

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker

**Der Schaftwechsel als Problemsituation  
der Hüftendoprothetik – Erkenntnisse am  
Beispiel des Wagner-Revisionschaftes**  
Überlebensrate, Funktionsanalyse und  
Röntgenbefund

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Oliver Erwin Bischel  
aus Riedlingen/Donau

2002

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. P. Böhm

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. K. Mitzkat

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>3</b>
1.1	Geschichtliche Entwicklung der Hüftendoprothetik . . . . .	3
1.2	Endoprothetik-heutiger Stand . . . . .	4
1.2.1	Problemsituation . . . . .	4
1.2.2	Standard der Hüftendoprothetik . . . . .	5
1.2.3	Der Wagner-Revisionsschaft . . . . .	6
1.2.4	Einsatzbereich . . . . .	7
1.2.5	Präoperative Planung und Situationsanpassung – Wagner (1989) [121] . . .	7
1.2.6	Operationstechnik . . . . .	9
1.3	Fragestellung . . . . .	11
<b>2</b>	<b>Patienten und Methodik</b>	<b>13</b>
2.1	Patientengut . . . . .	13
2.1.1	Einsatzbereiche, Anzahl der Implantationen . . . . .	13
2.1.2	Alters-, Geschlechts- und Gewichtsverteilung . . . . .	13
2.1.3	Grunderkrankung an der Hüfte . . . . .	14
2.1.4	Voroperationen und Seitenverteilung . . . . .	14
2.1.5	Begleitfaktoren und Pflegefälle . . . . .	14
2.2	Methodik . . . . .	15
2.2.1	Operative und stationäre Behandlung . . . . .	15
2.2.2	Klinische Daten . . . . .	16
2.2.3	Auswertung der Röntgenbilder . . . . .	18
2.2.4	Komplikationen . . . . .	26
2.2.5	Survivorship-Analyse und statistische Auswertung . . . . .	27
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>29</b>
3.1	Operation und Therapie . . . . .	29

3.1.1	Operationsspezifische Parameter und Maßnahmen . . . . .	29
3.1.2	Implantatspezifische Daten . . . . .	31
3.1.3	Klinikaufenthalt, Dauer bis Vollbelastung . . . . .	32
3.2	Funktionelle Parameter . . . . .	33
3.2.1	Allgemeine funktionelle Parameter . . . . .	33
3.2.2	Aktivitätsstatus und Allgemeinzustand . . . . .	34
3.2.3	Subjektives Befinden der Operierten . . . . .	35
3.2.4	Funktionelle Bewertung nach Merle d'Aubigné . . . . .	35
3.3	Radiologische Daten . . . . .	41
3.3.1	Defektsituation und knöcherne Reaktion . . . . .	41
3.3.2	Migrationsanalyse . . . . .	56
3.3.3	Transfemorale Zugang . . . . .	62
3.3.4	Ektopie Ossifikation . . . . .	65
3.4	Survivorship, Komplikationen und Einfluß des Operateurs . . . . .	66
3.4.1	Überlebensanalyse . . . . .	66
3.4.2	Komplikationen . . . . .	75
3.4.3	Einfluß des Operateurs auf das OP-Ergebnis . . . . .	78
3.5	Fallbeispiele . . . . .	79
3.5.1	Zementfreie Revisionen . . . . .	79
3.5.2	Zementierte und/oder primärimplantierte Schäfte . . . . .	81
3.5.3	Einsatz bei malignen Erkrankungen . . . . .	82
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>85</b>
4.1	Radiologische Ergebnisse, Vergleich der Techniken . . . . .	85
4.1.1	Bisherige Techniken und deren Problematik . . . . .	85
4.1.2	Konzeption der Prothese und radiologische Ergebnisse . . . . .	88
4.2	Klinische Ergebnisse und Überlebensrate . . . . .	100
4.2.1	Funktionelle Auswertung . . . . .	100
4.2.2	Überlebensanalyse und Einfluß des Operateurs . . . . .	103
4.3	Schlußfolgerung . . . . .	107
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>113</b>
<b>6</b>	<b>Anhang – Wertetabellen</b>	<b>117</b>

# Kapitel 1

## Einleitung

### 1.1 Geschichtliche Entwicklung der Hüftendoprothetik

Erste Schritte in der Hüftendoprothetik erfolgten in den zwanziger und dreißiger Jahren des 20. Jahrhunderts. Aus der Idee, zwischen die defekten Gelenkflächen Interponate zu setzen, entwickelte Smith-Petersen seine „Hip-Cup“- Muldenarthroplastik. Die erste Endoprothese per definitionem, also dem Ersatz einer Gelenkfläche, entstand, als man nach Resektion des defekten Femurkopfes von körpereigenem Fett als Interponat zu Glas, Pyrexglas, Bakelit und schließlich Vitallium als erstes biokompatibles Metall übergang [43]. Diese Materialien wurden in Form einer Kappe frei beweglich zwischen die Artikulation gesetzt. Die große Beweglichkeit der Kappe führte jedoch zu mechanischer Reizung mit Kalzifizierungen, resultierenden Kontrakturen und Schmerzen im Gelenkbereich, was schließlich zur Abkehr von dieser Technik zwang [10].

