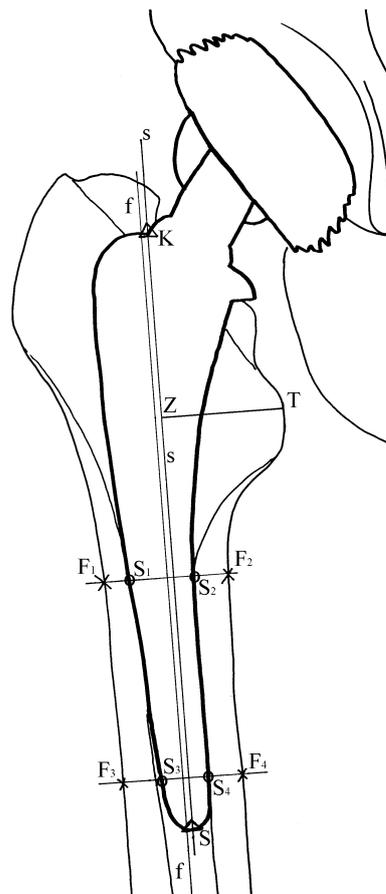


Abbildung 4.5: Die Schaftvermessungspunkte und -geraden

Neben den in Abbildung 4.5 definierten Punkten müssen nun noch die Femurpunkte definiert werden. Hierzu werden lateral und medial der Femuraußen-/innenkortikalis und der Schaftaußenberandung ca. 2 cm und 10 cm unterhalb des Trochanter minor festgehalten und mit \times und \circ markiert. Insgesamt handelt es sich um vier Punkte, die die Femurachse f bestimmen helfen. Die Femuraußenkortikalis soll proximal mit den Punkten F_1 und F_2 , distal mit den Punkten F_3 und F_4 markiert werden. Die Strecken $|F_1F_2|$ und $|F_3F_4|$ sollen senkrecht zu h sein. Nach dem gleichen Prinzip werden die vier ebenfalls in Abbildung 4.5 dargestellten Schaftmarkierungspunkte S_{1-4} , die sich auf gleicher Höhe befinden, markiert. Die proximalen Punkte S_1 und S_2 werden wie die distalen S_3 und S_4 auf der Schaftaußenberandung positioniert. Bleibt noch die Festlegung eines Bezugspunktes T zur Vermessung von Schaftbewegung entlang der Achse f . Eine zu f parallele Gerade x ⁸ wird tangential durch den Trochanter minor gelegt. Die Gerade x schneidet im Punkt T den Trochanter minor. Zum Schluß wird das Lot von T auf s gefällt, wobei sich das Lot mit der Geraden s im Punkt Z schneiden soll. Nach der Definition der Punkte und Geraden sind die im Mittelpunkt des Interesses stehenden Strecken und Winkel einfach zu beschreiben.

Der Femur–Schaftachsenwinkel

Der Winkel β zwischen Schaft s und Femurschaft f wird durch die Form und Präparation des Markraums bestimmt. Eine Änderung des Winkels findet, wenn auch in geringen Ausmaßen, statt. Es ist daher von Bedeutung, auch geringe Veränderungen erfassen zu können.

Nach R. Müller 1996 [57] können bei dem verwendeten System Winkelunterschiede bis zu 1° unterschieden werden. Die Vermessung der Winkel kann auch bei Einseitenaufnahmen zwischen den Geraden s und f erfolgen. Relative Unterschiede zwischen Schaft- und Femurschaftachsen können mit der Hilfsgeraden h berechnet werden. Hierbei wird der Winkel γ zwischen h und f ermittelt. Die von zwei Beckenübersichten einer Person gemessenen Winkel γ_1 und γ_2 werden voneinander subtrahiert, woraus sich die Winkeländerung ergibt. Die Hilfsgerade (h) wird der Schaftachse (s) deshalb vorgezogen, weil sich die Punkte K und S exakt bestimmen lassen.

⁸nicht in der Skizze eingezeichnet

4.6.3 Die relative Bewegung des Schafts zum Femur

Das Problem der reproduzierbaren Bestimmung eines Punktes ist auch bei T gegeben. Die Kontur des Trochanter minor auf dem Röntgenbild stellt sich schon bei kleinen Drehungen in der Femurachse unterschiedlich dar. Da die Position des Schafts im Femur durch $|\overline{ZS}|$ gegeben ist und Z mit Hilfe von T konstruiert wird, kann dies zu Ungenauigkeiten führen. Nach R. Müller 1996 [58] ergibt sich eine Vermessungsgeanauigkeit von 1 mm in der Längsverschiebung. Die $|\overline{ZS}|_1$ der ersten und $|\overline{ZS}|_2$ der zweiten betrachteten Beckenübersicht werden voneinander subtrahiert. Je nach Ergebnis spricht man von einem „Einsinken“ des Schafts in das Femur oder einem „Herausgleiten“ des Schaftes aus dem Femur.

4.7 Die Spongiosaplastik

Spongiosaplastiken mußten bei Patienten mit knöchernen Defekten durchgeführt werden. Es handelt sich dabei um ein bewährtes Verfahren, bei dem mit Eigen- oder Fremdspongiosa Knochendefekte aufgefüllt werden. Entnahmestelle ist meist der abgetrennte Femurkopf. Voraussetzung für eine erfolgreiche Spongiosaplastik ist ein vitaler Defektgrund mit entsprechender Durchblutung. Bei regelrecht angewandter Technik wird Knochenwachstum induziert. Das Ergebnis ist eine Restitutio ad integrum. Die hauptsächliche Lokalisation der Defekte befand sich im Bereich der Pfanne (Zysten, Pfannenbodenplastik).

4.8 Statistische Methoden

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte im Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz auf einem PC unter Verwendung des Programmsystems SAS (SAS Institute Inc., Cray, NC, USA; Release 6.12).

Für die deskriptive Darstellung der Ergebnisse im Gesamtkollektiv und in den einzelnen Gruppen wurden für kategoriale Variablen absolute und prozentuale Häufigkeiten und für quantitative und ordinale Variablen Median, Mittelwert, Minimum und Maximum bestimmt.

Der Gruppenvergleich quantitativer und ordinaler Variablen wurde mit dem Wilcoxon-Test für unverbundene Stichproben durchgeführt.

Zusammenhänge zwischen kategorialen Variablen wurden mit Hilfe von Kontingenztafeln und Fishers exaktem Test (zweiseitig) untersucht.

Um zu beurteilen, welche Variablen einen Einfluß auf die Pfannenlockerung haben, wurden univariate und multivariate (schrittweise) logistische Regressionsanalysen durchgeführt. Bei der univariaten Analyse wird der Einfluß jeder einzelnen Variablen auf die Zielgröße untersucht. Demgegenüber werden bei der multivariaten Regression die Variablen schrittweise in der Reihenfolge ihrer Bedeutung selektiert. Als erste Variable wird bei der multivariaten Analyse diejenige in das Modell aufgenommen, welche univariat die beste Beziehung zur Zielgröße zeigt. Danach gehen die Variablen in das Modell ein, welche jeweils die größte „Zusatzinformation“ bringen, d. h., es wird bei jedem Schritt die Korrelation der im Modell befindlichen Einflußgrößen zu der aufzunehmenden Variablen berücksichtigt.

Alle statistischen Tests wurden im Sinne einer deskriptiven Datenanalyse verwendet. P-Werte $\leq 0,05$ wurden als statistisch auffällig angesehen.

5. Ergebnisse

5.1 Charakterisierung der Patienten

Zwischen dem 06.01.1987 und 14.12.1988 wurden 235 Hüfttotalendoprothesen bei 219 Patienten in der Aukammklinik (Wiesbaden) implantiert. Unter den Patienten waren 159 Frauen und 60 Männer. Die jüngste Patientin war zum Zeitpunkt der Operation 27 Jahre alt, während der älteste Patient 86 Jahre alt war. 16 Patienten wurden in dem genannten Zeitraum an beiden Hüften, 94 Patienten wurden auf der linken Seite und 109 auf der rechten Seite operiert. Die Operation wurde von drei erfahrenen Operateuren durchgeführt. 172 H-TEP-Implantationen wurden von dem ersten, 40 von dem zweiten und 23 von dem dritten Operateur durchgeführt. Die Nachuntersuchung der Patienten erfolgte zwischen dem 23.03.1995 und 28.07.1995. Es konnten 124 Patienten (131 H-TEP) untersucht und 19 Patienten (20 H-TEP) telefonisch befragt werden. 37 Patienten (39 H-TEP) waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bereits verstorben, weitere 39 Patienten (45 H-TEP) konnten nicht erreicht werden.

5.1.1 Aufnahmediagnosen

Die Aufnahmediagnosen waren wie folgt verteilt:

1. 174 primäre Coxarthrosen.
2. 51 rheumatoide Coxarthritiden.
3. 10 dysplasie Coxarthrosen.

5.1.2 Verankerungstechniken der Schäfte

Die Verankerungstechniken sind prozentual unterschiedlich auf die Hauptdiagnosen verteilt.

Tabelle 5.1: Diagnose-Verankerung, ($p=0,2^{-2}$, $n=235$)

Verankerung	Arthrose	Rheuma	Dysplasie
zementiert	114 (65.5%)	22 (43.3%)	3
zementfrei	60 (34.5%)	29 (56.7%)	7
Σ (%)	174	51	10

Es wird deutlich, daß die Mehrzahl der Patienten mit primärer Arthrose teilzementierte Prothesen erhielt (siehe Tabelle 5.1 auf Seite 42). Bei den durchschnittlich jüngeren Patienten mit rheumatoider Coxarthritits und Dysplasiecoxarthrose wurden meistens zementfreie Implantate verwendet.

Daß zementierte Prothesenschäfte eher bei Patienten mit primärer Coxarthrose verwendet wurden, steht in Zusammenhang mit dem unterschiedlichen, medianen Alter der Diagnosegruppen:

Tabelle 5.2: Alter-Diagnosen, (Median, $n=235$)

Diagnose	Alter in Jahren	Σ
Arthrose	67,8	174
Rheuma	58,0	51
Dysplasie	56,4	10

Wie in Tabelle 5.2 auf Seite 42 zu sehen liegt das mediane Alter der Patienten mit primärer Arthrose um ca. 10 Jahre über dem der Patienten anderer Diagnosegruppen.

Spongiosaplastiken

Weitere statistisch relevante Merkmale sind Pfannendach- oder Acetabulumdefekte. Die Notwendigkeit, eine Acetabulumplastik durchzuführen, ergab sich bei fortgeschrittener Destruktion des Pfannenlagers, ohne daß zwischen Pfannen-erker oder -grund unterschieden wurde. Verlässliche Angaben bezüglich der Durchführung einer Spongiosaplastik konnten bei $n = 214$ Operationen gemacht werden.

Den Abbildungen 5.1 und 5.2 auf Seite 44 ist die relative Häufung der Acetabulumplastiken mit Hilfe von Fremd- und/oder Eigenspongiosa für zementierte und zementfreie Implantate zu entnehmen. Abbildung 5.1 zeigt, daß Unterschiede zwischen Diagnosen primärer Coxarthrose und Dysplasiecoxarthrose bezüglich des Einsatzes von Spongiosaplastiken geringer ausgeprägt sind als in Abbildung 5.2. Auffällig ist der prozentuale Anteil von 19,5% Spongiosaplastiken bei zementierten und 13,2% bei zementfreien Verankerungen (primäre Coxarthrose). Die 6,3% Differenz lassen sich dadurch erklären, daß bei älteren Patienten in der Regel prologierte Krankheitsverläufe mit erheblicher knöcherner Destruktion vorliegen. Umgekehrt kommen bei Patienten mit rheumatoider Coxarthritits häufig kurze, aggressive Verlaufsformen vor. Je nach Aktivität der rheumatoiden Coxarthritits kann es zu frühzeitigem Gelenkverschleiß in jungen Jahren kommen.

5.1.3 Voroperationen an den operierten Hüften

Voroperationen von 208 Patienten konnten separat festgehalten und in vier Gruppen¹ unterteilt werden. Unter die Gruppierung „andere“ fallen Eingriffe, die an der seitengleichen Extremität (*ausgenommen der Hüfte*) vorgenommen wurden:

Tabelle 5.3: Voroperationen, (n=235)

Voroperationen	Anzahl	(%)
keine	207	(88,0%)
andere	23	(9,8%)
Osteotomien	4	(1,8%)
Arthrodesen	1	(0,4%)

¹keine, Osteotomie (Femur/Becken), Arthrodesen, andere

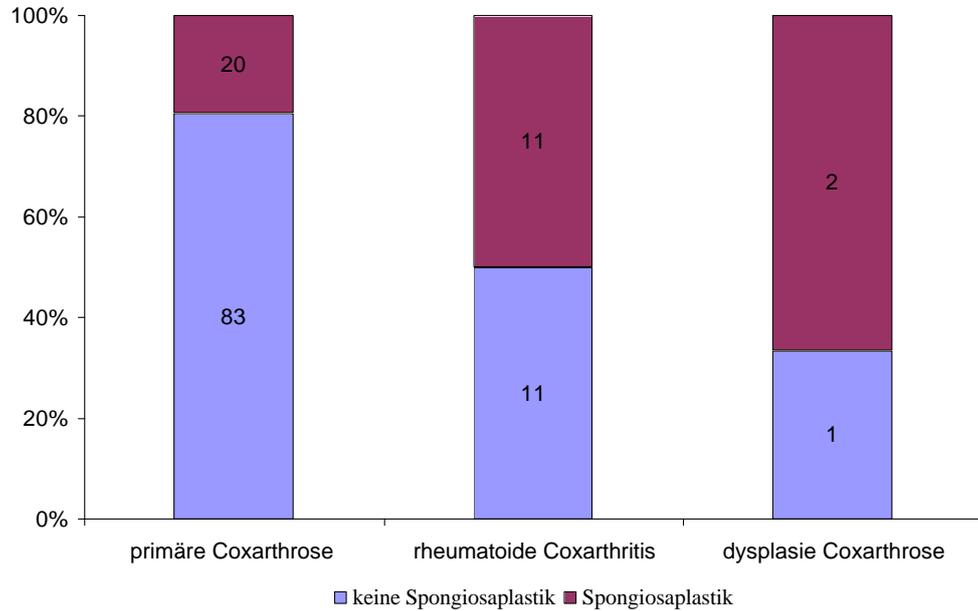


Abbildung 5.1: Diagnose-Acetabulumplastik Hybrid H-TEP, ($n=128$, $p=0,6^{-2}$)

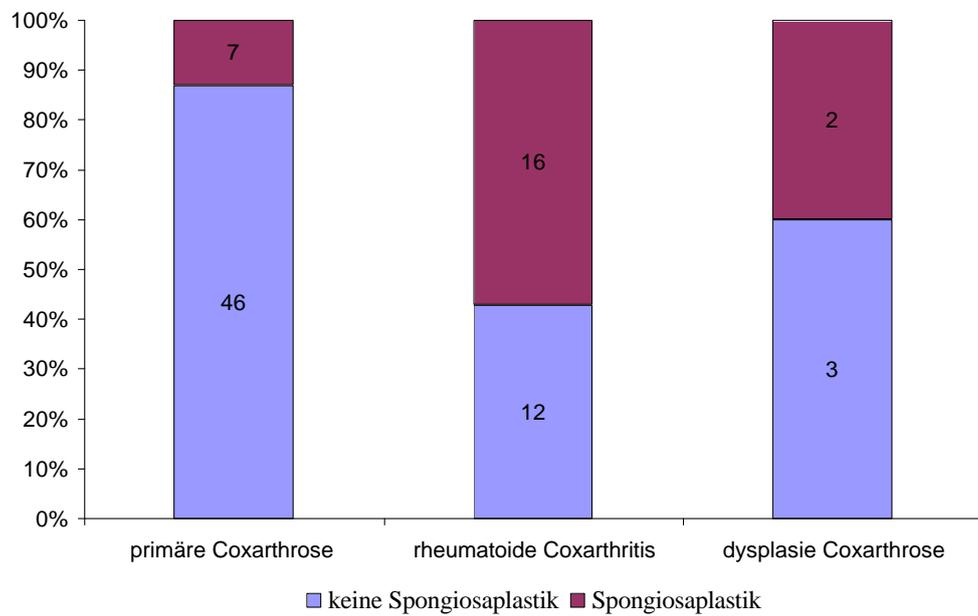


Abbildung 5.2: Diagnose-Acetabulumplastik zementfrei H-TEP ($n=86$, $p=0,2^{-2}$)

Der Tabelle 5.3 ist zu entnehmen, daß innerhalb des Operationsgebietes lediglich 1,8% der Patienten bereits voroperiert waren. 9,8% der Patienten waren zuvor am selben Bein operiert worden. Bei der Kategorie "andere" handelt es sich hauptsächlich um Operationen an Füßen oder Knien der untersuchten Seite. Neben der untersuchten Seite wurde auch die gegenseitige Hüfte untersucht der Zustand in Gruppen ² aufgeschlüsselt. Die Tabelle beinhaltet die Anzahl der Patienten, nicht der Implantate um Doppeltnennungen bei beidseitig Operierten zu vermeiden.

Tabelle 5.4: Diagnose der Gegenseite, (n=124)

Gegenseite	Σ	(%)
wie Op-Seite	72	(58,0%)
gesund	43	(34,7%)
andere	9	(7,3%)

Die in Tabelle 5.4 festgehaltenen Merkmale wurden während der Nachuntersuchung ermittelt. Das Merkmal „wie Op-Seite“ beinhaltet Patienten mit H-TEP auf der Gegenseite. Zu den 16 Patienten die an beiden H-TEP untersucht wurden kamen 56 weitere Patienten dazu, welche entweder vor 1987 oder nach 1988 auf der *nicht* untersuchten Seite mit einer Hüfttotalendoprothese versorgt worden waren. Bei 9 Patienten war eine pathologische Veränderung des nicht operierten Hüftgelenkes vorhanden.

²gesund, gleiche Diagnose wie Op-Seite, Osteoarthrose, rheumatoide Arthritis, Dysplasie, andere

5.1.4 Vorerkrankungen der Patienten

Bei der stationären Aufnahmeuntersuchung wurden Vorerkrankungen erfaßt und gruppiert³. Varizen und kardiale Erkrankungen konnten häufiger bei Patienten mit zementierten Prothesen gefunden werden (vgl. Tabelle 5.5 auf Seite 46). Bei 11 Patienten konnten den Akten keine Informationen bezüglich der Vorerkrankungen entnommen werden.

Tabelle 5.5: Risikofaktoren p-Wert, (n=208)

Risikofaktor	zementiert	zementfrei	(p)
Kardial	43 (34,7%)	14 (16,6%)	0,4 ⁻³
Varikosis	28 (22,6%)	9 (10,7%)	0,027

Bei den anderen untersuchten Vorerkrankungen konnten keine statistisch relevanten Unterschiede entdeckt werden.

5.1.5 Der Altersunterschied zwischen Verankerungstechniken

Das vermehrte Vorkommen kardialer und vasogener Vorerkrankungen ist in Zusammenhang mit dem Altersunterschied der Patienten mit teilzementierten bzw. zementfreien Prothesen zu sehen. Unterschiede beider Verankerungstechniken lassen sich durch Betrachtung der Altersmediane erkennen. Der allgemeine Altersmedian betrug 65 Jahre 10 Monate, der der Patienten mit Hybrid-Implantaten 71 Jahre und 11 Monate. Patienten mit zementfreien Implantaten 56 Jahre und 11 Monate ($p = 0,1^{-3}$). Im Geschlechtervergleich lag das mediane Alter der Patientinnen bei 66 Jahren und 3 Monaten, das der Männer bei 64 Jahren und einem Monat. Neben den genannten Vorerkrankungen fallen weitere Unterschiede, wie beispielsweise der „Harris Hip Score“, im Wesentlichen bei den älteren Patienten, schlechter aus.

³Diabetes mellitus, Kardial, Hypertonie, Hepatisch, Endokrin, Osteoporose, Hypotonie, Renal, Thyrioidese und Varikosis

5.2 Implantate

139 der Prothesen wurden teilzementiert, 96 zementfrei implantiert. Die Verteilung der Schäfte, nach Hersteller geordnet, sieht wie folgt aus:

- Zementierte Schäfte:
 - 63 ESKA Schäfte
 - 76 Müller Geradschaft
- Zementfreie Schäfte:
 - 96 ESKA Schäfte

Auffällig ist der Vergleich zwischen den Geschlechtern und den Verankerungstechniken (vgl. Tabelle 5.6 auf Seite 47). 78,6% der Patienten mit zementierten Prothesen sind Frauen, 21,4% Männer. Bei zementfreien Prothesen sind dagegen 62,5% der Patienten Frauen und 37,5% der Patienten Männer.