In den folgenden vierziger und fünfziger Jahren wurden verschiedene Endoprothesenmodelle entwickelt, wie z. B. die Plexiglas-Kopfprothese von Judet oder die Kopf-Hals-Endoprothese nach Moore, Thompson oder Eichner aus Cobalt-Chrom. Nachteile in Design und/oder Material führten trotz sehr guter Kurzzeiterfolge innerhalb weniger Jahre zum Aufbrauch des natürlichen Pfannenlagers durch Abriebpartikel oder durch die mechanische Beanspruchung und dadurch zum Versagen der Prothese.

McKee versuchte deshalb 1951 die natürliche Pfanne durch eine Vitallium-Pfanne zu ersetzen. Die erste brauchbare Totalendoprothese, also der Ersatz beider Artikulationsflächen, war entstanden [132]. Nachteile ergaben sich durch die designbedingt unphysiologische Kraftübertragung mit resultierenden hohen Lockerungsraten [10].

Bis in die sechziger Jahre fanden Weiterentwicklungen, besonders im Materialbereich, statt. Vanadium, Titan oder Nickel-Cobalt-Legierungen als Prothesenmaterial lösten den rostfreien Stahl ab. Jedoch erst der Einsatz von Polymethylmethacrylat (PMMA) zur Fixation der Komponen-

ten 1959 und hochdichtem Polyethylen im Pfannenbereich 1962, beides von Charnley eingeführt, gewährleisteten eine längere Haltbarkeit und verhalfen so zum Durchbruch in der Totalendoprothetik [43] [50] [86].

Andere Probleme wie die hohe Infektionsrate wurden durch Antibiotikaprophylaxe, die Weiterentwicklung der antibiotischen Substanzen und durch Vorkehrungen rund um die Operation, wie die wiederum von Charnley eingeführte Reinigung der Luft im Operationssaal, verbessert [94] [129] [137].

Alle diese Entwicklungen führten zur rasanten globalen Verbreitung der Endoprothetik. 1985 registrierte der United States Public Health Care allein 190 000-200 000 Hüft-Primärimplantationen in den USA [16] [74]. Heute muß weltweit von einer wohl siebenstelligen Zahl ausgegangen werden, mit weiterhin stark steigender Tendenz!

## 1.2 Endoprothetik-heutiger Stand

### 1.2.1 Problemsituation

Allen Entwicklungen zum Trotz konnte zwar die mittlere Überlebenszeit der implantierten Prothesen durch Verfeinerung und Weiterentwicklung gesteigert werden, sie hielten jedoch mit der ständig wachsenden Anzahl der Versorgten und der immer früher gestellten Indikation zur Primärversorgung bei gleichzeitig steigender Lebenserwartung nicht Stand.

Der über zwanzig Jahre geltende Standard mit zementierten Komponenten bei Metall-PE-Gleitpaarung brachte zu Beginn der achtziger Jahre eine rapide ansteigende Anzahl gelockerter Endoprothesen. So beträgt der Anteil der Revisionsoperationen im Vergleich zu Primärversorgungen mittlerweile nach Erhebungen des Patientengutes mancher Zentren mindestens 6% [69] [95], manche gehen sogar von über 10-15% aus [61] [72] [73] [97] [135], so daß weltweit von einer absoluten Zahl in fünfstelliger Höhe auszugehen ist. Vor allem die zementierten Pfannenkomponenten zeigten nach zunächst sehr niedrigen Lockerungsraten in den ersten fünf Jahren nach Implantation ab dem achten Jahr eine deutlich steigende Lockerungsrate. Der Schaft schien dagegen eine relativ konstante Rate über die Jahre bei zu behalten [86] [113] [116].

Die teilweise miteinhergehenden verheerenden Knochensubstanzverluste, sowohl im Bereich der gelockerten Pfannen als auch im ehemaligen Schaftlager des Femurs als Folgeaktion auf abgeriebene Zement- und PE-Partikel, sowie fehlerhaftes Design und Material der Prothesen, stellten die Chirurgen vor neue, bis dato unbekannte Herausforderungen [7] [14] [27] [28] [72] [78] [81] [87] [88] [101] [120] [126] [133] [134] [136].