Tabelle 5.6: Geschlecht-Verankerung, $p=0,012$, $n=235$

Verankerung	männlich	weiblich	Σ	(%)
zementiert	30 (21.4%)	110 (78.6%)	140	(100%)
zementfrei	35 (37.5%)	60 (62.5%)	95	(100%)

Betrachtet man die Verteilung der Pfannentypen in Zusammenhang mit der gewählten Schaftverankerung, bietet sich folgendes Bild:

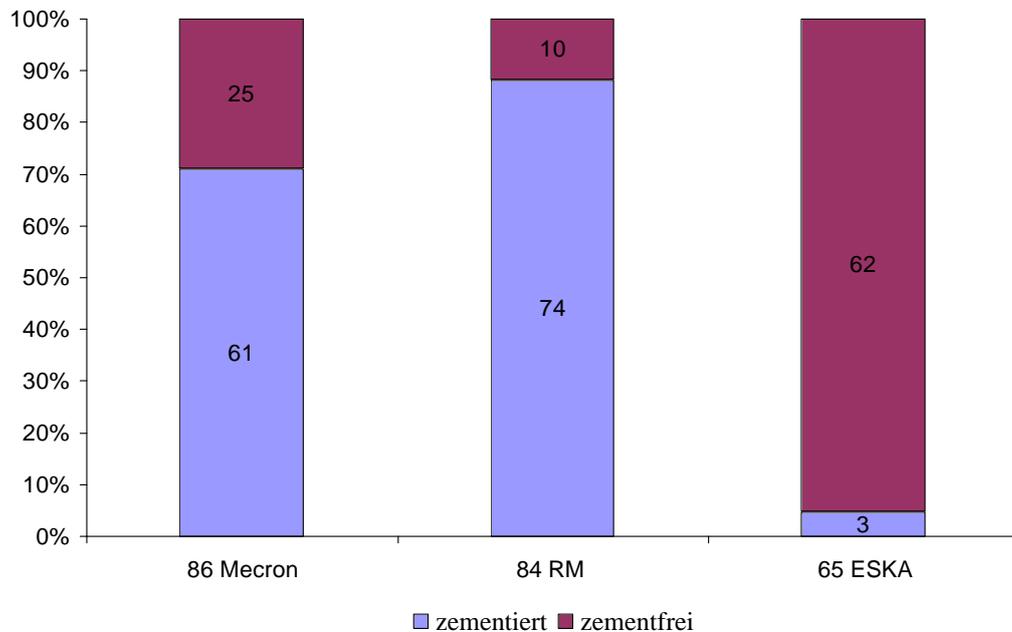


Abbildung 5.3: Pfannentyp-Schaftverankerungen

Der Abbildung 5.3 ist zu entnehmen, daß 95% der ESKA-Pfannen mit zementfreien Schäften kombiniert wurden ($n=65$). Die verwendeten RM-Pfannen wurden dagegen zu 88% mit zementierten Schäften implantiert ($n=84$). Bei Mecron-Pfannen wurden 71% mit zementierten Schäften verwendet ($n=86$).

Prothesenalter

Statistische Unterschiede des Prothesenalters sind ebenfalls im Vergleich zwischen zementierten und zementfreien Implantaten bei Patienten mit primärer Arthrose zu sehen. Das mediane Prothesenalter zementierter Prothesen liegt bei 85,1 Monaten, bei zementfreien Implantaten bei 87,9 Monaten, ($p = 0,048$, $n = 145$).

5.3 Akteneinsicht

5.3.1 Narkose, Operationszeit, Blutkonserven, Knochen- defekte

War die Operationsfähigkeit gegeben, wurde von den drei Anästhesistinnen bevorzugt Spinalanästhesien 234 und eine ITN durchgeführt ($n = 235$). Die Operationszeit⁴ lag zwischen 40 und 215 Minuten bei einem Median von 55,5 Minuten. Pro Operation wurden zwischen null bis acht Blutkonserven a 500 ml verbraucht, wobei der mediane Wert bei einer Blutkonserve lag ($n = 235$). Von den operativen Zugangswegen waren 137 anterolateral und 75 transgluteal gewählt worden. Bei 23 Patienten lagen keine Angaben bezüglich des Zugangs vor ($n = 235$). 56 Patienten wiesen knöcherne Defekte auf. Isolierte Defekte gab es einmal am Femur, zweimal an Femur und Acetabulum und 53 auf das Acetabulum begrenzt ($n = 214$).

5.3.2 Bakteriologie, Antibiotikatherapie

Wegen erhöhtem Infektrisikos oder auffälligem intraoperativem Situs wurde bei 27,2% ($n = 235$) der Patienten ein intraoperativer Abstrich entnommen. 2,5% der Abstriche waren positiv. Bei der Hälfte der Patienten mit positivem Abstrich war ein Keimnachweis erfolgt:

- Pseudomonas
- E. coli
- gram pos. Kokken

Ein Bezug zwischen der Implantatverankerung bzw. der Einweisungsdiagnose und den positiven Abstrichen konnte nicht hergestellt werden.

⁴Hierbei wird die Zeit vom Hautschnitt bis zur letzten Wundnaht betrachtet

Die gefundenen positiven Bakteriologien sind nach Verankerung, Diagnose und Geschlecht aufgeschlüsselt in:

- positiver Befund ohne genaue Erregerspezifizierung:
 - Zwei Patientinnen mit primärer Arthrose; zementierter H-TEP
 - Eine Rheumatikerin mit zementfreier H-TEP
- positiver Befund mit Erregeridentifizierung:
 - E. coli bei einer Frau mit primärer Arthrose; zementierter H-TEP
 - gram pos. Kokken bei einer Rheumatikerin; zementierter H-TEP
 - Pseudomonas bei einem Mann mit primärer Arthrose; zementfreiem H-TEP

Die in Unkenntnis des Keimnachweises durchgeführte parentrale, antibiotische Behandlungen bei 26 Operationen (11%, $n = 235$), erfolgte auf unterschiedliche Weise. Je nach Infektanfälligkeit wurden entweder einmalig, mehrmals innerhalb von 24 Stunden oder über mehrere Tage Antibiotika intravenös verabreicht. Alle sechs Patienten mit positivem Abstrich-Ergebnis wurden über mindestens 24 Stunden behandelt.

5.4 Patientenbefragung

Im Rahmen der direkten, schriftlichen und telefonischen Befragung konnten Informationen bezüglich des subjektiven Empfindens, sowie Aktivität und Sportlichkeit der Patienten in Erfahrung gebracht werden.

5.4.1 Das subjektive Empfinden der Patienten

Grob orientierend wurden den Patienten drei Fragen gestellt ($n = 154$):

- „Hat die Operation die **Funktion des Hüftgelenks verbessert?**“
 - 97,4% der Patienten antworteten mit ja,
 - 2,6% der Patienten antworteten mit nein.

- „Hat die Operation **Schmerzen verringert?**“
 - 95,5% der Patienten antworteten mit ja,
 - 3,9% der Patienten antworteten mit nein,
 - 0,6% der Patienten konnte sich nicht festlegen.

- „Ist der Patient **zufrieden mit dem Ergebnis?**“
 - 95,0% der Patienten antworteten mit ja,
 - 4,4% der Patienten antworteten mit nein,
 - 0,6% der Patienten beantworten diese Frage nicht.

Der Aufzählung ist zu entnehmen, daß sich zur Zeit der Nachuntersuchung über 94% der Patienten positiv über den Ausgang der Operation äußerten.

5.4.2 Der Schmerzmittelgebrauch

Zufriedenheit und Wohlbefinden der Patienten spiegeln sich auch in der Reduktion des Schmerzmittelgebrauchs, in Abbildung 5.4 auf Seite 52, wider. Bei der Interpretation der Abbildung ist darauf zu achten, daß Mehrfachnennungen möglich sind. So kam es bei Patienten mit Rheuma vor, daß diese Kombinationen von Cortison und NSAR einnahmen.

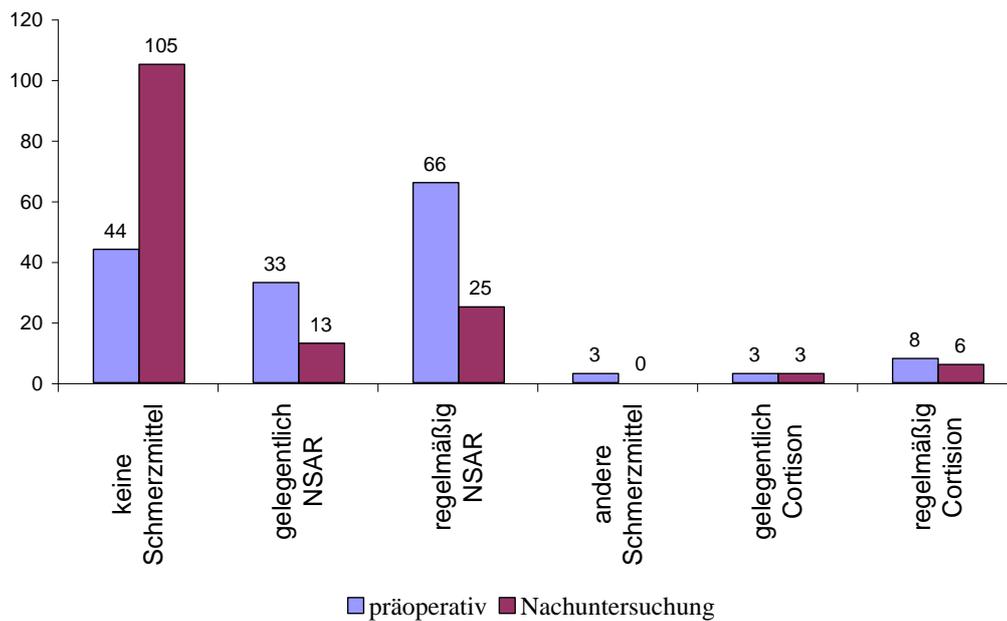


Abbildung 5.4: Schmerzmittelgebrauch

Befragt man die Patienten bezüglich der Reduktion des Schmerzmittelgebrauchs, so erhält man folgende Antworten:

- „Hat die Operation den **Schmerzmittelgebrauch verringert?**“
 - 63,2% der Patienten antworteten mit ja,
 - 31,0% der Patienten „konnten nicht antworten“⁵,
 - 5,2% der Patienten antworteten mit nein,
 - 0,6% der Patienten blieben die Antwort schuldig.

Einige Patienten nahmen bzw. nehmen wegen anderer Leiden Schmerzmittel ein. So gaben einige Patienten Schmerzen im kontralateralen Hüftgelenk

⁵Entweder wurden keine Medikamente präoperativ eingenommen, oder es wurden postoperativ wegen einer anderen Erkrankung weiterhin Medikamente eingenommen.

oder in den Kniegelenken an. Als Beispiel sind an chronischer Polyarthritiden erkrankten Patienten zu nennen, die Analgetika in 9 von 14 Fällen nicht in Zusammenhang mit der operierten Hüfte einnahmen.

5.4.3 Aktivitäten und Sportfähigkeit

Weitere untersuchte Merkmale betrafen die Belastung und Alltagstauglichkeit der implantierten Kunstgelenke. Die unter 4.2.3 auf Seite 20 näher beschriebenen Aktivitätsgrad sind in Abbildung 5.5 aufgeführt.

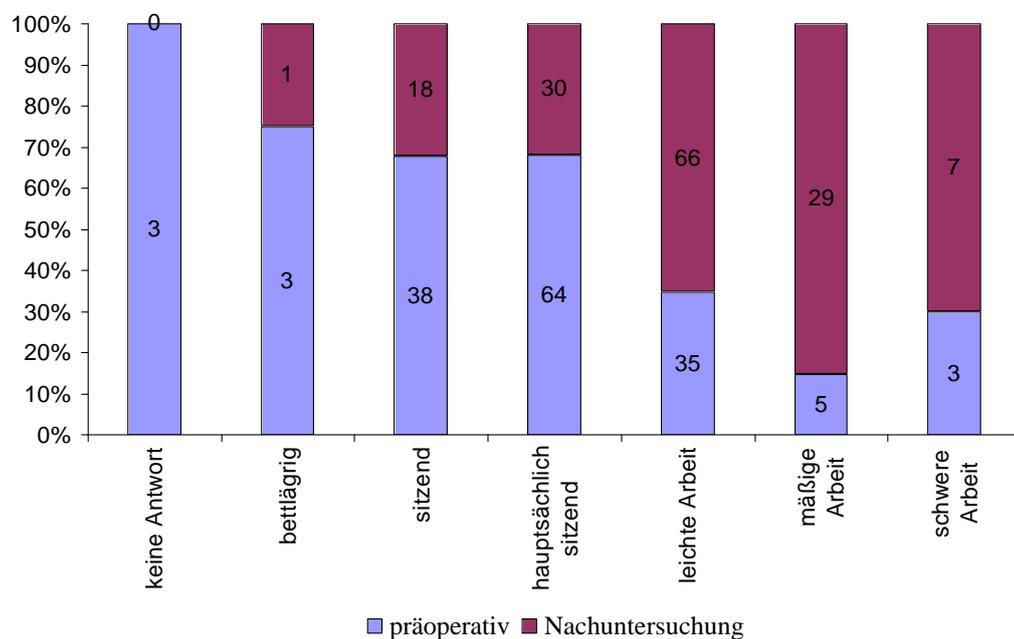


Abbildung 5.5: Aktivitätsgrad ($n = 143$)

Der Aktivitätsmedian verschiebt sich von „hauptsächlich sitzend“ zu „leichte Arbeit“. Vor der Operation waren ca. 2/3 der Patienten nicht in der Lage ihren eigenen Haushalt zu führen. Zur Zeit der Nachuntersuchung konnten dies über 2/3 der Patienten. Dies war insbesondere daher von Bedeutung da 97,9% der untersuchten Patienten in der eigenen Wohnung/Haus und 2,1% ($n = 141$) im Pflegeheim untergebracht waren.

Die sportlichen Aktivitäten zur Zeit der Nachuntersuchung, im Vergleich zur Zeit vor der Operation, nahmen von „kein Sport“ auf „geringen Sport“ im Median zu. Im Vergleich zwischen prä- und postoperativ stieg der prozentuale Anteil der Patienten, die „mäßigen Sport“ betrieben von 5,6% auf 23,7% ($n = 143$).

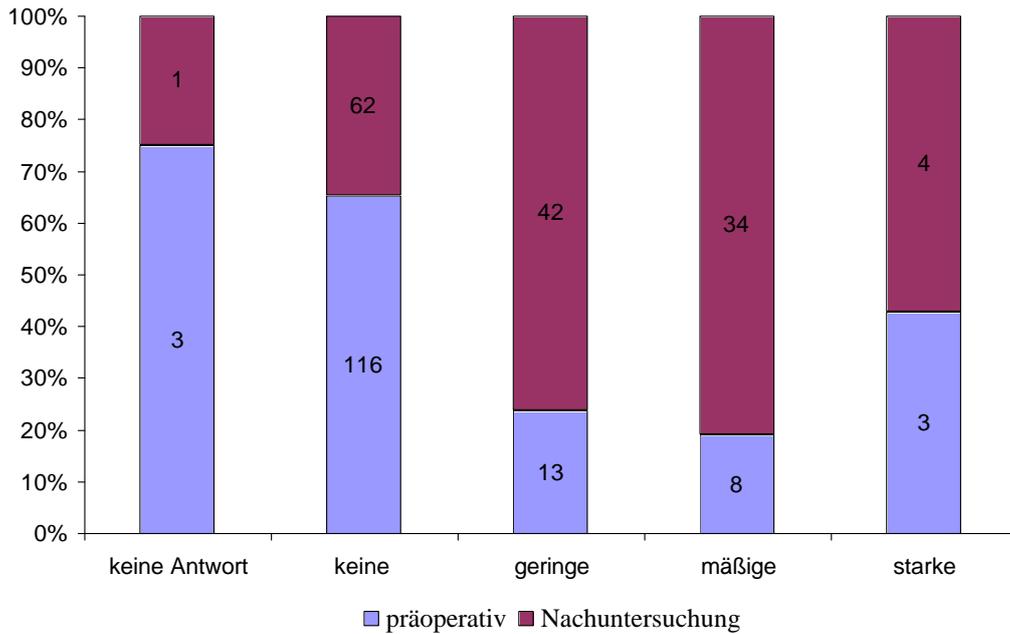


Abbildung 5.6: Sportfähigkeit ($n = 143$)

5.5 Klinische Untersuchung

Die klinischen Ergebnisse beinhalten alle Daten, die nicht radiologischer Natur sind und während der Nachuntersuchung ermittelt wurden. Die präoperativen Daten wurden entweder anamnestisch befragt oder den Unterlagen entnommen. Vergleiche zwischen prä- bzw. postoperativen Werten werden entsprechend ihrer klinischen Erhebung chronologisch dargestellt.

Der Body–Mass–Index

Bei der Untersuchung der Verankerungstechniken in Verbindung mit dem BMI konnten einzig bei Patienten mit primärer Arthrose Unterschiede fest-

gestellt werden. Der mediane BMI⁶ betrug bei Patienten mit teilzementierten Endoprothesen $25,9 \text{ kg/m}^2$ ($n = 75$), bei Patienten mit zementfreien Prothesen $26,5 \text{ kg/m}^2$ ($n = 46$, $p = 0,0288$). Der mediane BMI aller Patienten lag bei $26,2 \text{ kg/m}^2$, der niedrigste bei $14,7$ und der höchste bei $44,1 \text{ kg/m}^2$. Als Norm ist ein BMI von ca. $20\text{--}25 \text{ kg/m}^2$ anzusehen.

Trendelenburg, Duchenne, Aktivitätsgrad, Sportfähigkeit

Der Befragung des subjektiven Empfinden der Patienten schließen sich Tests nach Trendelenburg und Duchenne an. Die Tests sind unter 4.3 auf Seite 21 beschrieben und liegen fast ausschließlich als Nachuntersuchungsergebnisse vor. Das „Duchenne–Hinken“ oder Zeichen, wie es auch genannt wird, war bei $41,2\%$, das Trendelenburg–Zeichen bei $22,9\%$ ($n = 144$) der Hüften positiv.

- Das Trendelenburg–Zeichen war bei ($n=144$):
 - 80% negativ,
 - 16% positiv,
 - 4% nicht prüfbar.
- Das Duchennezeichen war bei ($n=144$):
 - $54,5\%$ negativ,
 - $41,2\%$ positiv,
 - $4,3\%$ nicht prüfbar.

Bei einigen Patienten war eine funktionelle Prüfung aus unterschiedlichen Gründen nicht möglich. War der Patient auf Rollstuhl oder Unterarmgehstützen angewiesen, konnten keine Tests durchgeführt werden.

5.6 Der Harris Hip Score

Um die Funktion des Hüftgelenks im alltäglichen Leben beurteilen zu können, wurde der unter 4.4 auf Seite 22 beschriebene **Harris Hip Score** genutzt.

Der mediane Wert des Harris Hip Score lag präoperative bei $56,7$, zur Zeit der Nachuntersuchung bei $87,4$ Punkten ($n=119$). Die präoperativen Werte lagen zwischen $7,7$ und 97 Punkten, die bei Nachuntersuchung zwischen 34 und

⁶Body–Mass–Index, Körpergewicht in $\text{kg}/(\text{Größe in m})^2$

100 Punkten. Zur Zeit der Nachuntersuchung konnten keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen beiden Implantattechniken festgestellt werden. 93 Punkten bei zementfreien standen 90 Punkten bei Hybridverankerungen gegenüber ($p = 0,21, n = 119$).

5.6.1 Schmerzgrad

Bei der Auswertung des Schmerzgrads der Patienten erkennt man, daß 117 Patienten zur Zeit der Nachuntersuchung im Gegensatz zu sechs Patienten präoperativ schmerzfrei sind. Die Zahl der Patienten mit invalidisierenden Schmerzen ist im gleichen Untersuchungszeitraum von fünf auf null gefallen (vgl. Aufschlüsselung der Schmerzen auf Seite 23 unter 4.4.1).

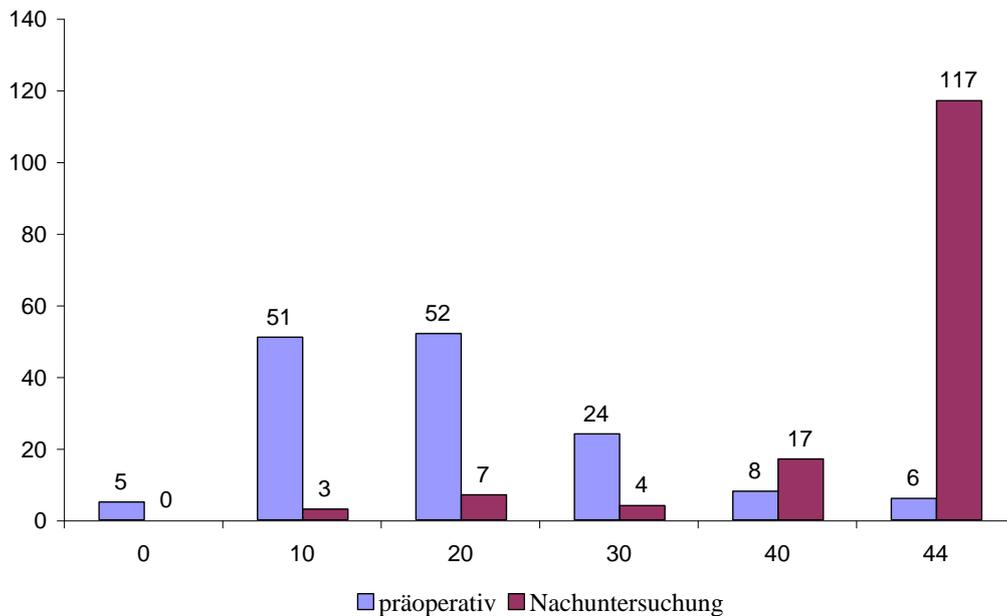


Abbildung 5.7: Schmerzgrad Harris Hipscore

Die Angaben der sechs Patienten ohne präoperativen Hüftgelenksschmerz sind retrospektiv gemacht worden und schon allein aus Gründen der Indikation zur Operation als fragwürdig anzusehen. Im allgemeinen ist eine deutliche Schmerzlinderung oder komplette Schmerzfreiheit bei den meisten Patienten erreicht worden. Dem zu Folge hat sich die Verteilung von Werten zwischen moderaten bis deutlichen Schmerzen, die mindestens zu einer Beeinträchtigung der Aktivität führen hin zu fast oder vollständiger Schmerzfreiheit gewandelt.

5.6.2 Gangbild, Hilfsmittel, Gehstrecke

Das Gangbild

Im Gegensatz zu der deutlichen Schmerzreduktion war nur eine leichte Verbesserung des Gangbildes zu erkennen. In diesem Zusammenhang muß nochmals darauf hin gewiesen werden, daß die Mehrzahl der Patienten zur Zeit der Nachuntersuchung bereits zwei Hüftkünstgelenk implantiert bekommen hatten.

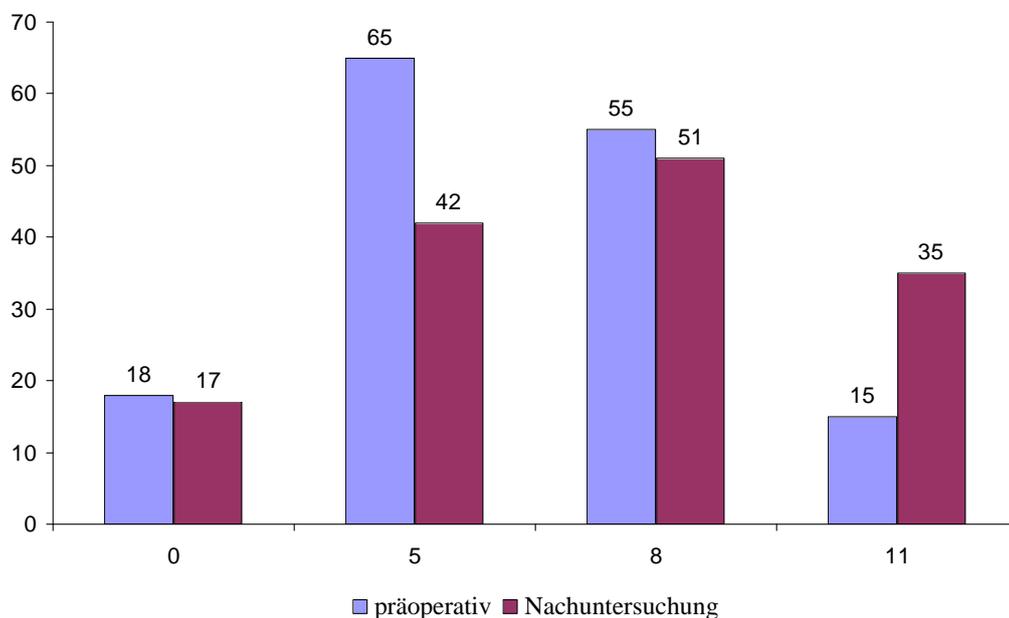


Abbildung 5.8: Hinken Harris Hipscore

Zusätzlich bestanden bei einigen Patienten andere Erkrankungen der unteren Extremitäten, die das Bewegungsbild negativ beeinflussten (vgl. Aufzählung Seite 24 unter 4.4.2) ⁷. Die Verbesserung des Gangbildes von mäßigem zu leichtem Hinken konnte zwar festgestellt werden war aber entsprechend Abbildung 5.8 nur gering ausgeprägt. Positiv zu bewerten ist die Verdopplung der Anzahl der Patienten die bei der Nachuntersuchung hinkfrei gehen konnten.

⁷11 Punkte kein Hinken, 8 leichtes, 5 mäßiges und 0 Punkte schweres Hinken

Die Nutzung von Gehhilfen

Die Nutzung von Gehhilfen war sehr unterschiedlichen Veränderungen unterworfen. Auf der einen Seite war nahezu die gleiche Anzahl von Personen präoperativ und während der Nachuntersuchung aus den unterschiedlichsten Gründen auf zwei Unterarmgehstützen angewiesen, auf der anderen Seite nahm die Anzahl der Personen die einen Stock für unterschiedlich lange Gehstrecken nutzen deutlich ab (vgl. Aufschlüsselung auf Seite 24 unter 4.4.2)⁸.

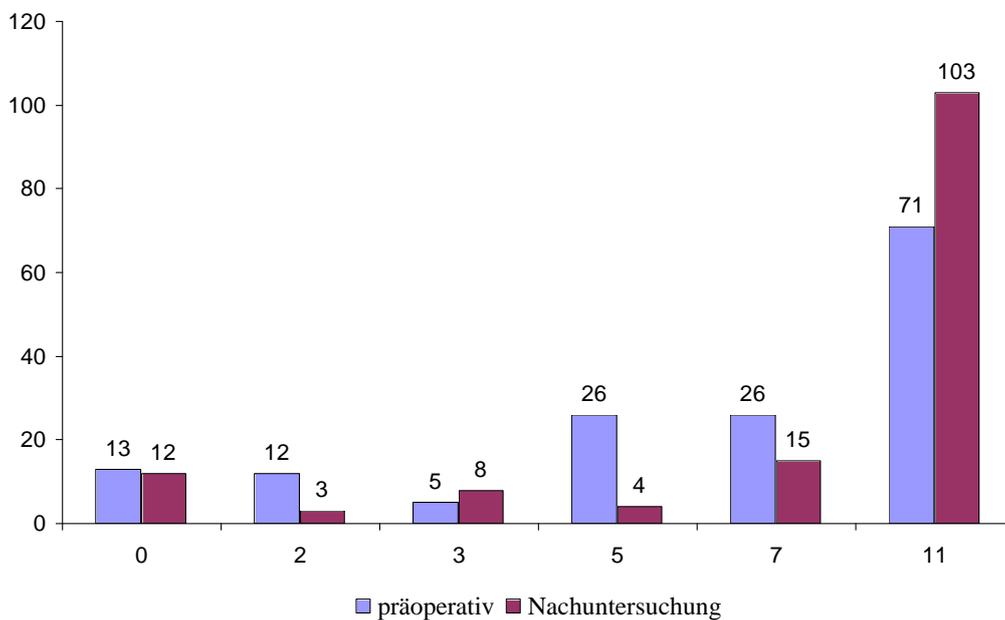


Abbildung 5.9: Gehhilfen Harris Hip score

Betrachtet man Abbildung 5.9 so waren ca. die Hälfte der Patienten präoperativ in der Lage sich ohne Gehhilfen fortzubewegen. Im Gegensatz hierzu war es 2/3 der Patienten während der Nachuntersuchung möglich gänzlich ohne Gehhilfen auszukommen. Die starke Abnahme der Anzahl der Patienten die entweder zwei Stöcke oder „einen Stock die meiste Zeit“ nutzen wurde unterschiedlich begründet. Zum einen besteht bei der Verwendung eines Stocks die Möglichkeit noch selbständig einkaufen zu gehen, zum anderen fiel häufig die Bemerkung, daß die Nutzung eines Stocks das ästhetische Empfinden des Patienten störe. In Folge dessen nutzen viele Patienten einen Stock für längere Strecken, verzichten aber ansonsten darauf.

⁸11 Punkte Keine, 7 Stock bei langen Strecken, 5 fast immer, 3 eine UAG., 2 zwei UAG., 0 ohne zwei UAG. nicht gehfähig

Die Gehstrecke

Die maximale Gehstrecke wurde vor der Operation von ca. 80% der Patienten mit maximal 500 m angegeben. Über 85% der Patienten waren dagegen während der Nachuntersuchung in der Lage mindestens 500 m zurückzulegen, 57% 500 m und 22,5% über 1500 m. Wie unter 4.4.2 auf Seite 24 erläutert

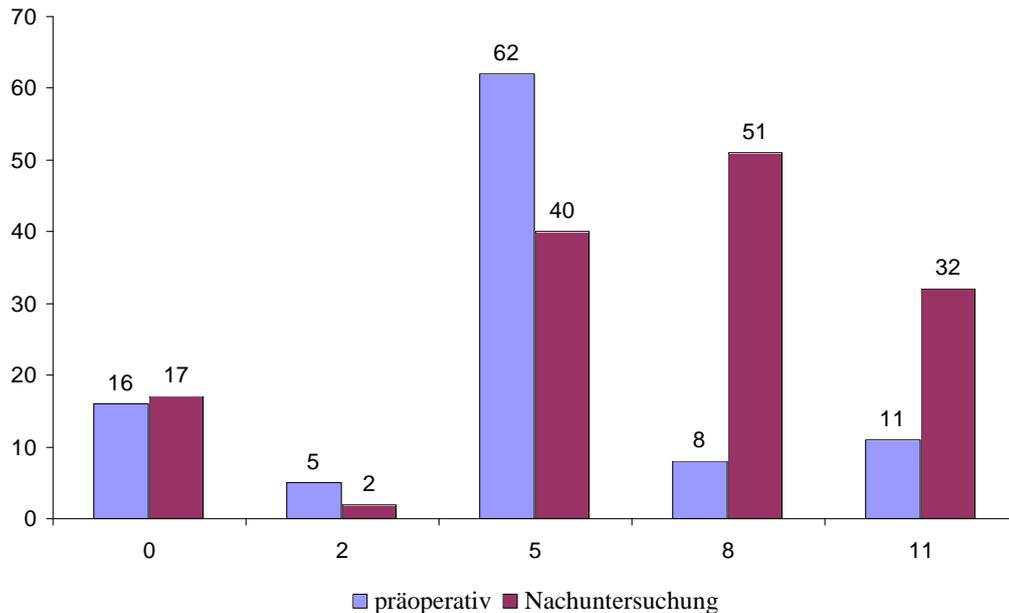


Abbildung 5.10: Gehstrecke Harris Hipscore (Punkte)

wurden 0 Punkte für Strecken zwischen Stuhl und Bett, 2 innerhalb der Wohnung, 5 bis 500 m, 8 bis 1500 m und 11 darüber vergeben. Neben der deutlichen Verbesserung der Gehstrecke während des Nachuntersuchungszeitraums kam es bei einigen Patienten zu keiner Veränderung oder gar einer Verkürzung der Gehstrecke. Die Anzahl der Patienten, mit minimaler Mobilität (zwischen Bett und Stuhl) ist demnach nahezu gleich geblieben. Bei zwei Patienten (drei Implantaten) andere limitierende Faktoren vor, so daß diese präoperativ nicht mit ausgewertet wurden.

5.6.3 Aktivitätsgrad

Treppensteigen

Neben der unerfreulichen Tatsache das einige Patienten nur noch zu Hause mobil sind kann bei der Untersuchung der Patienten während der Nachuntersuchung positiv vermerkt werden, daß bis auf einen Patienten alle selbständig Treppe steigen konnten. Die Halbierung der Anzahl der Patienten die auf irgend eine Weise Treppen bewältigen ist ebenfalls als günstig zu bewerten (vgl. Aufzählung 4.4.3 auf Seite 25) ⁹.

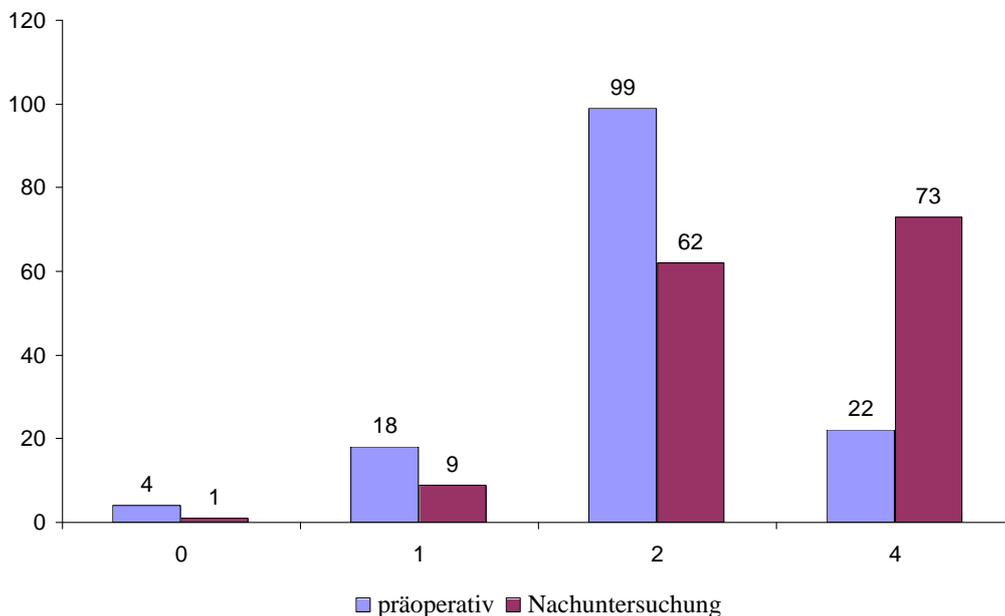


Abbildung 5.11: Treppensteigen Harris Hipscore

Die Summe aller Patienten, die in der Lage sind Treppen zu Steigen hat sich Abbildung 5.11 zufolge nicht wesentlich verändert. Auffällig ist, daß die Hälfte der Patienten während der Nachuntersuchung in der Lage waren ohne Geländer treppauf oder –ab zu steigen.

Schuhe und Strümpfe anziehen

Die Möglichkeit der Patienten Schuhe und Strümpfe anzuziehen konnte vergleichbar mit den Ergebnissen beim Treppensteigen nicht wesentlich verbessert werden. Betrachtet man Abbildung 5.12 auf Seite 61 haben 10% der

⁹4 Punkte normal, 2 mit Geländer, 1 irgendwie, 0 nicht möglich

Patienten von der H-TEP insoweit profitiert, daß sie in der Lage sind ihre Schuhe und Strümpfe selbständig an- und auszuziehen (vgl. 4.4.3 auf Seite 25) ¹⁰.

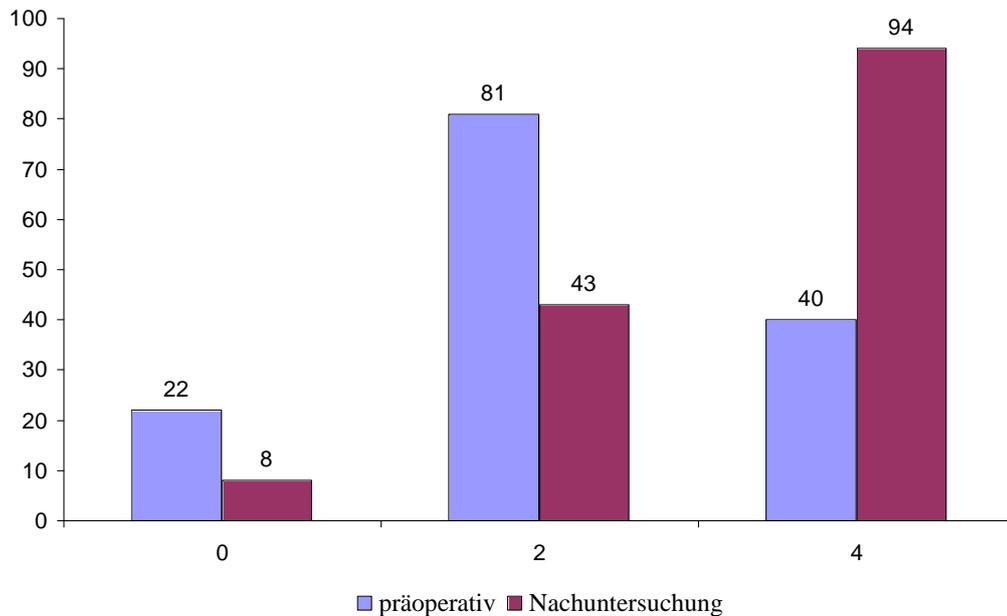


Abbildung 5.12: Schuhe und Strümpfe anziehen Harris Hipscore

Nutzung Öffentlicher Verkehrsmittel

Die Nutzung öffentlicher Verkehrsmittel konnte von 73,9% auf 85,5% gesteigert werden. Die in Tabelle 5.7 angegebenen 0 Punkte entsprechen „nicht möglich“ bzw. 1 Punkt „möglich“.

Tabelle 5.7: Nutzung Öffentlicher Verkehrsmittel

Punkte	präoperativ	Nachuntersuchung
nicht möglich	36 (26,1%)	20 (14,5%)
möglich	102 (73,9%)	118 (85,5%)

¹⁰4 Punkte einfach, 2 Punkte mit Mühe, 0 Punkte nicht möglich

Die Sitzfähigkeit der Patienten

Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Sitzfähigkeit der Patienten. Wie in Abbildung 5.13 auf Seite 62 zu sehen, konnte die Anzahl der Patienten die bequem auf einem Stuhl sitzen können von 67% auf über 88% gesteigert werden. Weiterhin konnte die Anzahl der Patienten, die nicht bequem sitzen konnten, von 10% auf 5% reduziert werden (vgl. Zuordnung 4.4.3 auf Seite 25) ¹¹.

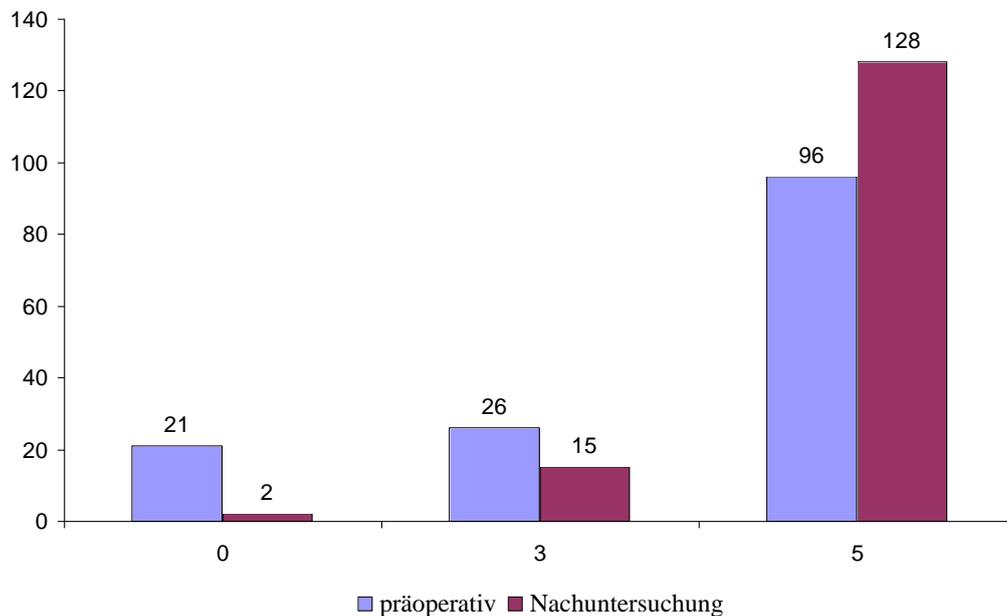


Abbildung 5.13: Sitzen Harris Hipscore

5.6.4 Deformitäten und Bewegungsausmaß

Deformitäten

Die Liste der Deformitäten ist unter 4.4.4 auf Seite 27 beschrieben. Entsprechend dem Schema des Harris Hip Score werden 4 Punkte für fehlende und 0 Punkte bei Vorhandensein einer der vier definierten Deformitäten vergeben. Tabelle 5.8 auf Seite 63 läßt sich entnehmen, daß es verglichen mit der präoperativen Ausgangssituation zu einer Zunahme der Deformitäten gekommen ist.

¹¹5 Punkte konfortabel, 3 erhöht bis 30 Minute, 0 nicht konfortabel

Tabelle 5.8: Deformitäten ($n=119$)

Punkte	präoperativ	Nachuntersuchung
0	1,7%	6,9%
4	98,3%	93,1%

Eine der Hauptursachen für Deformitäten waren postoperative Beinlängendifferenzen.

Bewegungsausmaße

Die Berechnung der Bewegungsausmaße ist unter 4.4.4 auf Seite 26 dargestellt. Es ist zu erkennen, daß zur Zeit der Nachuntersuchung insbesondere eine Verschiebung der Punktwerte von drei nach vier stattgefunden hat. Zusätzlich kam es zu einer Abnahme von einer und zweier Werten.

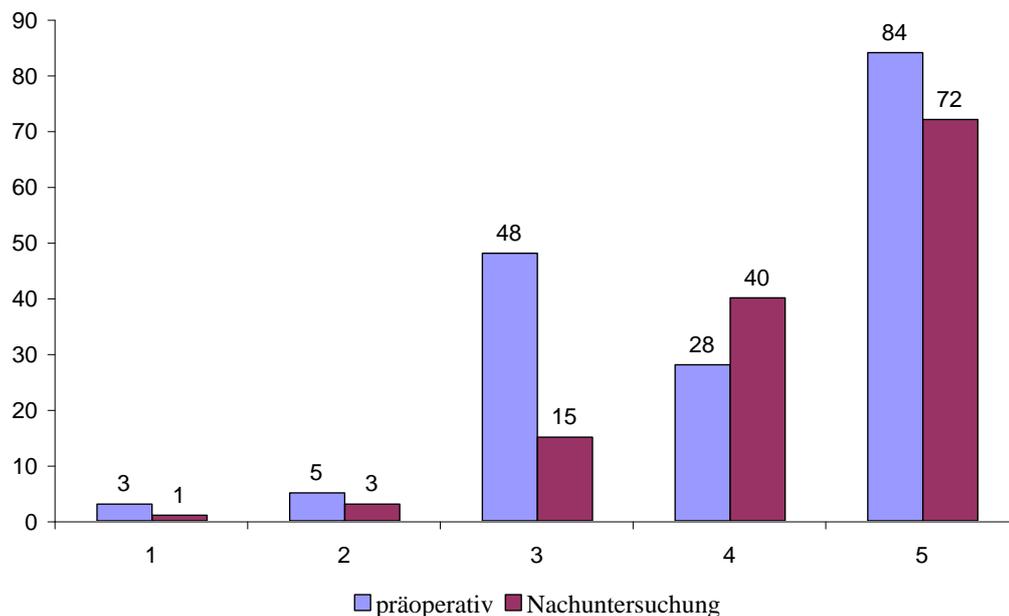


Abbildung 5.14: Bewegungsausmaß gemäß dem Harris Hip Score

Wie der Abbildung 5.14 auf Seite 63 zu entnehmen ist konnten $n = 119$ Patienten untersucht werden. Präoperative lag der Median bei 4,55 Punkten (Mittelwert 4,2 Punkte), während der Nachuntersuchung bei 5 Punkten (Mittelwert 4,5 Punkte).

5.7 Komplikationen und Infektverläufe

In diesem Abschnitt werden intraoperative, stationäre und poststationäre Auffälligkeiten beschrieben, die sich bis einschließlich der Nachuntersuchung ereignet haben. Jede gefundene Komplikation wurde in Gruppen¹² unterteilt.

5.7.1 Intraoperative Komplikationen

Im Rahmen der operativen Versorgung der Patienten kam es zu unvorhergesehenen Ereignissen deren Verteilung sich bei $n = 235$ implantierten Hüftkünstgelenken wie folgt darstellt:

1. Zwei **Trochanterabrisse** bei
 - einer Patientin mit primärer Coxarthrose und
 - und einer Patientin mit chronischer Polyarthritits.
2. Zwei **Schaftperforationen** während der Implantation zementierter Schäfte bei
 - einer Frau mit primärer Coxarthrose und
 - einem Mann mit primärer Coxarthrose.
3. Eine **Acetabulumperforation** bei
 - einer Frau mit rheumatoider Coxarthritits

Fünf intraoperative Komplikationen entsprechen einem prozentualen Anteil von 2,1% bei $n = 235$ Operationen.