Verschiedene Tendenzen in den Entwicklungen im Bereich der Prothesentechnik und Operationstechnik wurden eingeschlagen. Grundsatzdiskussionen über die Vor- und Nachteile der einen

oder anderen Behandlungsweise, wie z. B. die Verwendung von Knochenzement zur Fixation der Komponenten oder dem Einsatz von Knochentransplantaten im Revisionsfall folgten und bestehen bis heute. Dennoch lassen sich gewisse Folgerungen aus den ersten fast vierzig Jahren der Hüftendoprothetik, die zu einem gewissen Standard geführt haben, ziehen.

### 1.2.2 Standard der Hüftendoprothetik

#### Primärimplantationen

Um die Dauerfixation der Prothesen zu verbessern, wurden in den achtziger Jahren prinzipiell zwei verschiedene Wege eingeschlagen. Zum einen wurde aus den Anfängen der Endoprothetik die zementfreie, direkte Fixationsmöglichkeit im Knochen wieder aufgenommen und entsprechende Prothesensysteme entwickelt, zum anderen die herkömmliche Zementiertechnik verbessert. Die Änderung der Zementzusammensetzung („Bioglas“) ist hierbei zu nennen. Das Erreichen von „Pressurisation“ als Optimalform der Zementfixation galt und gilt als unbedingt erstrebenswert. Unter Zuhilfenahme einer Markkanalplombe, die das Ausweichen des Zementes nach distal verhindern soll, kann der noch flüssig-teigige Zement mit höherem Druck durch eine Pistole in den Markkanal eingepreßt werden. Dabei kann eine größere Oberfläche im trabekulären System erreicht und ausgekleidet werden, die Verankerung wird verbessert [36] [54] [53] [86].

Im Bereich der Pfannenkomponente hat sich die Zementfixation jedoch als nachteilig erwiesen. Histologische, radiologische und klinische Ergebnisse belegen die Vorteile der zementfreien Pfannenimplantate gegenüber den zementierten Pfannen [9] [13] [84] [87] [108] [113] [116].

Bei der Fixation der Schaftkomponente ist auf Grund der guten langfristigen Ergebnisse die Verwendung von Zement (noch) Mittel der Wahl [86], auch durch die Tatsache der oben erwähnten technischen Verbesserungen. Auf Grund der prinzipiellen Vorteile einer zementfreien Versorgung, die in der vorliegenden Arbeit noch diskutiert werden, geht jedoch auch hier die Entwicklung in Richtung zementfreier Schaftkomponente. Ermutigende kurz-, mittel- und erste langfristige Ergebnisse [35] weisen diesen Weg. Eine größere Anzahl künftiger Studien muß diesen jedoch noch ebnen.

Bei den Gleitpaarungen erwies sich der Abrieb des PE und seine globale Ausbreitung als äußerst nachteilig und limitierend für die Haltbarkeit des Kunstgelenkes [87] [134] [137]. Um die Abrieberscheinungen des Polyethylens und deren Folgen zu minimieren bzw. komplett auszuschalten, erfolgte zum einen der Einsatz von Keramik-Köpfen, die einen deutlich geringeren Abrieb zeigen [132], zum anderen wurde versucht, die ursprünglichste Gleitpaarung mit dem geringsten Abrieb wieder aufzunehmen und weiter zu entwickeln, nämlich Metall-Metall-Systeme [132], die sich jedoch bis dato noch nicht durchsetzen konnten. Auch die Größe des Kopfes, bzw. die daraus rein technisch resultierende Dicke des PE-Inlay, schien einen Einfluß auf den PE-Abrieb zu besitzen [137]. Die

Dämpfungseigenschaften sind bei großen Kopfgrößen und schmalerem Inlay geringer, so daß auf die Verwendung kleinerer Durchmesser in Verbindung mit möglichst dicken Inlays übergegangen wurde.

### Revisionsimplantationen

Hinsichtlich der Pfannenkomponente ergeben sich die gleichen Grundsätze wie bei den Primärimplantationen. Verwendung finden zementfreie Implantate (geschraubt und/oder durch „press-fit“ im Knochen verklemmt), bzw. Stützschalen, die auf Grund der Knochendefektsituation mit und ohne Knochentransplantat als Pfannenaufbauplastik eingesetzt werden. Erste Langzeitergebnisse zeigen im Vergleich mit zementierten Revisionen deren längere Haltbarkeit [8] [72] [73] [74] [96] [136].

Im Schaftbereich stellt sich die Situation ungleich schwieriger dar. Verschiedene Ansätze wurden und werden verfolgt, alle jedoch mit dem primären Ziel der Wiederherstellung der Funktion. Die Verwendung von Knochentransplantaten in massiver oder zerkleinerter Form kombiniert mit einem zementiert [16] [44] [81] [139] oder zementfrei verankerten Schaft [6] [32] [47] [51] [57] [87] [95] ist hier zu nennen. Der Einsatz von Tumorprothesen wird ebenso praktiziert [77] [39].