¹²komplikationslos, pulmonale, kardiovaskuläre, thrombembolische, Niereninsuffizienz, Infektion der ableitenden Harnwege, OP-pflichtige Nachblutungen, Serom/Hämatom, Wunddehisziens bis zur Fascie, Wunddehisziens über die Fascie hinausgehend, Wundrötung, Wundeiterung, Wundeiterung über die Fascie hinausgehend, Osteomyelitis, Weichteilabszeß, Fistel, Anatomische Fehlstellung, Luxation, Implantatbruch, Unzureichende Position der Endoprothese, Decubitus, periphere Nervenläsion, Sonstige.

5.7.2 Frühkomplikationen

Während der postoperativen, stationären Phase konnten von $n = 226$ postoperativen Verläufen Daten erhoben werden. In 9 Fällen war die Dokumentation nicht ausreichend, so daß keine Daten erhoben werden konnten. 5,3% der Patienten erlitten typische Hospitalisationserkrankungen, die noch während des stationären Aufenthaltes zur Ausheilung gebracht wurden. Im Einzelnen wurden:

1. vier (1,8%) Harnwegsinfektionen,
2. vier (1,8%) Wundheilungsstörungen,
3. zwei (0,9%) pulmonale Infekte,
4. zwei (0,9%) Thrombembolien,
5. eine (0,4%) Luxation und
6. vier (1,8%) sonstige Komplikationen festgestellt.

Die Wundheilungsstörungen im einzelnen teilen sich wie folgt auf:

1. Serom/Hämatom 1.Tag → 78.Tag Spätinfekt, Revision.
2. Wunddehizens bis zur Faszie 15.Tag → sekundäre Wundheilung.
3. Serom/Hämatom 7.Tag → Revision.
4. Wundeiterung 27.Tag → Fistelrevision mit Septopalketten 41.Tag.

Die Prothesenversager werden unter 5.9 auf Seite 73 näher beschrieben.

5.8 Radiologische Merkmale

Nach der Beschreibung der klinischen Merkmale, erfolgt die Besprechung der radiologischen Ergebnisse von proximal (Pfannenlager) nach distal (Prothesenspitze).

5.8.1 Die Pfannenwinkel, –umrandungen, -wanderungen

Da lediglich bei 23 untersuchten Hüftkunstgelenken zwei zu vergleichende Beckenübersichtsaufnahmen vorlagen konnten sowohl die Pfanneneingangswinkel als auch die –wanderungen nicht mit ausreichend niedriger Irrtumswahrscheinlichkeit überprüft werden. Im direkten Vergleich der postoperativ durchgeführten a.p.–Aufnahmen und der Beckenübersichtsaufnahmen der operierten Hüftgelenke fielen dennoch einige Pfannenwanderungen auf. Da eine Pfannenwanderung immer den Verdacht auf eine Lockerung weckt, kommt der prognostischen Aussagefähigkeit der Pfannensäume eine besondere Bedeutung zu. Wie unter 4.1 auf Seite 32 beschrieben, wurde die Pfannenbe-
randung zunächst in drei Zonen von je 60° unterteilt von cranio–lateral Zone 1 bis caudo–medial Zone 3.

Von den 131 nachuntersuchten H–TEP waren bereits 10 Pfannenwechsel erfolgt, 2 weitere Pfannen konnten wegen mangelnder Belichtung nicht ausgewertet werden. Von den verbliebenen 119 Pfannen wiesen 94 (79%) keinen Saum auf, 25 (21%) mindestens einen ($n = 119$). Als Pfannensaum wurden Prothesen–Knochenabstände > 2 mm angesehen. Im Unterschied hierzu wurden die in Tabelle 5.9 auf Seite 66 aufgeführten Werte zur Berechnung von Median und Mittelwert verwendet. In der Tabelle sind nur die Pfannen aufgeführt, welche mindestens einen Saum aufwiesen.

Tabelle 5.9: Pfannensäume 1–3, (in mm, $n=25$)

Zone	Median	Mittelwert	ja (%)	nein (%)
1	0	1,13	24,0 %	76,0 %
2	2,8	3,14	92,0 %	8,0 %
3	0	3,52	48,0 %	52,0 %

Waren Pfannenrandsäume vorhanden, dann häufig in Zone 2. Fortlaufende Säume zwischen mindestens zwei Zonen fanden sich bei 6 (5%) der untersuchten Hüftkunstgelenke ($n = 119$).

Betrachtet man die Anzahl Saumgrößen über 2 mm pro Zone so sieht die Verteilung wie folgt aus:

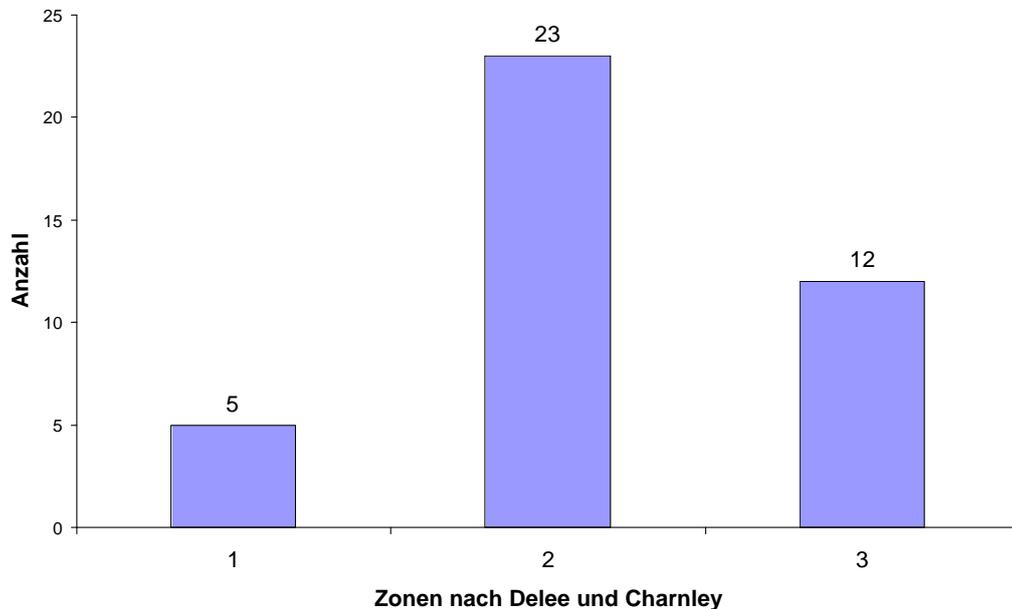


Abbildung 5.15: Pfannenzonen-Säume ($n = 25$)

Abbildung 5.15 ist zu entnehmen, daß die meisten Säume in Zone 2 zu finden sind. Säume um Verankerungsschrauben waren dagegen selten und kamen bei einer von ($n = 130$) Schrauben vor, welches einem prozentualen Anteil von 0,7% entspricht. Drei (2,3%) der $n = 130$ Schrauben brachen. Andere Oberflächendefekte, beispielsweise bei SG-Pfannen konnten nicht nachgewiesen werden ($n = 35$).

5.8.2 Der Kunstkopf

Als Gleitpartner des PE-Inlays ist der Kunstkopf aufgrund seines geringen Abriebverhaltens radiologisch schlecht zu untersuchen. In einem Fall fiel jedoch als eindeutige Veränderung, ein Keramikkopfbruch, auf, der unter 5.11.1 auf Seite 79 näher beschrieben wird. Alle anderen Kunstköpfe blieben unbeschädigt.

5.8.3 Winkel und achsenparallele Verschiebungen des Schafts

Im Rahmen der Vermessung der Prothesenschäfte konnten $n = 64$ zementierte und $n = 55$ zementfreie Implantate berücksichtigt werden. 4 komplette Prothesen waren bereits gewechselt worden, 6 weitere waren nach einem Pfannenwechsel in situ belassen worden und 2 Röntgenbilder konnten nicht ausgewertet werden. Die 6 genannten Schäfte wurden wegen einer möglichen intraoperativen Lageveränderung oder Modifikation des Hauptlastvektors nicht mit berücksichtigt. Das Ziel, den Schaft leicht valgisch zu implantieren, kommt einer negativen Winkelabweichung gleich. Die im Folgenden angegebenen positiven Winkel beschreiben demnach eine varische¹³ Drehung zur Femurachse. Nach der Operation lag der postoperative, mediane Schaft–Femurachsenwinkel bei zementfreien Schäften bei $1,8^\circ$, bei zementierten Schäften bei $2,1^\circ$ ($n = 119$, $p = 0,88$). Die mediane Winkeländerung der Schaft–/Femurachse betrug bei zementfreien Schäften $0,3$ Grad, bei Patienten mit zementierten Schäften 0 Grad ($n = 119$, $p = 0,95$). Es war demnach zu einer statistisch nicht relevanten Varisierung der Prothesen– im Vergleich zur Femurschaftachse gekommen. Im Rahmen der weiteren Betrachtung des Schafts, wurden axiale Bewegungen im Femur gemessen. Positive Werte waren Ausdruck der Schaftbewegung nach caudal, was einem „Einsinken“ des Schafts in den Femurschaft entspricht. Die mediane zementfreie Schaftbewegung lag bei $0,95$ mm, diejenige zementierter Schäfte bei $0,1$ mm ($n = 119$, $p = 0,65$). Zwischen Implantattechniken, Diagnosen oder Geschlecht konnten keine Unterschiede herausgearbeitet werden.

5.8.4 Der zementierte Schaft (Oberflächenübergänge, Zementbrüche)

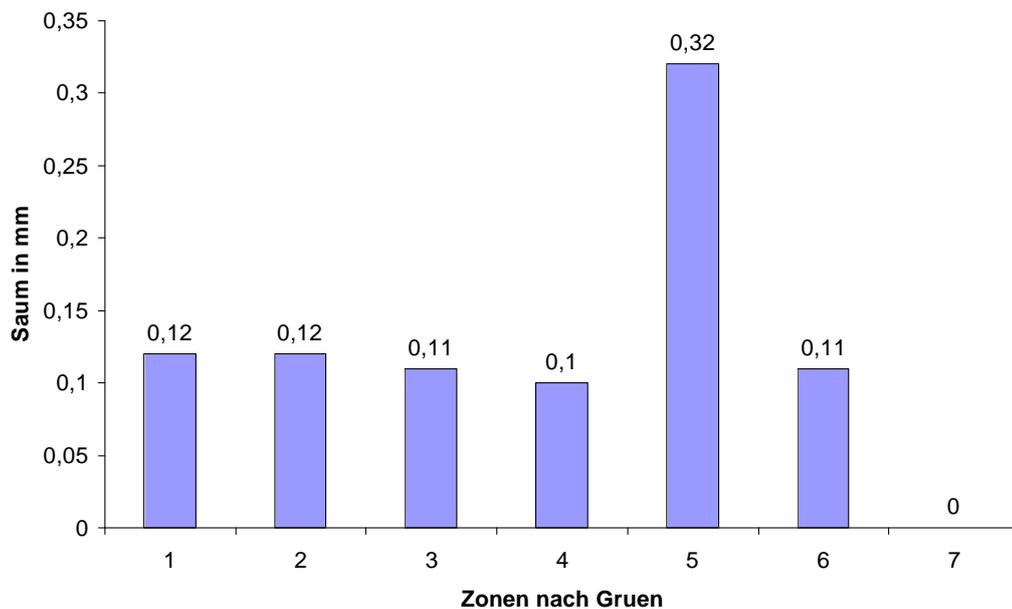
Der Beschreibung der Schaftbewegungen, welche sowohl auf zementierte als auch auf zementfreie Schäfte angewandt werden, folgen Beschreibungen zementspezifischer Merkmale. Innerhalb der Untersuchung wurden Prothese–Zement– bzw. Zement–Knochengrenzflächen und Zementbrüche untersucht. Tabelle 5.10 auf Seite 69 ist zu entnehmen, daß Zementbrüche in proximalen Prothesenanteilen, der Zonen eins, zwei, sechs und sieben häufiger als distal in den Zonen 3–5 zu finden sind. Säume zwischen Schaft und Zement sind selten zu sehen. Werden Abstände zwischen Schaft und Zement vermessen,

¹³Dies entspricht einer Wanderung der Prothesenspitze in der Frontalebene nach lateral

Tabelle 5.10: Zonen-Zementbrüche, ($n = 64$)

Zone	Zementbrüche	(%)
1	5	(7.8%)
2	5	(7.8%)
3	4	(6.3%)
4	2	(3.1%)
5	4	(6.3%)
6	5	(7.8%)
7	5	(7.8%)

sofern diese vorhanden sind, ergeben sich für alle Zonen Mediane von 0 mm. Die Mittelwerte, nach Zonen zugeordnet sind wie folgt verteilt:

Abbildung 5.16: Zonen-Zement-Schaftsäume (Mittelwert, $n = 64$)

Im Gegensatz hierzu sind die lateralen Zement-Schaft-Säume mit 0,11 – 0,12 mm weitestgehend konstant. Die Mediane der Zonen 1–7 lagen bei 0 mm.

5.8.5 Saumbildungen im Bereich des femuralen Prothesenlager

Das Hauptinteresse im Rahmen der Untersuchung zementierter und zementfreier Prothesenschäfte liegt in der Prothesen–Knochenverbindung, der Prothesen–Zementkontakt ist dagegen von untergeordneter Bedeutung. Bei der zementfreien Prothese interessiert die Grenzzone zwischen der metallenen Schaftoberfläche und der Innenkortikalis. Bei beiden Verankerungstechniken handelt es sich um Verbindungen zwischen einer organischen vitalen mit einer anorganischen avitalen Komponente. Um zumindest den Femurinnenkortikalis–Prothesenkontakt vergleichen zu können, wurden die jeweiligen Saumweiten bei zementierten und zementfreien Schäften vermessen und in Abbildung 5.17 zusammengefaßt. Es konnten $n = 119$ zementierte und zementfreie Prothesenschäfte auf knochen nahe Säume untersucht werden. Der P–Wert $> 0,2$ läßt keine statistisch auffälligen Unterschiede erkennen. Während bei zementierten Schaftverankerungen häufig Säume in den Zonen 1, 2 und 7 zu finden waren, sind Säume zementfreier Schäfte am ehesten in den Zonen 5–7 zu erkennen.

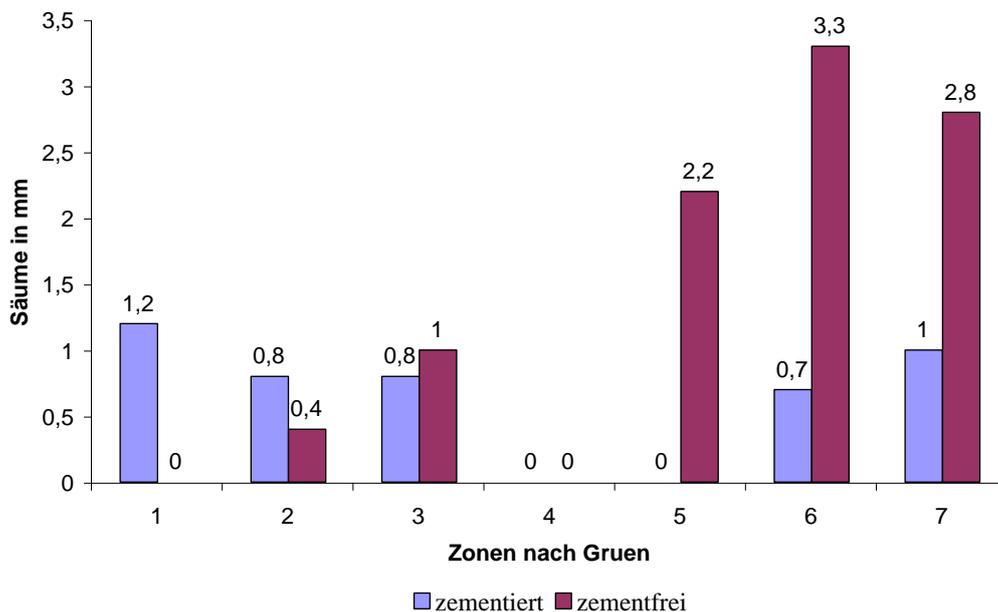


Abbildung 5.17: Zonen–Zement/Zementfrei–Knochensäume ($n = 119$)

Die Mittelwerte der zementfreien Gruppe liegen innerhalb der Zonen 5–7 zwischen 2,5 mm und 3,5 mm; in den Zonen 1–3 zwischen 1,5 mm und 1,9 mm. Die gemessenen Werte von Patienten mit zementierten Prothesen liegen im

Unterschied hierzu in den Zonen 3–5 unter 1 mm, bei allen anderen Zonen zwischen 1,0 mm und 1,9 mm. Erklären lassen sich die Unterschiede durch die Bearbeitung des Markraumes. Mittels unterschiedlich großer, den einzelnen Schaftgrößen ähnelnder Raspeln, wird versucht, die Markraumform der Schaftform anzupassen. Da sich Zement während der Implantation der Innenkortikalis anpaßt, kommt es zu einem engen Kontakt zur Kortikalis. Bei den zementfreien Prothesen ist der primäre Kontakt zwischen Schaft und Innenkortikalis ausschließlich durch die Präparation des Markraums bestimmt, dies bedeutet, daß keine 100% Prothesen–Knochenkontakt vorhanden ist.

5.8.6 Brooker–Index

Das zuletzt untersuchte Merkmal ist die Ausbildung heterotoper Ossifikationen. In Abbildung 5.18 auf Seite 71 ist dieses Merkmal nach Verankerungstechniken unterteilt. Statistische Unterschiede zwischen zementierten und zementfreien Verankerungen sind nicht zu finden.

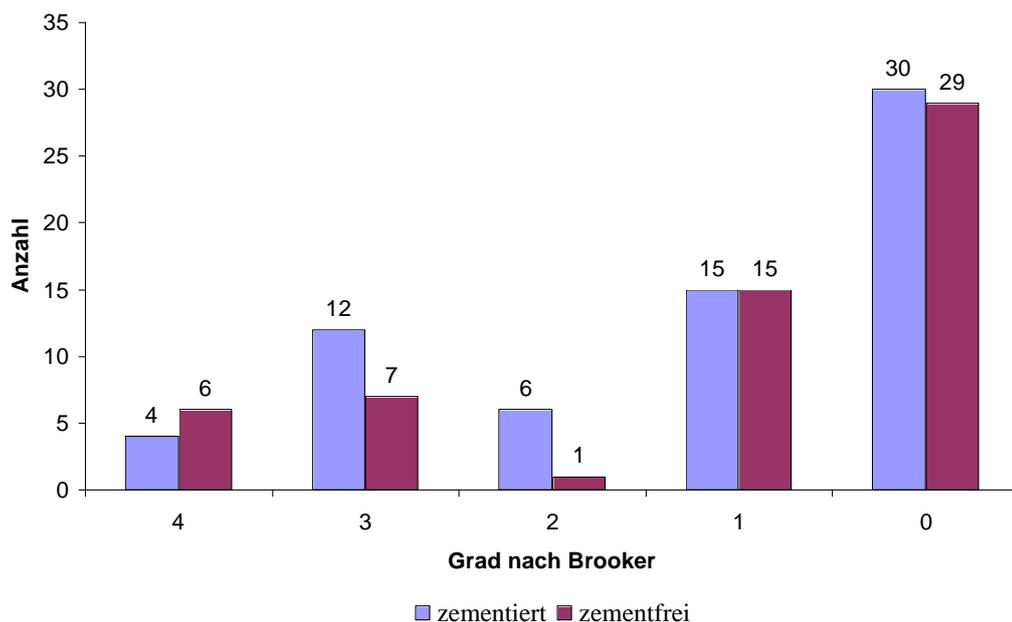


Abbildung 5.18: Brooker–Index ($n = 125, p = 0,84$)

5.8.7 Änderungen der Kortikalisdicke

Nach Implantation des Schafts nimmt das Femur die über die Innenkortikalis einwirkenden Kräfte auf. Es kommt daraufhin je nach Belastung zu einer Zu- oder Abnahme der Kortikalisdicke. Der Vergleich zementierter versus zementfreier Implantationstechniken ist der Abbildung 5.19 zu entnehmen::

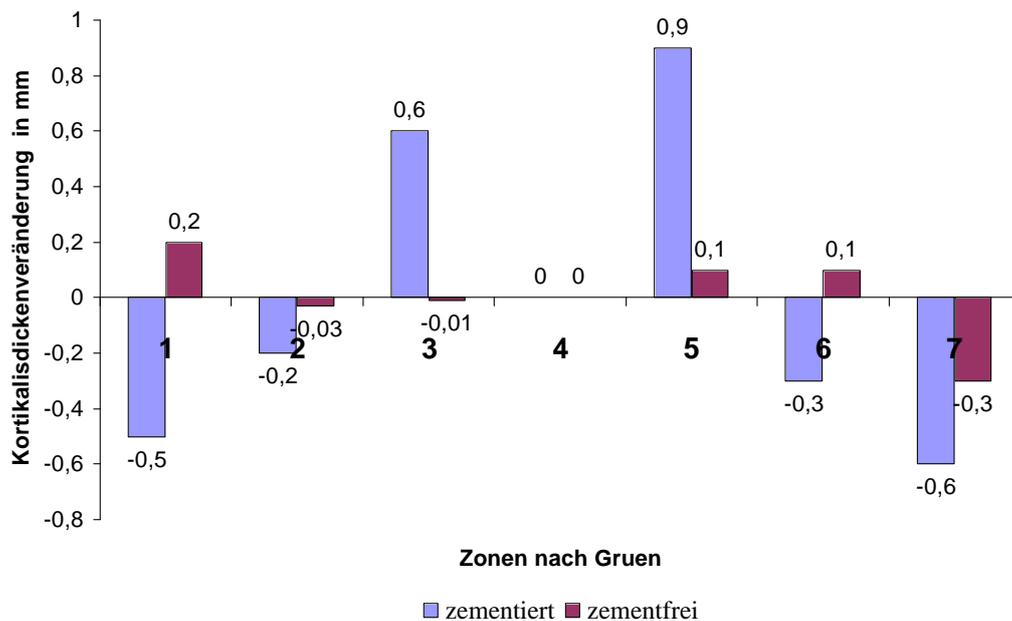


Abbildung 5.19: Kortikalisdicken-Veränderung ($n = 119$)

In Zone 4 und 5 waren bei zementierten Schäften die größten Kortikalisdickenzunahmen (max. 0,9 mm) zu erkennen, die stärksten Abnahmen dagegen in Zone 1 und 7 (0,5 und 0,6 mm). Im Gegensatz zu den fast 1 mm messenden Kortikalisveränderungen bei zementierten Prothesenschäften lagen die Veränderungen bei zementfreien Prothesenschäften bei maximal 0,3 mm.

5.9 Wechseloperationen

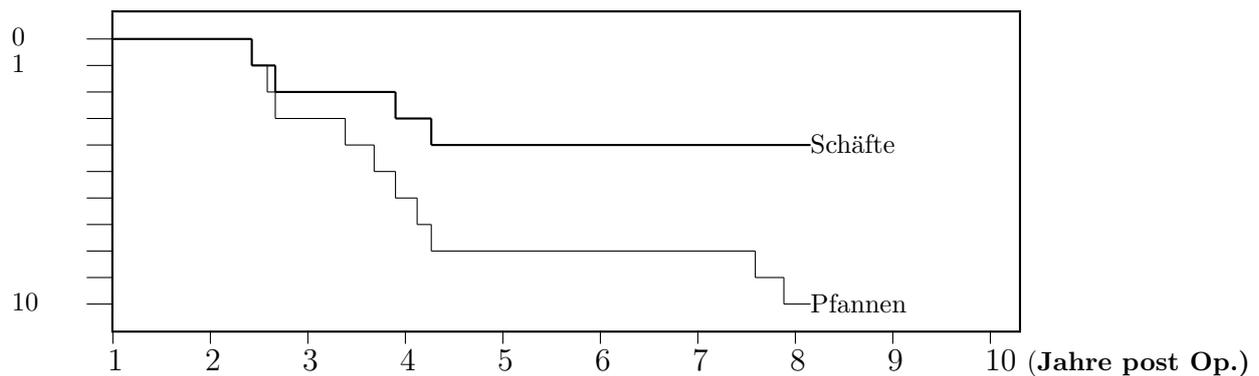
Bis zur Nachuntersuchung waren bereits 10 Wechseloperationen aufgrund aseptischer Prothesenlockerungen erfolgt ($n = 188$).

Diese gliedern sich auf in:

- 6 Pfannenwechsel
- 4 Komplettwechsel (Pfannen & Schaft)

Aus den genannten Daten ergibt sich folgende Pfannen- und Komplettwechselzeitpunkte ¹⁴:

Abbildung 5.20: Pfannen- und Komplettwechsel bis Nachuntersuchung



Wie Abbildung 5.20 zu entnehmen ist, waren zwischen dem 4. und 7. postoperativem Jahr keine Pfannen- oder Schaftwechsel erfolgt.

¹⁴Als Schlußpunkt wurde der längste Nachuntersuchungszeitraum gewählt

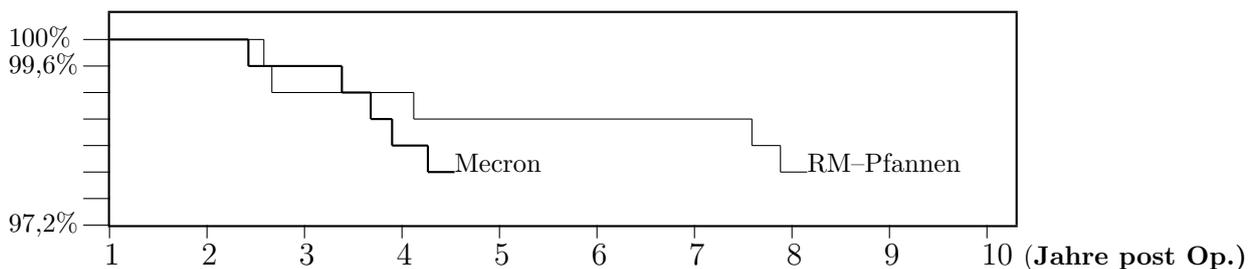
5.9.1 Pfannenlockerungen

Betrachtet man die Pfannenlockerungen isoliert, erkennt man, daß sowohl Mecron- als auch RM-Pfannen, nicht jedoch ESKA-Pfannen gewechselt werden mußten ($n = 188$):

5	RM-Pfannen
5	Mecron-Pfannen

Die folgende Abbildung 5.21 stellt den Zusammenhang zwischen dem Wechselzeitpunkt und dem Pfannenmodell her ($n = 188$):

Abbildung 5.21: Pfannenmodelle (Wechselzeiten)



Der unter 5.21 dargestellten Kurve kann entnommen werden, daß fünf Mecron-Pfannen bis zum 4. postoperativen Jahr, danach jedoch keine mehr gewechselt werden mußten. Anders verhält es sich bei RM-Pfannenwechsell, die während zweier unterschiedlicher Zeiträume durchgeführt wurden. Es kam hierbei zu vermehrten Wechseloperationen vor dem 4. und nach dem 7. postoperativen Jahr. Diese Beobachtung läßt vermuten, daß zwei Mechanismen für diesen Effekt verantwortlich sind. Zusätzlich zu den genannten Prothesenwechsell fielen 10 zusätzliche Pfannenlockerungen im Rahmen der Nachuntersuchung auf. Bei zwei Pfannenlockerungen wurde ein Wechseltermin vereinbart. Bei acht von zehn Patienten mit Pfannenlockerung wurde auf einen Pfannenwechsel verzichtet. Dabei wurde entweder dem Wunsch des Patienten entsprochen oder aber das Op-Risiko war wegen diverser Nebenerkrankungen zu hoch. Alle acht genannten Patienten beklagten zwar Schmerzen und Funktionseinschränkungen im Bereich des implantierten Hüftkniegelenkes, kamen aber mit der Gesamtsituation zurecht.

5.9.2 Schaftlockerungen

Im Gegensatz zu Pfannen- wurden Schaftwechsel nur bei vier Patienten durchgeführt. Alle vier Wechseloperationen wurden bei zementierten Schäften festgestellt. Hierbei waren jeweils zwei Schäfte der Firma ESKA ($n = 63$) und zwei Müller Geradschäfte ($n = 76$) betroffen. Alle vier Schäfte wurden in Verbindung mit den Pfannen gewechselt.

5.10 Prothesenversager

176 Patienten (188 H-TEP) konnten während der Nachuntersuchungsphase direkt oder über Angehörige bezüglich der implantierten Prothesen befragt werden. Betrachtet man die bereits gewechselten Prothesen und die gelockerten Prothesen, fällt dabei folgendes Verteilungsmuster auf:

6	Pfannenwechsel
4	Komplettwechsel (Pfannen & Schaft)
8	Pfannenlockerungen ohne Op-Planung
2	Pfannenlockerungen mit vorgesehener Wechseloperation
1	Keramikkopfbruch mit vorgesehener Wechseloperation

21 Gesamtkomplikationen ($n = 188$)

Die in der Abbildung 5.22 dargestellte Verteilung zeigt das schon beschriebene Lockerungsverhalten sowohl der RM- sowie der Mecron-Pfannen mit den jeweiligen Wechseln bis zur Nachuntersuchung.

Zusätzlich werden die zur Zeit der Nachuntersuchung gefundenen Pfannenlockerungen angezeigt:

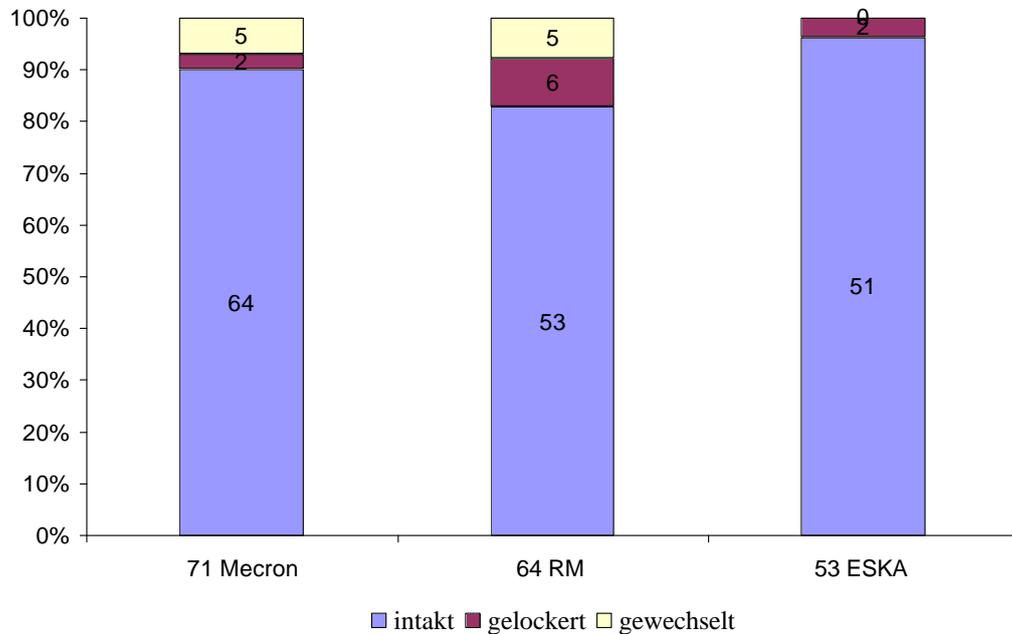


Abbildung 5.22: Pfannenwechsel und -lockerungen ($n = 188$)

Im Gegensatz zur gleichmäßigen Verteilung der bereits gewechselten Pfannen konnten zur Zeit der Nachuntersuchung vermehrt Lockerungen bei Patienten mit implantierten RM-Pfannen festgestellt werden. Demnach war die Zahl der Lockerungen bei RM-Pfannen dreimal so häufig wie bei Mecron- und ESKA-Pfannen, die Zahl der bereits gewechselten Pfannen lag sowohl bei Mecron- als auch bei ESKA-Pfannen bei fünf.

5.10.1 Lockerungsursachen

Für Pfannenlockerungen kommen einige relevante Ursachen festgestellt werden:

Tabelle 5.11: Prothesenversager-Pfannentypen, ($n=188$, $p=0,042$)

Verankerung	Fest	Gelockert	\sum (%)
RM-Pfanne	53 (79,7%)	11 (20,3%)	64 (34,0%)
andere Pfannen	115 (92,7%)	9 (7,3%)	124 (66,0%)
\sum	168 (88,3%)	20 (11,7%)	188 (100,0%)

Statistische Unterschiede zwischen SG- und Mecron-Pfannen waren nicht zu erkennen. Die Ausbildung eines, auf eine Zone begrenzten Pfannenrandsaumes konnte ebenfalls als Lockerungsursache ausgemacht werden. Die in Tabelle 5.12 erfaßten Pfannenrandsäume maßen mindestens 1,3 mm.

Tabelle 5.12: Pfannenversager-Pfannensaum ($n=119$, $p=3,9^{-3}$)

Verankerung	Fest	Gelockert	\sum (%)
Pfannensaum	19 (76,0%)	6 (24,0%)	25 (21,0%)
ohne Pfannensaum	91 (96,8%)	3 (3,2%)	94 (79,0%)
\sum	110 (92,4%)	9 (7,6%)	119 (100,0%)

Eine Verbindung zwischen „singulären“ Pfannenrandsäumen und Pfannenlockerungen kann bei einem P-Wert von $p = 3,9^{-3}$ hergestellt werden. Anders verhält es sich bei Patienten mit fortlaufenden Pfannenberandungssäumen, hier kann kein Zusammenhang mit vermehrten Pfannenlockerungsraten festgestellt werden ($p = 1$, $n = 119$).

Eine Korrelation zwischen Spongiosaplastik und Prothesenversager konnte ebenfalls nicht hergestellt werden: Die in Tabelle 5.13 dargestellten Zahlen

Tabelle 5.13: Prothesenversagen–Spongiosaplastik, ($n=214$, $p=0,58$)

Spongiosaplastik	Fest	Gelockert	Σ (%)
ja	53 (89,8%)	6 (10,2%)	59 (100,0%)
nein	143 (92,3%)	12 (7,7%)	155 (100,0%)

lassen zum einen eine geringe Zunahme der Pfannenlockerungen nach Spongiosaplastiken der Pfanne erkennen, die Irrtumswahrscheinlichkeit ist mit 58% jedoch sehr hoch. Die Menge der Blutkonserven¹⁵ war ebenfalls nicht als Ursache einer Lockerung oder eines Wechsels auszumachen ($p = 0,6$, $n = 213$).

5.11 Fallbeispiele

Abschließend zu diesem Kapitel sollen noch zwei interessante Fälle beschrieben werden, deren Verlauf ungewöhnlich ist.

¹⁵Hier wurde kein Unterschied zwischen Fremd- oder Eigenblut gemacht

5.11.1 Keramikkopfbruch

Der erste Fall betrifft einen zum Zeitpunkt der Operation 54-jährigen, normal-gewichtigen Mann. Postoperativ war der Patient bis einige Monate vor der Nachuntersuchung beschwerdefrei und mit seinem Hüftkunstgelenk voll zufrieden. Es gab keinen Hinweis auf ein Prothesenversagen. Der Patient gab an, keine Schmerzen zu haben und verneinte Analgetikagebrauch. Er gab eine „mäßige Arbeitsfähigkeit“ im Sinne der auf Seite 20 unter 4.2.3 formulierten Gruppierung an. Es kam dann, während Gartenarbeiten bei einem Spatenstich zu einem knackenden Geräusch. Die Röntgenbilder 5.23 – 5.26 zeigen den Verlauf eines Keramikkopfbruchs. Die Schmerzen wurden

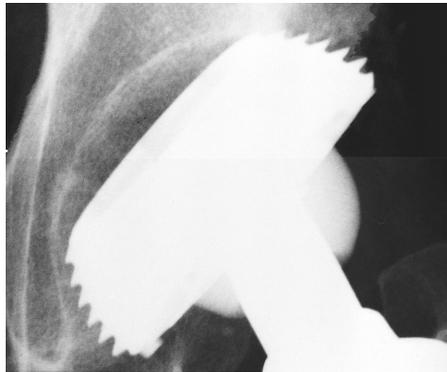


Abbildung 5.23: 17.05.1989

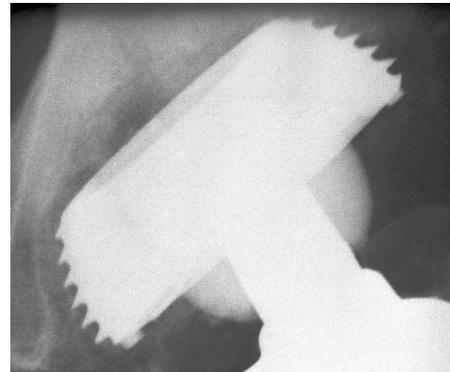


Abbildung 5.24: 24.11.1994



Abbildung 5.25: 19.04.1995



Abbildung 5.26: 10.05.1995

von dem Patienten zunächst noch als gering, später als deutlich progredient angegeben. Die Röntgenaufnahme vom 24.11.1994 wurde zunächst bei mäßigen Beschwerden des Patienten als unauffällig befundet, so daß die Diagnose

„Kunstkopfbruch“ erst am 19.04.1995 gestellt wurde. Wegen zerstörte Konus und zersörter Kunstpfanne erfolgte sodann ein kompletter Prothesenwechsel.

5.11.2 Femurperforation

Als zweiter Fall soll eine Patientin mit Schaftperforation vorgestellt werden. Es handelt sich um eine zum Zeitpunkt der Operation 76 Jahre alte Dame, deren zementierter Schaft nach lateral durch das Femur perforiert war und dort belassen wurde. Radiologisch ist, wie auf den Abbildungen 5.27 und 5.28 zu sehen ist, keine Lockerung zu erkennen:

Das Gewicht der Patientin lag bei 50 kg, bei einer Körpergröße von



Abbildung 5.27: 17.05.1989



Abbildung 5.28: 24.11.1994

1,60 m. Die Patientin gab bei der Nachuntersuchung an, keinerlei Schmerzen zu haben. Die Beweglichkeit der operierten, linken Hüfte betrug: Extension/Flexion 100-0-0, Abduktion und Adduktion 10-0-20 und Außen-/Innenrotation 20-0-10 Grad, Trendelenburg- und Duchennezeichen waren negativ. Die Mobilität der Patientin war nicht eingeschränkt, lediglich das Liegen auf der operierten Seite bereitete ihr zeitweise Schmerzen.

Betrachtet man die perforierte Prothesenspitze im Detail erkennt man in Abbildung 5.29 den Markraumsperrer medio-proximal des Prothesenendes. In Abbildung 5.30 ist die Schaftspitze knöchern umbaut, eine Lockerung ist nicht zu erkennen.

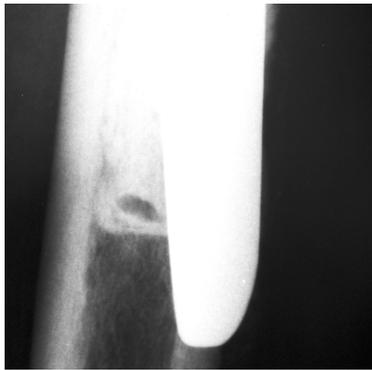


Abbildung 5.29: 17.05.1989



Abbildung 5.30: 10.05.1995

5.11.3 Spongiosaplastiken

Im letzten Fallbeispiel wird das Ergebnis nach einer Spongiosaplastik gezeigt. Es handelt sich bei der Patientin um eine zur Zeit der Nachuntersuchung 52jährige Frau, die mit der Einweisungsdiagnose einer rheumatoiden Coxarthrits stationär aufgenommen wurde. Wegen ihrer rheumatischen Erkrankung nahm die Patientin sowohl prä- als auch postoperativ Cortison ein. Intraoperativ erhielt sie eine autologe Pfannenplastik. Trotz des radiologisch zufriedenstellenden Ergebnisses konnte keine Schmerzinderung bei der Patientin erreicht werden. Auch das Gangbild mit 7 Punkten und der Aktivitätsgrad mit 5 Punkten nach dem Harris Hip Score konnten nicht verbessert werden. Betrachtet man sich das radiologische Ergebnis, so erkennt



Abbildung 5.31: 11.10.1988

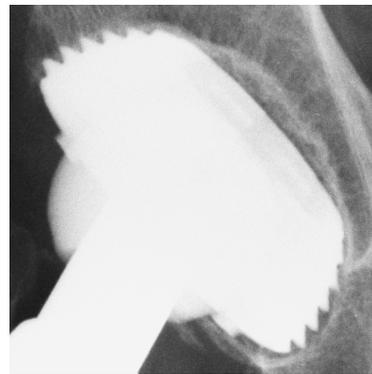


Abbildung 5.32: 23.03.1995

man in der präoperativen Aufnahme einen aufgebrauchten Gelenkspalt, mit Medialisierung und Cranialisierung des Hüftkopfes (siehe 5.31). In Abbildung 5.32 sind mehrere Punkte zu beachten zum einen ist um die Prothese eine deutlich sichtbare Sklerosezone zu erkennen. Bei genauer Betrachtung der Röntgenaufnahme erkennt man die Oberflächenstrukturierung des PE-Inlays. Im Bereich der medialen „Öffnung“ des Mecron-Rings sind einige Zacken zu erkennen, die der Kontur des Inlays entsprechen. Auf der anderen Seite sind um die Sklerosezone arkadenförmige Spongiosabälkchen zu sehen. Diese spannen eine einem Säulengewölbe vergleichbare Fläche auf. Sozusagen am Dach des Gewölbes (medio-cranial) ist eine weitere Verdichtung zu erkennen, welche dem intraoperativ freipräpariertem Pfannenlager entspricht. Es hat demnach ein Umbauvorgang stattgefunden, ein tragender Knochen ist entstanden. Da sich Form und Funktion bedingen kann bei der Betrachtung der Röntgenaufnahme ein Rückschluss auf die Belastung des Knochens

gezogen werden. Die Dichte der säulenförmigen Struktur ist in unmittelbarer Nachbarschaft zum medio-cranialen Anteil der Kunstpfanne am niedrigsten. In der Nähe der caudalen, medialen Gewindegänge ist eine höhere Verdichtung zu erkennen. In Zone 2 ist die Dichte der Knochenbälkchen dort wo das PE-Inlay Kontakt zum Knochen gewinnt zwar nicht so röntgendicht wie im Bereich der Gewindegänge aber dichter als im medialen Anteil der Zone 1.

6. Diskussion

6.1 Die intraoperativen Komplikationen

Eine häufige Komplikationen während der Implantation einer H-TEP ereignen sich während der Schaftverankerung in den Markraum. Die dabei entstandenen Femurschaftperforationen machen nach Abraham und Dimon 1992 [1] J. Schmidt et al. 1996 [72] und Urbach et al. 1997 [86] bis zu 4,6% aus. In einem der untersuchten Fälle ist der Markraumsperrer als Ursache auszumachen. Wie in Abbildung 5.29 und 5.30 auf Seite 81 zu erkennen, kam es genau auf Höhe der Markraumsperrung zur Perforation. Als Ursache der knöchernen Verletzung ist neben der Lage des Markraumsperrers die verminderte knöchernen Qualität zu nennen. Trotz der Fehlplatzierung kam es postoperativ zu keiner weiteren Schaftverschiebung. Auffällig war die knöchernen Integration der Prothesenspitze, die von einer dünnen Kortikalisschicht umgeben ist (siehe Abbildung 5.30 auf Seite 81). Als einzige funktionelle Einschränkung ist bei beiden Patienten mit Schaftperforation eine lokale Druckschmerzhaftigkeit festzustellen. Als weitere intraoperative Komplikation sind Trochanterabrisse zu nennen. Auch hier kommt es während der Operation zu einer Verletzung des Knochens. Eine therapeutische Konsequenz ergibt sich aber nur unter gewissen Bedingungen. Die von J. Schmidt et al 1996 [72], Urbach et al. 1997 [86] und Oehme und Plaaß 1997 [63] angegebenen Werte zwischen 0% und 1,7% decken sich mit den eigenen. Wichtig ist in diesem Zusammenhang, daß eine Reunion laut Glassman 1992 [31] bei Fragmentabständen von bis zu 2 cm möglich ist. Größere Distanzen verhindern eine Spontanheilung. Kommt es nicht innerhalb von 6 Monaten zu einem Zusammenwachsen, bleibt die Dislokation bestehen.

Eine intraoperative Verletzung des N. femoralis wie von van der Linde und Tonino 1997 [88] bei anterolateralen Zugängen beschrieben, hat es nicht gegeben ($n = 135$).

6.2 Postoperative Komplikationen

Eine der folgenschwersten Komplikationen ist eine Thrombembolie, die mit einer Inzidenz von 0,16 – 7% in Verbindung mit H-TEP nach Schmitz et al. 1994 [73], A. Eckhardt et al. 1995 [26] und Nassif et al. 2000 [61] zu finden ist. Die unphysiologische Beinstellung während der Implantation des Prothesenschafts ist mit für das erhöhte Thromboserisiko verantwortlich. Haller et al 1996 [38] beschreibt, daß die genannte Beinstellung zu einer bis zu 20 cm langen Kompression der V. femoralis 5–7 cm distal der Leiste führt. Zusätzlich erhöht sich das Thromboserisiko bei höherem Patientenalter und Body-Mass-Index, wie Fujita et al. 2000 [30] herausgefunden haben. Keine Erhöhung des Thromboserisikos ist laut Clarke et al. 1998 [15] bei zementierten, im Vergleich zu zementfreien H-TEP zu erkennen. Ob es bei Patienten mit höherem BMI und entsprechend größerem Oberschenkelumfang und lokalem Kompressionsdruck zu einer höheren Thromboserate kommt, bleibt unklar.

Eine weitere multifaktorielle Komplikation ist die Luxation des implantierten Hüftkünstgelenks. Es sind erhebliche Unterschiede bezüglich der prozentualen Angabe der Luxationsraten zu finden. Die von Woolson und Rahimtoola 1999 [98] mit 4% angegebenen Hüftluxationen ($n = 315$) waren bei den eigenen Patienten um ein zehntel geringer. Unterschiede in der Operationstechnik, Zugang und Nachbehandlungsschema sind als Hauptursachen der geringeren Luxationsrate zu nennen.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die postoperative Sterblichkeit der Patienten. Dearborn and W. H. Harris 1998 [22] gibt eine Todesrate von 0,3% innerhalb der ersten 90 Tage post operationem an. Die Hälfte der Patienten versterben während des Krankenhausaufenthaltes ($n = 2736$). Sind die ersten 60 postoperativen Tage überstanden, hat der Patient einer Untersuchung von Lie et al. 2000 [53] zu Folge eine größere Überlebenschance als der korrespondierende Gesamtbevölkerungsquerschnitt.

6.3 Op-Zeiten, Blutkonserven und Spongiosaplastiken

Eine Verlängerung der medianen Operationszeit (55 Minuten) wurde bei Patienten mit Spongiosaplastiken, nicht jedoch bei der Implantation zemen-

tierter Schäfte festgestellt. Da die Hälfte der Patienten mit rheumatoider Coxarthrititis eine Spongiosaplastik erhielten, war auch die mediane Operationszeit dieser Patientengruppe um 10 Minuten, im Vergleich zu Patienten mit primärer Arthrose, erhöht. Normalerweise würde man längere Operationszeiten bei vollzementierten H-TEP erwarten. Die Verlängerung der Operationszeit steht dabei in Zusammenhang mit der Vorbereitungs- und Aushärtezeit des Zements. Daß bei den untersuchten Operationen keine zeitlichen Unterschiede zu finden waren, läßt sich zum einen mit nur einem Zementvorgang (am Prothesenschaft) und zum anderen mit entsprechend vorausschauend, frühzeitigem Zementmischen erklären.

Die Frage ob Spongiosaplastiken zur Standzeitverkürzung der Pfanne führen, konnte mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p = 0,58$ verneint werden ($n = 58$). Es ist daher davon auszugehen, daß dem Patienten kein Nachteil durch eine Spongiosaplastik entsteht. Grundvoraussetzung für eine Inkorporation ist eine ausreichende Durchblutung des angrenzenden Knochens. Kommt es nicht zu einer Vaskularisierung des angelagerten Knochens oder der Spongiosa ist eine Nekrose zu erwarten, geschieht dies in belasteten Arealen kann eine frühzeitige Lockerung drohen. Die Abbildungen 5.31 bis 5.32 auf Seite 82 sind Beispiele für integratives Wachstum angelagerter Spongiosa. Hinsichtlich des Blutverbrauchs ist zu sagen, daß in den meisten Fällen Re-transfusionen nach Rosar und Knapp 1998 [69] ausreichend sind. Der durchschnittliche Blutverbrauch liegt demnach bei 529 ml pro Hüftprothesenimplantation, was sich mit den eigenen Untersuchungsergebnissen deckt. Interessant ist in diesem Zusammenhang die Möglichkeit, daß sich nach einer Studie von U. Jost et al. 1995 [43] zu Folge durch eine Gabe von 2 Mio. Einheiten Aprotinin während der Narkoseeinleitung der Blutverlust um 38% reduziert wird. In der beschriebenen Studie lag der Blutverlust der Kontrollgruppe bei 759 ml, der der Verumgruppe wurde dagegen mit 471 ml angegeben.

6.4 Die Infektverläufe

Beckenbauch und Ilstrup 1978 [4], Sutherland et al. 1982 [82], Callhaghan et al. 1985 [11], Severt et al. 1991 [77], Fitzgerald 1992 [29], Schulte et al. 1993 [75], D. Wessinghage und E. Kißlinger 1996 [94], Legal et al. 1998 [52] und Creighton et al. 1998 [18], beschreiben infektbedingte Revisionsraten zwischen 1,05% und 5%. Bei den eigenen untersuchten Patienten mußten 1,8% revidiert werden. Keiner der revisionspflichtigen Patienten hatte eine antibiotische Abdeckung erhalten. Das Infektrisiko kann nach Fitzgerald 1992 [29]

durch entsprechende Gabe von Antibiotika von 3,4% auf 0,8%¹ reduziert werden. Die eigenen Untersuchungen bestätigen dieses Ergebnis. Bei Patienten, die einfache oder mehrtägige Antibiotikatherapien erhielten war es zu keinem Infekt gekommen, obwohl sechs positive intraoperative Abstiche vorlagen.

Als häufigste bei H-TEP Implantationen zu findende Keime sind laut Fitzgerald 1992 [29] Staphylokokkus epidermidis und aureus zu nennen. Keiner der beiden Keime konnte nachgewiesen werden. Als niedrig virulent werden Staphylokokkus aureus außer MRSA, Streptokokken außer D-Streptokokken und anaerobe Kokken beurteilt. Als hoch virulent gelten MRSA, Gram negative Bakterien und D-Strepto-/Enterokokken. Die ersten beiden, der unter 5.3.2 auf Seite 49 genannten Keime sind demnach als hochvirulent zu bezeichnen. Glücklicherweise kam es zu keiner infektbedingten Lockerung, wohl aber zu den unter 6.4 auf Seite 87 zu findenden Revisionseingriffen.

¹Diese Angaben beziehen sich auf einen Operationssaal ohne spezielle Luftstrommodifikationen im Sinne eines Lamina air flows.

6.5 Prothesenlockerungen

Um sich den Mechanismus einer aseptischen Prothesenlockerung klar zu machen, bedarf es zunächst einiger Erläuterungen bezüglich der auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte sowie der daraus resultierenden knöchernen Veränderungen. Hier wird lediglich auf die mechanischen Gegebenheiten näher eingegangen. Die Darstellung immunologischer und spezieller Pfannen- und Schaftspezifischer Faktoren erfolgt in den beiden Abschnitten 6.5.1 auf Seite 91 und 6.6.3 auf Seite 98. Wolff 1892 [97] hat sich schon 1890 mit der Modulation des Knochens bei unterschiedlichen Krafteinwirkungen befaßt. Er hat dabei eine im Folgenden beschriebene Gesetzmäßigkeit gefunden:

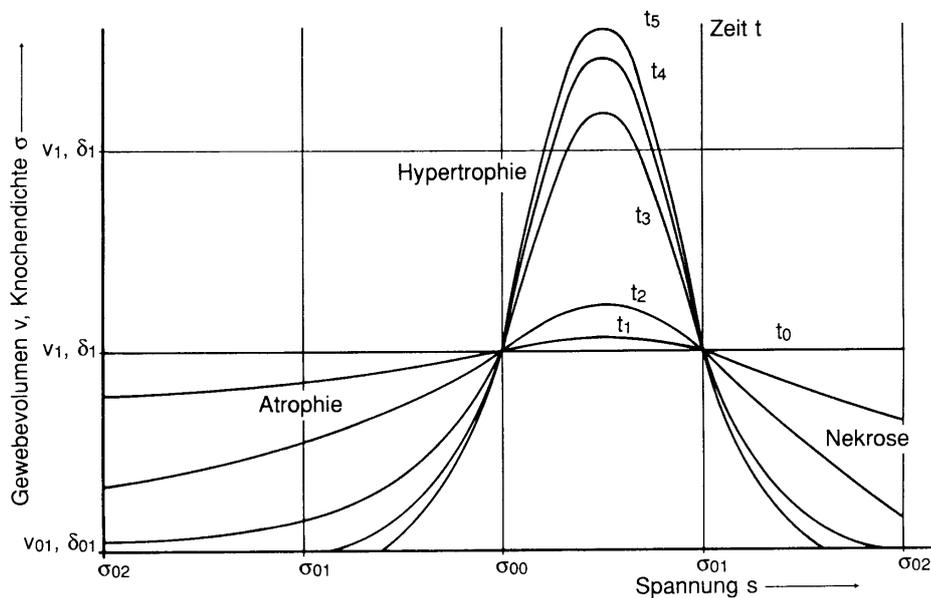


Abbildung 6.1: Das Wolff'sche Transformationsgesetz (Darstellung aus „Mechanische Komplikationen von Schraubpfannen“, Georg Thieme Verlag [96])

Als definierbare Größen sind das Gewebevolumen v und die Knochendichte δ zu nennen. Das erweiterte Wolff-Transformationsgesetz Wolff 1892 [97] ist der Abbildung 6.1 zu entnehmen. Die Formel zur Berechnung der dargestellten Kurven lautet:

$$v\delta(t) = f(\sigma)$$

Die Spannung σ und die daraus resultierende knöchernen Reaktion hängt von unterschiedlichen Faktoren ab.

Prinzipiell sind drei Veränderungen möglich:

1. Eine Atrophie,
2. Hypertrophie oder
3. Nekrose.

Um weder eine atrophische noch eine nekrotische knöcherner Reaktion zu bewirken muß die auf den Knochen wirkende Spannung zwischen σ_{00} ² und σ_{01} liegen. Besonders hervorzuheben ist die Tatsache, daß eine definierte Spannung x bei einem Patienten zu einer Knochenatrophie und bei einem anderen zu einer Hypertrophie führen kann. Spannungsreaktion des Knochens ist bei gleicher Knochendichte δ und gleichem Gewebevolumen v bei jedem Knochen unterschiedlich. Dies erklärt beispielsweise eine Prothesenschaftlockerung bei primärer, distaler Druckeinleitung. In einem solchen Fall kommt es im Bereich der Prothesenspitze zur knöchernen Integration mit entsprechender Hypertrophie der Kortikalis. In den Zonen 1 und 7 atrophiert der Knochen in Folge einer zu geringen Spannung, der Prothesenschaft beginnt zu schwingen und kann schließlich brechen. Bei Kunstpfannen kommt es bei großen Pfanneneingangswinkeln zu einem hohen cranio-caudalen Spannungsgefälle. Es ist demnach eine Atrophie in Zone 3 und eine Hypertrophie oder im ungünstigerem Fall eine Nekrose in Zone 1 möglich. Folge des beschriebenen Mechanismus ist eine frühzeitige Pfannenlockerung.

²Der individuellen physiologischen Spannung

6.5.1 Pfannenlockerungen

Um Pfannenlockerungen im allgemeinen besser verstehen zu können ist es nötig, sich zunächst mit den auf die Pfanne einwirkenden Kräften näher zu befassen. Nach einem von B. Kummer 1997 [5] berechneten Computermodell stellt sich die Druckverteilung im Hüftgelenk wie folgt dar:

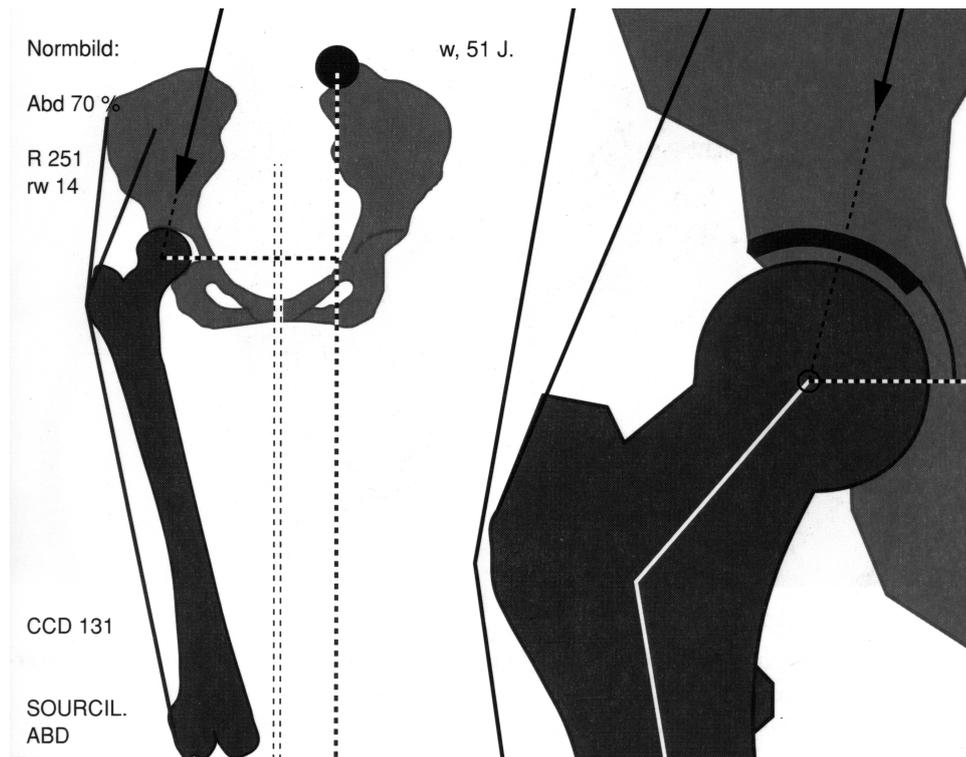


Abbildung 6.2: Die Kräfteverteilung im Hüftgelenk (Skizze aus „Die RM-Pfanne“, Einhorn-Press Verlag [5])

Die verwendete knöcherne Formgebung stammt von den Konturen eines Röntgenbilds einer 51-jährigen Frau. Der CCD-Winkel beträgt 131° , die auf dem Hüftgelenk lastende Kraft liegt bei ca. 65 kg. Die Kraftverteilung wurde mit 70% für die Glutealmuskulatur und 30% für den Tractus iliotibialis angenommen. Der Hauptlastvektor ist nach dem Modell in varischer Richtung um 14° aus der Körperachse in der Frontalebene gedreht. Die Kraft des Hauptlastvektors beträgt 251 kp. Die Druckverteilung ist schwarz im craniale Acetabulum unterlegt. Bei der Betrachtung eines geröntgen Hüftgelenks fällt genau der markierte Bereich durch eine subchondrale Sklerosierung auf. Da es sich hierbei um eine belastungsabhängige, knöcherne Verdichtungsreaktion handelt, stimmt dies mit dem Computermodell überein. Bei der

Implantation sphärischer Kunstpfannen tritt demnach an genannter Stelle die Hauptlast auf. Am caudomedialen Rand der schwarzen Markierung liegen also unterschiedliche Druckverteilungen vor. Diese Erkenntnis ist zum einen für die cranial betonte Verankerung der Schraubpfannen mit hohem Elastizitätsmodul und die primär hemisphärisch verankerten RM-Pfannen mit niedrigem Elastizitätsmodul von Bedeutung. Andere Verhältnisse liegen bei den verwendeten ESKA-Pfannen vor. Es handelt sich dabei um das einzige verwendete Pfannenmodell, daß nicht achsensymmetrisch gebaut ist. Das Elastizitätsmodul liegt wie bei den Mecron-Ringen deutlich über dem des Knochens.

Die größte Pfannenlockerungsrate konnte mit 13% bei RM-Pfannen gefunden werden. Ursache der hohen Lockerungsrate ist das Pfannendesign. Die Idee, eine Pfanne zu implantieren, deren Elastizitätsmodul dem des Knochens (ca. 100 N/mm^2) gleicht, zielte laut Morscher 1982 [60] auf eine möglichst hohe Strukturintegrität zwischen Knochen und Pfanne. Dieser Ansatz setzt einen guten Knochen-Pfannenverbund mit möglichst geringer Grenzflächenbewegung voraus. Dies gilt nicht nur für die Oberflächenbewegung zwischen PE und Knochen, sondern auch für die Zwischenräume der häufig verwendeten Verankerungsschrauben und den in der PE-Pfanne integrierten Verankerungslöchern. Die von Han 1999 [36] beschriebenen durch PE-Abriebpartikel induzierten Osteolysen können bei RM-Pfannen sowohl an den genannten Stellen als auch wie bei den anderen Pfannentypen zwischen Inlay und Kunstkopf entstehen. Gemäß Abbildung 5.21, auf Seite 74, ist ein zweigipfliges Lockerungsverhalten der RM-Pfannen zu erkennen. Während die ersten drei Wechseloperationen am ehesten in Verbindung mit der Operationstechnik zu sehen sind, kommt bei den späteren Wechseln bzw. Lockerungen (ab 7. postoperativem Jahr) mehr und mehr PE-Abrieb als Lockerungsursache in Betracht. Erstaunlich bei der Betrachtung einiger Verläufe ist, daß bis zur Nachuntersuchung trotz oder gerade wegen eines Verzichts auf die optionalen Verankerungsschrauben keine Lockerungszeichen auf den Röntgenkontrollen zu sehen sind. Da der PE-Abrieb am Knochen als Hauptlockerungsursache anzusehen ist, führt die primäre Integration zwischen Pfanne und Acetabulum zu einer Reduktion des PE-Abriebs und damit längerer Standzeit. Möglich wird dies durch ein vitales, modulationsfähiges Pfannenlager in Verbindung mit einem günstigen Hauptlastvektor, der möglichst parallel zur Symmetrieachse der Kunstpfanne verläuft.

Die Abrieb-Probleme haben dazu geführt, daß RM-Pfannen heute mit einer Titanbeschichtung versehen werden. Damit erreicht man ein positives Inkorporationsverhalten in Verbindung mit einem weiterhin niedrigen Elastizitätsmodul der Pfanne.

Nachteile von RM-Pfannen:

1. PE als Knochenverankerung,
2. unterdimensionierte Verankerungsschrauben und
3. die Grenzfläche zwischen PE und Schrauben.

Die zweithäufigsten Pfannenlockerungen bzw. -wechsel konnten mit 8,1% bei Mecron-Pfannen ermittelt werden. Chell 1998 [14] und Bertram und R. T. Müller 1998 [7] beschreiben nach 5–9 Jahren Lockerungsraten von 33%, andere Autoren wie U. Schreiner 1996 [71] dagegen 9% nach 10 Jahren ($n = 107$). Die unterschiedlichen Lockerungsraten lassen sich mit Hilfe der Charakteristika von Schraubpfannen erklären. Im Unterschied zu den beiden anderen Verankerungsformen kann bei Schraubpfannen ein wesentlich höherer Verankerungsdruck auf die Pfanne ausgeübt werden. Je nach Operateur wird bei der Implantation ein unterschiedlich hohes Drehmoment aufgewendet, um die Kunstpfanne zu fixieren. Drehmomentabhängig wirken unterschiedliche Kräfte auf den Knochen. Da die Oberfläche des Mecron Rings größer als die ursprüngliche Facies lunata ist, kann sich nach Witzel 1996 [96] bei gleicher Krafteinwirkung entweder eine minderwertige, knöcherne Gesamteinkbettung ergeben oder eine vollwertige partielle Integration. Ein zu kleines Drehmoment bei der Verschraubung der Pfanne birgt somit die Gefahr einer atrophischen Lockerung. Ein zu hohes Drehmoment führt zu einer lokalen Zerstörung der Trabekelstruktur mit der Gefahr des bindegewebigen Einwachsens. Die heutzutage verwendeten Schraubpfannen sind eher sphärisch geformt und besitzen geringe Zahnhöhen, teilweise mit grober Oberflächenstrukturierung. Im Gegensatz hierzu findet man bei den verwendeten Mecron B Ringen große Zahnhöhen in Sägezahnform. Ein weiterer Unterschied zu modernen Schraubpfannen ist die mediale Abstützung, die bei Mecron-Pfannen über das PE-Inlay erfolgt. Da die Hauptlast über den Ring in das Becken eingeleitet wird, kommt es insbesondere am cranialen Pfannenrand zu einer verstärkten Krafteinleitung. Insgesamt ist die Schraubpfannenoberfläche zu 14% mit Knochen bedeckt. Gleichermäßen findet man nur einen entsprechend geringen Knochen-Gewindekontakt. Witzel 1996 [96] konnte nachweisen, daß sich die Kontaktflächen aus drei dem Os ilium, pubis und ischii anliegenden Zonen zusammensetzen. Bei der Betrachtung von Röntgenbildern erkennt man, daß die knöcherne Integration im Bereich der cranio-medialen und caudo-lateralen Gewindegänge stattfindet. Als problematisch sind große Inklinationwinkel und/ oder eher valgische Krafteinleitungen anzusehen. Ausgehend von den ungünstigsten Fall eines Inklinationswinkels von 90° , ergäbe sich daraus eine fast ausschließliche Be- oder Überlastung des

cranialen Pfannenrandes ergeben mit entsprechender Entlastung des caudalen Acetabulums. Folge davon wäre eine Nekrose oder zumindest Sklerose im cranialen Pfannenrand und Atrophie caudal. Der zweite zu bemängelnde Punkt ist der große PE–Knochenkontakt mit der beschriebenen Gefahr des PE–Abriebs. In den Nachfolgemodellen des verwendeten Mecron–Rings kamen daher PE–Inlays zum Einsatz, die teilweise mit einer Metalloberfläche beschichtet waren, so daß kein Knochen–PE Kontakt mehr besteht.

Nachteile der Mecron–Pfanne sind:

1. Die hohe Zahnhöhe mit ringförmiger Krafteinleitung, die häufig zu Sklerosierung des cranialen Pfannenrandes führt,
2. der vergleichsweise große Knochenverlust,
3. die große Knochen–PE Kontaktfläche und
4. das unterschiedliche Elastizitätsmodul an der PE–Metall–Knochen Grenzfläche.

Die niedrigste Pfannenlockerungsrate ist mit 3,1% bei Patienten mit ESKA–Pfannen vorzufinden. Die spongiöse Oberfläche ermöglicht nach Sprick und Dufek 1993 [80] ein Knocheneinwachsverhalten von bis zu 3 mm. Devane und Horne 1999 [24] fand nach durchschnittlich 6,2 Jahren keine Lockerung. Der Vorteil der ESKA–Pfanne liegt in der, bis auf ein zentrales Gewindeloch vollständigen Abtrennung von PE und Knochen. Die Entstehung von PE–Abriebpartikeln ist entsprechend auf die Kunstkopf–Inlay Fläche begrenzt. Wie aus Untersuchungen mit längeren Standzeiten bekannt ist, liegt aber bei den verwendeten Pfannenmodellen ein Konstruktionsfehler vor. Zur Rotationssicherung wurde in die Pfannenschalen drei Metallvorwölbungen integriert und dazu passend drei Aussparungen im PE–Inlay eingefügt. Im ungünstigsten Fall verläuft der Hauptlastvektor durch eine der genannten Metallvorwölbungen, was eine ungleichmäßige Kraftaufnahme im PE–Inlay zur Folge hat. Zusätzlich ist die PE–Dicke an den genannten Stellen kleiner als im restlichen Inlay.

Nachteile der ESKA-Pfanne:

1. Die knöchernerne Destruktion durch die „Finnen“,
2. das zentrale Loch als PE-Knochenkontakt und
3. die als Rotationsschutz ausgesparten Inlay-Einkerbungen.

Einen Nachteil haben alle drei Pfannentypen gemeinsam: den PE-Abrieb am Kunstkopf. Heutzutage wird versucht, mit Hilfe von Hart-Gleitpaarungen zumindest keine PE-Partikel mehr entstehen zu lassen. Es kommen entweder Keramik-Keramik oder Metall-Metall Gleitpaarungen zum Einsatz. Eine andere Entwicklung ist die Verbesserung des PE durch neue Materialien und Verarbeitungstechniken, die ein verbessertes Abriebverhalten versprechen.

6.6 Lockerungsursachen

6.6.1 Die logistische Regression

Nach Bestimmung von Anzahl und Verteilung der gelockerten Prothesen wurde versucht, mit Hilfe zweier multivariaten logistischen Regressionen Ursachen für Pfannenlockerungen zu finden. 20 Merkmale wurden auf ihren Zusammenhang mit den durchgeführten Pfannenwechseln oder -lockerungen untersucht:

1. Das Kopfmaterial,
2. Geschlecht,
3. BMI,
4. Diagnose,
5. Diabetes mellitus,
6. Hypertonie,
7. Osteoporose,
8. Hypotonie,
9. renale Erkrankungen,

10. Verankerungstechniken,
11. Pfannentypen,
12. Acetabulumplastiken,
13. Inklinationswinkel bei Nachuntersuchung,
14. PE-Abrieb,
15. Pfannensäume,
16. Fortlaufende Pfannensäume,
17. Patientenalter,
18. Prothesenlater,
19. Gabe von Blutkonserven und
20. Pfannendachplastiken.

Von allen untersuchten Merkmalen waren zwei statistisch relevant: Betrachtet man die gefunden Ursachen für Pfannenlockerungen, muß man

Table 6.1: Logistische Regressionen

Methode	Vorhandenes Merkmal	P-Wert	<i>n</i>
Multivariat	Einzelne Pfannensäume	$0,23^{-2}$	88
	RM-Pfannen	0,0529	88
	RM-Pfannen	0,0328	199
Univariat	RM-Pfannen	0,0431	235
	Einzelne Pfannensäume	$0,39^{-2}$	116

grundsätzlich berücksichtigen, daß es sich bei dieser Untersuchung um mittelfristige Ergebnisse handelt. Die Auswahl der Merkmale erfolgte in Verbindung mit den vorliegenden Fallzahlen. Von Interesse ist vor allem die Feststellung, daß wohl ein einzelner Pfannenberandungssaum, nicht aber fortlaufende Pfannenberandungssäume als Lockerungsursache gewertet werden können. Daß gerade in Zone 2, der Hauptbelastungszone, die meisten Pfannenberandungssäume zu finden sind, unterstreichen die Ergebnisse von Delee und Charnley 1976 [23], welche sich mit den eigenen decken. Die hohen Lockerungs- und Wechselraten der RM-Pfannen und deren Ursachen sind bereits beschrieben und der Abbildung 5.22 auf Seite 76 zu entnehmen.

6.6.2 Literaturvergleiche der untersuchten Merkmale

Keinen Einfluß auf die Pfannenlockerungen haben überdurchschnittlich hohe BMI Werte ($p = 0,42$, $n = 88$). Gemessen an Schritten pro Tag korreliert eine niedrige Aktivität mit einem hohen BMI und umgekehrt. Das Kunstgelenk wird bei übergewichtigen Patienten zwar größeren Kräften ausgesetzt, die Belastungshäufigkeit ist aber niedriger als bei Patienten mit normalem BMI (Clung et al. 2000 [16], $p = 0,05$).

Einer anderen Studie nach Zicat et al. 1995 [99] und der eigenen Untersuchung zu Folge sind keine Lockerungsunterschiede zwischen männlichen und weiblichen Patienten nachzuweisen.

Auch die bei Patienten mit Osteoporose vermutete höhere Lockerungsrate konnte nicht nachgewiesen werden. In diesem Zusammenhang ist zu erwähnen, daß sich die Belastung bei Patienten mit Osteoporose prä- und postoperativ nicht verändert und daß das Wolff' sche Transformationsgesetz auch hier angewandt werden kann. Messungen der Knochendichte konnten im Rahmen der Untersuchung nicht durchgeführt werden.

Neben Übereinstimmungen mit der Literatur gab es auch Unterschiede. Möllenhoff et al. 1995 [55] berichtet beispielsweise, daß auf 16,4% der Patienten mit rheumatoidem Hüftgelenkverschleiß 69% aller Wechseloperationen entfallen. Die eigenen Zahlen lassen bei einer durchschnittlichen Standzeit von 7,5 Jahren ($n = 88$) im Gegensatz zu über 8 Jahren bei Möllenhoff et al. [55] keinen statistischen Unterschied bezüglich der Lockerungsrate unterschiedlicher Diagnosegruppen erkennen (rheumatoider Coxarthritits $p = 0,39$ / primäre Coxarthrose $p = 0,65$). Als Erklärung für niedrige Lockerungsraten können zum einen die im eigenen Patientenkollektiv häufig durchgeführten Spongiosaplastiken in Kombination mit einer entsprechenden Synovektomie genannt werden.

Der gefundene, mediane Polyethylenabrieb von 0,21 mm pro Jahr kam ebenfalls nicht als Pfannenlockerungsursache in Betracht ($p = 0,47$, $n = 88$). Eine genaue Aussage über den tatsächlichen PE-Verlust zu treffen, ist vor allem dann schwierig, wenn man bedenkt, daß es auf dem Röntgenisch in Rückenlage zu Subluxationen des Hüftgelenks kommt (Neusel et al. 1995 [62]). Da beide Röntgenaufnahmen jeweils in Rückenlagerung durchgeführt wurden, kann allerdings von einem systematischen Fehler ausgegangen werden. Weiterhin muß bemerkt werden, daß sich die Punkte zur Vermessung des PE-Abriebs genau definieren lassen. Die dazu nötigen Vermessungspunkte, das Kunstkopf- und Pfannenzentrum, sind unter 4.4 auf Seite 35 genau beschrieben.

Eine Verbindung zwischen Pfannenwechsel und Kunstkopfmaterial ist mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 8% behaftet ($n = 88$). Der von J.

Davidson 1993 [21] und U. Schreiner 1996 [71] festgestellte höhere PE-Verschleiß bei Metallköpfen im Vergleich zu Keramikköpfen konnte aufgrund des kurzen Untersuchungszeitraums nicht nachgewiesen werden. Direkte Bestimmungen der Co und Cr Konzentration durch Gelenkpunktionen als „Abriebsindikator“ sind nach J. J. Jacobs et al. 1998 [40] und [39] aber aufwendig und invasiv. Metallabrieb läßt sich auch indirekt durch erhöhte Spiegel im Urin nachweisen. Ob es sich dabei um Metallabrieb am Kunstkopf oder chemische Prozesse am Kopf-Konusübergang handelt, ist dabei fraglich. Da gut die Hälfte der untersuchten Patienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung an beiden Hüftkünstgelenken operiert worden war kann ohnehin keine genaue Aussage darüber getroffen werden, welche Seite für eine erhöhte Metallausscheidung im Urin verantwortlich ist.

6.6.3 Der gelockerte Schaft

Folgend sollen die Schaftwechsel beschrieben werden. Zum einen ist festzustellen, daß kein zementfreier, dagegen vier (1,7%) zementierte Schäfte gewechselt werden mußten. Wie schon bei den Angaben zu Pfannenlockerungen schwankten auch die Literaturangaben zu Schaftlockerungen erheblich. Bei Standzeiten von 48–175 Monaten werden von R. Beckenbauch und D. Ilstrub 1978 [4], C. Sutherland et al. 1982 [82], R. Poss et al. 1984 [66], R. Severt et al. 1991 [77], K. Schulte et al. 1993 [75], G. Möllenhoff et al. 1995 [55], E. Kibler und D. Wessinghage 1996 [46], M. Creighton et al. 1998 [18], und S. W. Smith et al. 1998 [78] Schaftlockerungen zwischen 1% und 11% beschrieben. Dabei beginnt nach J. Toborek 1996 [85] die Lockerung am Adam'schen Bogen und schreitet dann weiter nach distal fort.

Der zementierte Schaft

Als Lockerungszeichen werden nach R. Johnston et al. 1990 [42] Zementbrüche und Schaftwanderungen genannt, sogenannte „Radiolucencys“. Aufhellungslinien gelten bei zementierten Schäften ebenfalls als Lockerungszeichen. Angaben über Lockerungsraten zementierter Schäfte sind sehr unterschiedlich. I. Onsten 1994 [65] beschreibt, daß neue Misch- und Fülltechniken sowie neue Zementgenerationen die Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschweren. Äußerst positiv fallen beispielsweise Berichte von [18] aus, wo nach über 14 Jahren lediglich 2% der Prothesen bei Rheumatikern gelockert waren. Andererseits beschreiben C. Sutherland et al. 1982 [82]

und D. Wessinghage und E. Kißlinger 1996 [93] eine Lockerungsrate von über 6% nach 11 Jahren. Die eigene Untersuchung ergab bei einer Standzeit von durchschnittlich 7,5 Jahren eine Schaftlockerungsrate von 1,7%. Die von R. Beckenbauch und D. Ilstrup 1978 [4], R. Poss et al. 1984[66] und B. Schmitz et al. 1994 [77] ermittelten Werte von unter 1,6% lagen nach einem kürzeren postoperativem Zeitraum vor. Nach einer Studie von J. Kärrholm et al. 1994 [51] waren Veränderungen am und um den Zement meistens in den Zonen eins und sieben, selten in den Zonen drei, vier und fünf zu finden. Die Arbeit von B. Schmitz et al. 1994 [73] unterstützt ebenfalls die eigene Beobachtung verstärkter Zement–Knochensäume in den Zonen 1 und 7 (vgl. Abbildung 5.19 auf Seite 72). Bei der Implantation kommt es in Zone 7 zur maximalen Zement–Kortikalis–Kompression³. Dabei liegt die Belastungsspitze den Untersuchungen von R. Crownshield et al. 1980 [20] zu Folge im mittleren Drittel. Als weitere, die Standzeit der Prothese beeinflussende Parameter werden von R. Crownshield et al. 1980 [19] die Länge, Elastizität und Querschnitt der Prothese benannt. Die in ap–Aufnahmen ermittelte Zementmanteldicke nimmt in den Zonen fünf bis sieben nach proximal zu, lateral ist sie in Zone zwei nach U. Schreiner et al. 1996 [74] am größten. Als günstig haben sich nach R. Beckenbauch und D. Ilstrup 1978 [4], S. S. Olsson et al. 1981 [64], J. J. Callhaghan et al. 1985 [12], B. Wejkner und M. Wiege 1987 [92] B. Kristiansen und J. S. Jensen 1988 [50], M. Coventry 1992 [17], A. Sarmiento et al. 1990 [70], E. Ebramzadeh et al. 1994 [25] und A. Santori et al. 1994 [79] folgende Faktoren herausgestellt:

1. > 50% Markraumausfüllung durch den Schaft
2. < 2 mm Zementdicke in Zone sieben

Ungünstige Faktoren waren:

1. > 5° varischer Schaft–/Femurschaft–winkel
2. > 10 mm Zementdicke in Zone sieben

Ein zusätzlicher Einflußfaktor ist das Prothesenmaterial. So konnten M. und H. Wagner 1997 [90] beispielsweise nachweisen, daß Cobalt–Chrom bei Müller–Geradschäften einen positiven Einfluß auf die Standzeit hat. Hierbei ging es um die Gegenüberstellung von CoCr und Titanschäften gleicher

³Rundlich geformte Prothesen bewirken hier im Vergleich zu spitz zulaufenden, proximalen Prothesenquerschnitten eine deutliche Streßreduktion.

Geometrie. Die von G. Möllenhoff et al. 1995 [55] festgestellten reduzierten Standzeiten bei Patienten mit rheumatoider Coxarthrititis lassen sich bei der eigenen Untersuchung nach durchschnittlich 7,25 Jahren nicht feststellen.

Der zementfreie Schaft

Im Gegensatz zu zementierten– gab es bei zementfreien Schäften weder Lockerungszeichen noch Wechseloperationen. Im Bereich der medialen Innenkortikalis liegen die gemessenen Saumweiten bei über zwei Millimetern. Ursache hierfür ist der asymmetrische Innenkortikalisquerschnitt des Femur, der nach erfolgter Präparation teilweise erhalten bleibt. Wichtig für die Standzeit der Prothese sind, wie auch bei zementierten Schäften, die gelenknahen Schaftanteile. Nach A. Reiter et al. 1997 [67] findet man 12 Monate postoperativ medio–proximal eine erhöhte Knochenmineralisationsdichte im Vergleich zur latero–distalen Kortikalis. Dies hängt mit der maximalen Belastung der Zone sieben, wie sie R. Crownshield et al. 1980 [19] beschreiben und der Modulation des Knochens nach Wolff 1892 [97] zusammen. Nach 10 Jahren scheint sich das Bild zu wandeln. C. F. Burt et al. 1998 [10] fielen bei 11% der Patienten in Zone sieben Osteolysen auf, so daß von einer Distalisierung der Krafteinleitung ausgegangen werden muß. Bei frühen, aseptischen Lockerungen zementfreier Schäfte spielt die knöchernerne Integration eine große Rolle. Werden Bewegungen $> 150 \mu\text{m}$ nicht vermieden, kommt es vermehrt zu einer Bindegewebsinterposition, wie G. Klein et al. 1996 [47] und C. F. Burt et al. 1998 [9] herausgefunden haben. Die Zerstörung der einwachsenden Trabekel fördert den Prozeß und führt somit zu einer mehr oder minder dicken Bindegewebsschicht zwischen Implantat und Knochen. Daher sollten Kraftspitzen in Form von Erschütterungen vermieden werden und „dämpfenden“ Schuhen der Vorzug gegeben werden. Es kommt auf die „richtige“ Belastung des Kunstgelenkes bei der eine knöchernerne Integration möglich ist an. Eine vollständige Entlastung der implantierten Prothese, wie es häufig gefordert wird, ist Messungen von C. W. Burke et al. 1991 [9], L. Bernd und K. Bläsius 1993 [6] und T. Krüger et al. 1998 [49] nicht möglich. Allein beim Heben des operierten Beins wirken ca. 25% des Körpergewichts auf die Prothese ein, vgl. T. Krüger 1998 [49].

6.7 Heterotope Ossifikationen

Unabhängig von der Belastung kam es zu Ausbildungen heterotoper Ossifikationen. Die von M. Arq 1973 [2] und A. Brooker et al. 1973 [8] erstmals

beschriebenen gelenknahen Verknöcherungen nach Hüfttotalendoprothesen-Implantationen entstehen aus noch ungeklärter Ursache aus mesenchymalen Stammzellen und führen je nach Ausprägung zu einer mehr oder minder starken Funktionseinschränkung des betroffenen Gelenks. Die in der Literatur zu findenden Angaben unterliegen starken Schwankungen bezüglich Quantität und Qualität der Verknöcherungen. Als unumstritten gelten die von S. Sell et al. 1996 [76] und M. Krämer und L. Rabenseifner 1998 [48] angegebenen Bestrahlungen und die prophylaktische Gabe von NSAR⁴ nach J. Bachmann und A. Braun 1996 [3] und J.-H. Kühne et al. 1996 [45], die sowohl Anzahl und Schweregrad der Verknöcherungen herabsetzen. Trotz der häufigen, medikamentösen NSAR-Gabe bei Patienten mit rheumatoider Coxarthrit⁵ konnten im Vergleich zu Patienten mit anderen Aufnahme-Diagnosen keine Unterschiede bezüglich heterotoper Ossifikationen festgestellt werden. B. Thomas 1992 [83] und M. Krämer und L. Rabenseifner 1998 [48] geben bei 34% bzw. 12% der Patienten Ossifikationen Grad 0 nach Brooker an. Die Anzahl der nachuntersuchten Patienten mit Brooker Grad 0 liegt bei 50%. Bei 29% der untersuchten Patienten lagen Verknöcherungen zweiten bis vierten Grades vor. Bei 15% der Patienten mit Brooker Grad 3 wären laut J.-K. Kühne 1996 [45] NSAR-Gaben peri- und postoperativ von Vorteil gewesen.

⁴Nicht Steroidale Antirheumatika

⁵73% der Rheumatiker nahm im Gegensatz zu 38% der Nicht-Rheumatiker NSAR ein

7. Zusammenfassung

Ziel der Dissertation war es, Unterschiede zwischen hybrid- und zementfreien Hüfttotalendoprothesen 7–8 Jahre postoperativ herauszuarbeiten. Von den 219 operierten Patienten (235 Endoprothesen) konnten 124 (131 Endoprothesen) nachuntersucht werden. Verglichen wurden drei unterschiedliche Pfannen- und Schafttypen, drei Aufnahmediagnosen und zwei Verankerungstechniken. Die Datenerhebung erfolgte retrospektiv. Hierzu wurden Akten eingesehen, Patienten befragt und untersucht sowie aktuelle Röntgenaufnahmen des Beckens angefertigt und digital vermessen. Alle Merkmale wurden bezüglich ihrer Ausprägung statistisch auf relevante Unterschiede überprüft. Verankerungsspezifischen Unterschiede zwischen den Gruppen konnten nicht nachgewiesen werden. Dies bedeutet, daß ein mittelfristiger Nachuntersuchungszeitraum unter den gegebenen Voraussetzungen keinen Rückschluß auf verankerungsbedingte Lockerungsursachen bei Prothesenschäften zuläßt. Vergleicht man die Diagnosegruppen miteinander, fällt auf, daß über 50% der Patienten mit rheumatoider Arthritis eine Pfannendachplastik erhielten, während bei den anderen Diagnosegruppen der Anteil bei ca. 20% lag. Das Vorhandensein von Pfannendachplastiken hatte in diesem Zusammenhang keinen Einfluß auf die Standzeit der Prothese. 20,3% der RM-Pfannen, jedoch nur 7,3% der anderen Pfannen waren gelockert oder bereits gewechselt worden. Die Auswertung der Schaft-Daten ergab im Gegensatz zu den Pfannen-Daten keine Unterschiede bezüglich der Standzeiten – weder in Bezug auf die Verankerungstechnik, noch auf das verwendete Schaftmodell. Die perioperative Gabe von Antibiotika konnte Infektionen suffizient verhindern.

Tabellenverzeichnis

4.1	Berechnung der Bewegungspunkte	26
4.2	Berechnungsbeispiel	27
5.1	Diagnose-Verankerung, ($p=0,2^{-2}$, $n=235$)	42
5.2	Alter-Diagnosen, (Median, $n=235$)	42
5.3	Voroperationen, ($n=235$)	43
5.4	Diagnose der Gegenseite, ($n=124$)	45
5.5	Risikofaktoren p-Wert, ($n=208$)	46
5.6	Geschlecht-Verankerung, $p=0,012$, $n=235$	47
5.7	Nutzung Öffentlicher Verkehrsmittel	61
5.8	Deformitäten ($n=119$)	63
5.9	Pfannensäume 1-3, (in mm, $n=25$)	66
5.10	Zonen-Zementbrüche, ($n = 64$)	69
5.11	Prothesenversager-Pfannentypen, ($n=188$, $p=0,042$)	77
5.12	Pfannenversager-Pfannensaum ($n=119$, $p=3,9^{-3}$)	77
5.13	Prothesenversagen-Spongiosaplastik, ($n=214$, $p=0,58$)	78
6.1	Logistische Regressionen	96

Abbildungsverzeichnis

3.1	ESKA zementfreie Hüfttotalendoprothese	11
3.2	Mecronring, Gewinde	12
3.3	Mecron, Inlay und Ring	12
3.4	RM-Pfannen, Verankerungsfläche	14
3.5	RM-Pfanne, Schraubenlöcher	15
3.6	Müller Geradschaft (zementiert)	16
3.7	ESKA zementierter Schaft	16
3.8	ESKA zementfreie Hüfttotalendoprothese	17
4.1	Pfannenzonen nach Delee und Charnley	32
4.2	Schaftzonen nach Gruen	32
4.3	Die Pfannenvermessungspunkte und -geraden	34
4.4	Das Pfannenmodell im Röntgenbild.	35
4.5	Die Schaftvermessungspunkte und -geraden	37
5.1	Diagnose-Acetabulumplastik Hybrid H-TEP, (n=128, p=0,6 ⁻²)	44
5.2	Diagnose-Acetabulumplastik zementfrei H-TEP (n=86, p=0,2 ⁻²)	44
5.3	Pfannentyp-Schaftverankerungen	48
5.4	Schmerzmittelgebrauch	52
5.5	Aktivitätsgrad (n = 143)	53
5.6	Sportfähigkeit (n = 143)	54
5.7	Schmerzgrad Harris Hip score	56
5.8	Hinken Harris Hip score	57
5.9	Gehhilfen Harris Hip score	58

5.10	Gehstrecke Harris Hipscore (Punkte)	59
5.11	Treppensteigen Harris Hipscore	60
5.12	Schuhe und Strümpfe anziehen Harris Hipscore	61
5.13	Sitzen Harris Hipscore	62
5.14	Bewegungsausmaß gemäß dem Harris Hip Score	63
5.15	Pfannenzonen-Säume ($n = 25$)	67
5.16	Zonen-Zement-Schaftsäume (Mittelwert, $n = 64$)	69
5.17	Zonen-Zement/Zementfrei-Knochensäume ($n = 119$)	70
5.18	Brooker-Index ($n = 125, p = 0,84$)	71
5.19	Kortikalisdicken-Veränderung ($n = 119$)	72
5.20	Pfannen- und Kompletwechsel bis Nachuntersuchung	73
5.21	Pfannenmodelle (Wechselzeiten)	74
5.22	Pfannenwechsel und -lockerungen ($n = 188$)	76
5.23	17.05.1989	79
5.24	24.11.1994	79
5.25	19.04.1995	79
5.26	10.05.1995	79
5.27	17.05.1989	80
5.28	24.11.1994	80
5.29	17.05.1989	81
5.30	10.05.1995	81
5.31	11.10.1988	82
5.32	23.03.1995	82
6.1	Das Wolff' sche Transformationsgesetz (Darstellung aus „Mechanische Kompliaktionen von Schraubpfannen“, Georg Thieme Verlag [96])	89
6.2	Die Kräfteverteilung im Hüftgelenk (Skizze aus „Die RM-Pfanne“, Einhorn-Press Verlag [5])	91

Literaturverzeichnis

- [1] W. D. Abraham and J. H. Dimon. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America*, **2**:201–209, 1992.
- [2] M. Arq. Die periartikulären Ossifikationen – Eine Komplikationen bei Totalendoprothesen des Hüftgelenkes. *The Arch. of Orthopedic and traumatic Surgery*, **77**:108–131, 1973.
- [3] J. Bachmann and A. Braun. Pathogenese periartikulärer heterotoper Ossifikation nach Hüfttotalendoprothesen und ihre medikamentöse Therapie. *Orthopädische Praxis*, **32**:298–300, 1996.
- [4] R. Beckenbauch and D. Ilstrup. Total hip arthroplasty. a review of three hundred and thirty-three cases with long follow-up. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **60–A**:306–313, 1978.
- [5] G. Bergmann. *Die RM-Pfanne*. Einhorn-Press Verlag, 1997.
- [6] L. Bernd and K. Bläsius. Die Weite des Hüftgelenkspaltes im Liegen und im Stehen. *Röntgenpraxis*, **46**:192–193, 1993.
- [7] R. Bertram and R. T. Müller. Mittelfristige Ergebnisse der Mecron Schraubpfanne – Eine follow up Studie. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, **136**(4):317–320, 1998.
- [8] A. Brooker, J. Bowerman, and L. Riley R. Robinson. Ectopic ossification following total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **55–A**:1629–1632, 1973.
- [9] D. W. Burke, O. D. O’Conner, E. B. Zalensky, M. Jasty, and W. H. Harris. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **73–B**:33–38, 1991.

- [10] C. F. Burt, K. L. Garvin, E. T. Ottersberg, and O. M. Jardon. A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80–A**:952–990, 1998.
- [11] J. J. Callaghan, E. E. Forest, J. P. Oleiniczak, D. D. Goetz, and R. C. Johnston. Total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80–A**:704–714, 1998.
- [12] J. J. Callaghan, E. A. Salvati, P. M. Pellicci, P. D. Wilson, and C. S. Ranawat. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip arthroplasty, 1979 to 1982. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **67–A**:1074–1085, 1985.
- [13] J. Charnley. The reaction of bone to self-curing acrylic cement. a long-term histological study in man. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **52(2)**:340–353, 1970.
- [14] J. Chell and P. W. Howard. Migration and failure of the mecron screw-in acetabular prosthesis. *The Journal of Arthroplasty*, **13(6)**:638–41, 1998.
- [15] M. T. Clarke, J. S. Green, W. M. Haper, and P. J. Gregg. Cement as a risk factor for deep-vein thrombosis. comparison of cemented tkr, uncemented tkr and cemented thr. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80–A**:611–613, 1998.
- [16] C. D. Clung, C. A. Zahiri, J. K. Higa, H. C. Amstutz, and T. P. Schmalzried. Relationship between body mass index and activity in hip or knee arthroplasty patients. *The Journal of Orthopedic Research*, **18(1)**:35–39, 2000.
- [17] M. Coventry. Lesson learned in 30 years of total hip arthroplasty. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **274**:22–29, 1992.
- [18] M. Creighton, J.J. Callaghan, J. P. Oleiniczak, and R. C. Johnston. Total hip arthroplasty with cement in patients who have rheumatoid arthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80–A**:1439–1446, 1998.
- [19] R. Crowninshield, R. Brand, R. Johnston, and J. Milroy. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **62–A**:68–78, 1980.
- [20] R. Crowninshield, R. Brand, R. Johnston, and J. Milroy. The effect of femoral stem cross-sectional geometry in total hip reconstruction. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **145**:71–77, 1980.

- [21] J. Davidson. Characteristics of metal and ceramic total hip bearing surfaces and their effect on long-term ultra high molecular weight polyethylene wear. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **294**:361–378, 1993.
- [22] J. T. Dearborn and W. H. Harris. Postoperative mortality after total hip arthroplasty. an analysis of death after two thousand seven hundred and thirtysix procedures. *The Journal of Bone and Joint Surgery Amerika*, **80–A**:1291–1294, 1998.
- [23] J.G. Delee and J. Charnley. Radiologic demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **121**:20–32, 1976.
- [24] P. A. Devane and J. G. Horne. Assesment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **369**:59–72, 1999.
- [25] E. Ebramzadeh, A. Sarmiento, H. McKellop, A. Llinas, and W. Gogan. The cement mantle in total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **76–A**:77–87, 1994.
- [26] A. Eckhardt, J.-D. Rompe, and J. Heine. Erste klinische Erfahrung mit der zementfreien ABG–Hüftendoprothese. *Orthopädische Praxis*, pages 109–113, 1995.
- [27] C. A. Engh, J. D. Bobyn, and A. H. Glassman. A quantitativ evaluation of periprosthtic bone remodeling after cementless total hip arthorplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **74–A**:1009–1014, 1992.
- [28] C. A. Engh, P. Massin, and K. E. Suthers. Röntgenographic assessment of the biologic fixation of poroussurfaced femoral components. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **257**:107–112, 1990.
- [29] R. H. Fitzgerald. Total hip arthroplasty sepsis. *Orthopedic Clinics of North America*, **23**(2):259–264, 1992.
- [30] S. Fujita, S. Hirota, T. Oda, Y. Katon, Y. Tsukamoto, and T. Fuji. Deep venous thrombosis after total hip or knee arthorplasty in patients in japan. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **375**:168–174, 2000.
- [31] A. Glassman. Complications of trochanteric osteotomy. *Orthopedic Clinics of North America*, **23**(2):321–333, 1992.

- [32] T. Gluck. Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. *Klinische Wochenschrift Berlin*, **33**:732–757, 1890.
- [33] T. Gluck. Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe, sowie über die Verwertung resorbierbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Archiv klinischer Chirurgie*, **44**, 1891.
- [34] S. Goodman, J. Rubenstein, J. Schatzker, L. Kadish, and V. Fornasier. Apparent changes in the alignment of the femoral component in hip arthroplasties associated with limb positioning. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **221**:242–245, 1987.
- [35] T. A. Gruen, G. M. Neice, and H. C. Amstutz. Modes of failure of cemented stem-type femoral components. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **141**:17–27, 1979.
- [36] C. D. Han, W. S. Choe, and J. H. Yoo. Effect of polyethylen wear on osteolysis in cementless primary total hip arthroplasty: a 5-year follow-up study. *The Journal of Arthroplasty*, **14**(6):714–723, 1999.
- [37] W. H. Harris. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. an end result study using a new method of result evaluation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **51**–A:737–755, 1969.
- [38] K.-D. Heller, J. Forst, and A. Perscher. Proximale Beinvenenthrombose nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes via transglutäalem Zugang – experimentell Leichenstudie zum Einfluß der Beinlagerung. *Orthopädische Praxis*, **32**:61–64, 1996.
- [39] J. J. Jacobs, J. L. Gilbert, and R. M. Urban. Corrosion of metall orthopedic implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80**–A:268–282, 1998 b. Current Concepts Review.
- [40] J. J. Jacobs, A. K. Skipor, L. M. Patterson, N. J. Hallab, W. G. Paprosky, C. J. Black, and J. O. Galante. Metal release in patients who had a primary total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80**–A:1447–1458, 1998 a.
- [41] M. Jäger and C. J. Wirth. *Praxis der Orthopädie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1986.

- [42] R. Johnston, R. Fitzgerald, W. Harris, R. Poss, M. Müller, and C. Sledge. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **72–A**:161–168, 1990.
- [43] U. Jost, S. Lichtenberg, H. Schmelz, and H.-W. Springorum. Reduktion des perioperativen Blutverlustes beim totalendoprothetischem Hüftgelenkersatz durch Aprotinin. *Orthopädische Praxis*, pages 335–340, 1995.
- [44] J. Judet and R. Judet. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **32–B**:166–173, 1950.
- [45] J.-H. Kühne, C. Schidlo, and V. Jansson. Medikamentöse Prophylaxe und operative Therapie heterotoper Ossifikationen. *Orthopädische Praxis*, **32**:827–834, 1996.
- [46] E. Kißlinger and D. Wessinghage. Überlegungen zum Einsatz der Überlebens-Analyse in der Medizin, dargestellt an Langzeitergebnissen von 544 vollzementierten Müller-Bogenschaff-Hüftendoprothesen. *Aktuelle Rheumatologie*, **20**:239–245, 1995.
- [47] G. Klein, C. Hendrich, and J. Eulert. Digitale Bildanalyse des Wandungsverhaltens zementfreier PM-Hüfttotalendoprothesenschäfte. *Orthopädische Praxis*, **32**:174–176, 1996.
- [48] M. Kraemer and L. Rabenseifner. Therapeutisches Konzept zur Vermeidung postoperativer Verkalkungen bei Hüfttotalendoprothesen. *Orthopädische Praxis*, **34**:89–92, 1998.
- [49] T. Krüger, H. Reichel, and W. Hein. Teilbelastung oder Vollbelastung – Therapiestrategie nach zementfreier Hüfttotalendoprothese. *Orthopädische Praxis*, **34**:287–293, 1998.
- [50] B. Kristiansen and J. S. Jensen. Biochemical factors in loosening of the stanmore hip. *Acta Orthopædica Scandinavia*, **56**:315–319, 1988.
- [51] J. Kärrholm, H. Malachau, F. Sonarrson, and P. Herberts. Micromotion of femoral stems in total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **76–A**:1692–1705, 1994.
- [52] H. Legal, F. Engelmeier, G. Lämmermann, and R. Luge. Die zementfreie Hüftgelenkendoprothese nach Zweymüller – eine Nachuntersuchungsstudie. *Orthopädische Praxis*, **34**:83–88, 1998.

- [53] S. A. Lie, L. B. Engesaeter, L. I. Havelin, H. K. Gjessing, and S. E. Vollset. Mortality after total hip replacement: 0–10 year follow-up of 39.543 patients in the norwegian arthroplasty register. *Acta Orthopædica Scandinavia*, **71**(1):19–27, 2000.
- [54] G. K. Mc Kee and J. Watson-Farrar. Replacement of arthritic hips by the mc kee-farrar prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **48-B**:245–254, 1966.
- [55] G. Möllenhoff, M. Graf, M. Walz, and G. Muhr. Die Grunderkrankung als prognostisch wichtiger Parameter bei der Beurteilung von Langzeitergebnissen von Totalendoprothesen des Hüftgelenkes anhand von 8–10 Jahres-Ergebnissen der zementierten Totalendoprothese Müller-Geradschaft. *Orthopädische Praxis*, **2**:114–117, 1995.
- [56] M. E. Müller. *Heutiger Stand der Totalendoprothese der Hüfte*. Springer Verlag Berlin, 1984.
- [57] R. Müller, A. Ghassem-Khanloo, and P. Thümmler. Nachweis von minimalen Schraubpfannenwanderungen anhand von anteriorposterioren Röntgenaufnahmen des Hüftgelenks. *Orthopädische Praxis*, **32**:180–182, 1996.
- [58] R. Müller, T. Matuschek, and P. Thümmler. Digitale Röntgenbildbearbeitung zur Messung von Schaftwanderungen in der Hüftendoprothetik. *Orthopädische Praxis*, **32**:177–179, 1996.
- [59] A. T. Moore. Metal hip joint: a new self locking vitallium prosthesis. *South medical journal*, **45**:1015–1019, 1951.
- [60] E. W. Morscher, W. Dick, and V. Kernen. Cementless fixation of polyethylene acetabular component in total hip arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, **99**:223–230, 1982.
- [61] J. M. Nassif, M. A. Ritter, J. B. Meding, E. M. Keating, and P. M. Faris. The effect of intraoperative intravenous fixed-dose heparin during total joint arthroplasty on the incidence of fatal pulmonary emboli. *The Journal of Arthroplasty*, **15**(1):16–21, 2000.
- [62] E. Neusel, B. Bierther, M. Weiß, and K. Bläsius. Die Kongruenz des Hüftgelenkes. *Orthopädische Praxis*, pages 293–297, 1995.
- [63] S. Oehme and U. Plaaß. Klinische Erfahrungen mit der Exeter-Hüftendoprothesensystem. *Orthopädische Praxis*, **9**:568–572, 1997. Nach einem

- Vortrag auf der 45. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopädischen Vereinigung e.V. Düsseldorf in Düsseldorf 1997.
- [64] S. S. Olsson, A. Jernberger, and D. Tryggo. Clinical and radiological long-term results after charnely-müller total hip replacement. a 5 to 10 year follow-up study with special references to aseptic loosening. *Acta Orthopædica Scandinavia*, **52**:531–542, 1981.
- [65] I. Onsten, J. Besjakov, and A. S. Carlsoon. Improved radiologic survival of the charnley prosthesis in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. results of new versus old operative techniques in 402 hips. *The Journal of Arthroplasty*, **9**:3–8, 1994.
- [66] R. Poss, J. P. Malloney, F. C. Ewald, W. H. Thomas, N. J. Batte, C. Artness, and C. B. Sledge. Six- to 11-year results of total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **182**:109–116, 1984.
- [67] A. Reiter, D. Sabo, H. G. Simank, T. Büchner, M. Seidel, and M. Lukoschek. Periprothetische Mineralisationsdichte zementfreier Hüftendoprothetik. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, **135**:499–504, 1997.
- [68] P. A. Ring. Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **50-B**:720–724, 1968.
- [69] G. Rosar and D. Knapp. Autologe Bluttransfusion nach totalem Hüft- und Kniegelenkersatz mittels Retransfusion. *Orthopädische Praxis*, **34**:776–780, 1998.
- [70] A. Sarmiento, E. Ebramzadeh, W. J. Gogan, and M. McMahon. Total hip arthroplasty with cement. a long-term radiographic analysis in patients who are older than fifty and younger than fifty years. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **72-A**:1470–1476, 1990.
- [71] T. P. Schmalzried, F. J. Dorey, and McKellop H. The multifractional nature of polyethylen wear in vivo. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80-A**:1234–1243, 1998. A Commentary.
- [72] J. Schmidt, D. A. Kumm, and C. Marsen. Röntgenologische Qualitätsbeurteilung zementfixierter Hüftendoprothesenschäfte bei Anwendung des transprothetischem Drainagesystems (TDS). *Orthopädische Praxis*, **32**:525–528, 1996.

- [73] B. Schmitz, W. Menke, I. Michiels, and M. Fritz. 5–10 Jahres–Ergebnisse mit der Müller–Geradschaftprothese. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, **132**:279–285, 1994.
- [74] U. Schreiner, J. Hettenfleisch, G. Scheller, and L. Jani. Experimentelle Ermittlung der Zementstärke eines zementierten Prothesenschaftes bei verschiedenen Implantationstechniken. *Orthopädische Praxis*, **32**:198–201, 1996.
- [75] K. Schulte, J. Callaghan, S. Kelly, and R. Johnston. The outcome of charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **75–A**:961–975, 1993.
- [76] S. Sell, S. Esswein, C. Gaissmaier, R. Willms, F. Martini, G. Bruhn, and W. Küswetter. Prävention heterotoper Ossifikatin nach Hüftgelenkersatz durch fraktionierte Radiatio – klinische, funktionelle und radiologische Ergebnisse. *Orthopädische Praxis*, **32**:835–839, 1996.
- [77] R. Severt, R. Wood, A. Cracchiolo, and C. H. Amstutz. Long-term follow-up of cemented total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Clinical Orthopedics and Related Research*, **265**:137–145, 1991.
- [78] S. W. Smith, D. Estok, and W. Harris. Total hip arthroplasty with use of second-generation cementing techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **80–A**:1632–1640, 1998.
- [79] K. Soballe and F. Christensen. Calcar resorbtion after total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, **3**:103–107, 1988.
- [80] O. Sprick and P. Dufek. Biologische Fixation und klinische Ergebnisse der zementfreien Lübecker Totalendoprothese aus Spongiosametall. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, **131**:477–616, 1993. Sonderdruck.
- [81] H. Stabel. Verkehrstüchtigkeit nach Hüfttotalendoprothesen. *Orthopädische Praxis*, **9**:606–607, 1997.
- [82] C. Sutherland, A. Wilde, L. Borden, and K. Marks. A ten-year follow-up of one hundred consecutive müller curved total hip-replacement arthroplasties. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **64–A**:970–982, 1982.
- [83] B. Thomas. Heterotopic bone formation after total hip arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America*, **2**:347–358, 1992.

- [84] F. R. Thompson. Two-and-half-years' experience with a vitllium intramedullary hip prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **36-A**:489–492, 1954.
- [85] J. Toborek. Erfahrungen mit der modifizierten Verankerungemethode der Wellerendoprothese. *Orthopädische Praxis*, **32**:185–187, 1996.
- [86] D. Urbach, K. A. Matzen, and W. Gradi. Aktuelle Ergebnisse der prospektiven Verlaufstudie über das zementfreie Hüftprothesensystem ACA unter primärer Vollbelastung. *Orthopädische Praxis*, **9**:573–576, 1997. Nach einem Vortrag auf der 45. Jahrestagung der Nordeutschen Orthopädischen Vereinigung e.V. Düsseldorf in Düsseldorf 1997.
- [87] J. Valls. A new prosthesis for arthroplasty of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **34-B**:308–311, 1952.
- [88] M. J. van der Linde and A. J. Tonino. Nerv injury after hip arthroplasty. 5/600 cases after uncemented hip replacement, anterolateral approach versus direct lateral approach. *Acta Orthopædica Scandinavia*, **68**(6):521–523, 1997.
- [89] S. Veress. *NON-TOPOGRAPHIC PHOTOGRAMMETRY*, chapter X-Ray Photogrammetry, Systems and Applications, pages 167–186. 1985.
- [90] M. Wagner and H. Wagner. Vergleich der Ergebnisse von zementierten Hüfttotalprothesenschäften aus Titan und Kobalt-Chrome-Legierungen. *Orthopädische Praxis*, **9**:589–593, 1997.
- [91] W. Waugh. *John Charnley: The man and the hip*. Springer Verlag London, 1990.
- [92] B. Wejkner and M. Wiege. Correlation between radiologic and clinical findings in charnely total hip replacement. a 10-year follow-up study. *Acta Radiologica*, **28**:607–613, 1987.
- [93] D. Wessinghage and E. Kißlinger. Langzeituntersuchungen nach Implantationen von Totalendoprothesen der Hüfte bei entzündlich-rheumatischen Erkrankungen. *Aktuelle Rheumatologie*, **21**:242–248, 1996.
- [94] D. Wessinghage and E. Kißlinger. Langzeituntersuchungen nach Implantation von Totalendoprothesen der Hüfte bei entzündlich-rheumatischen Erkrankungen. *Aktuelle Rheumatologie*, **21**:242–248, 1996.

- [95] P. Wiles. The surgery of the osteoarthritic hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **45-B**:488–497, 1938.
- [96] U. Witzel. *Mechanische Integration von Schraubpfannen*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1996.
- [97] J. Wolff. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin, Hirschwald, 1892.
- [98] S. T. Woolson and Z. O. Rahimtoola. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *The Journal of Arthroplasty*, **14**(6):622–668, 1999.
- [99] B. Zicat, C. Engh, and E. Gocken. Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **77-A**:432–439, 1995.

Mein Dank gilt all denen, die mir diese Dissertation ermöglichten.