Die Bandbreite in diesem Bereich ist, wie erwähnt, sehr vielfältig, jedoch ergibt sich auch hier eine Tendenz in Richtung zementfreier Versorgung [51] [58] [74] [87] [120] [136]. Verschiedene für den Revisionsfall konzipierte Prothesen, meist durch Modifikationen aus Standardprimärimplantaten weiterentwickelt, kommen zum Einsatz [6] [15] [26]. Als völlig neuartiges Konzept wurde Ende der achtziger Jahre der Wagner-Revisionschaft eingeführt. Dieses Prothesenmodell soll im folgenden genauer vorgestellt werden.

### 1.2.3 Der Wagner-Revisionschaft

#### Implantatdaten

- Schaftlänge und Durchmesser:

Der Wagner-Revisionschaft ist in den Längen 190, 225, 265, 305, 345 und 385 mm erhältlich. Die kürzeste Prothese steht von 11-20 mm Durchmesser (in ein mm Schritten) zur Verfügung, die längeren Implantate von 14 bis 25 mm Durchmesser.

- Schaftform:

Der Schaft weist nach distal eine konische Form mit einem Winkel von 2 Grad auf. In Längsrichtung ziehen acht relativ scharfe Lamellen von der Prothesenspitze nach proximal zum Prothesenhals. Diese laufen bis zum Erreichen des Außendurchmessers ebenfalls im Winkel von 2 Grad konisch zu und in zylindrischer Form bis zur Basis des Prothesenhalses weiter.



Der konische Anteil ist bei Schäften mit größerem Durchmesser länger, der Prothesenhals gleichmäßig bogenförmig geführt, ovaloid im Querschnitt und bildet einen CCD-Winkel von 145 Grad. Der Hals am proximalen Prothesenende läuft von 14mm in einem Winkel von 5 Grad auf einen Durchmesser von 12 mm aus und ist mit einem standardisierten Keramikkopf in vier verschiedenen Längen bestückbar.

Bei der ursprünglichen Revisionsprothese war der konische Anteil nur auf die distale Prothesenhälfte begrenzt. Eine kopfartige Aufbauchung ließ den distalen in den proximalen, ovaloiden Prothesenteil, der mit einer ventralen und dorsalen Auskehlung versehen war, übergehen. Die Aufbauchung sollte das ausgeschlagene proximale Lager der ehemaligen Prothese besser auskleiden, und seine distale kopfartige Erweiterung diente als eine zusätzliche Abstützung der Prothese gegen ein eventuelles Einsinken. Dies hat sich jedoch als überflüssig erwiesen. In manchen Fällen, vor allem bei nicht allzu ausgeprägten Defektsituationen, brachten diese Konusverdickung des Schaftes Schwierigkeiten beim Einbringen der Prothese oder im Anlagern des Knochendeckels in anatomischer Position bei transfemoralem Zugang. Die restlichen Maße entsprechen den obigen Werten.

- **Material und Oberflächenbeschaffenheit:**

Der Wagner-Revisionschaft wird aus Protasul 100, einer Titanium-Aluminium-Niob-Legierung, gefertigt. Die Oberflächenbehandlung durch Grobstrahlung mit Körnern aus Aluminiumoxydkeramik erfolgt bis zum Halskonus.

#### **1.2.4 Einsatzbereich**

Der Einsatzbereich des Wagner-Revisionschaftes umfaßt hauptsächlich das Gebiet der Revisionsendoprothetik. Bei periprothetischen, diaphysären Frakturen [114] [140] und ausgedehnten proximalen Femurdefekten kann der Schaft als eine Art Marknagel fungieren. Als Primärimplantat kommt die Prothese überwiegend bei anatomisch schwierigen Verhältnissen durch frühere Osteotomien im proximalen Femurbereich in Betracht oder bei bestehenden, ausgedehnten Trümmerfrakturen, die einen endoprothetischen Ersatz rechtfertigen. In letzter Zeit erfolgte die Implantation des Schaftes auch im Bereich der Tumororthopädie als Tumorprothese.

#### **1.2.5 Präoperative Planung und Situationsanpassung – Wagner (1989) [121]**

Als wichtigste Zielsetzung gilt die optimale Auswahl der Implantate in Länge und Durchmesser. Die Prothesenlänge kann sehr zuverlässig bestimmt werden. Der Durchmesser kann variieren, da die Knochenfestigkeit durch das Röntgenbild nur unzuverlässig bestimmt werden kann und bei der

Markraumanpassung durch die Reibahle entsprechend der Härte der Kortikalis mehr oder weniger große Verluste auftreten, bzw. die konischen Lamellen mehr oder weniger tief in die Kortikalis eindringen. Es sollte also ein Toleranzbereich von ein bis zwei Millimetern nach oben und unten eingerechnet werden und entsprechende Implantate bereit liegen (s. u.).

Eine gute Planung vermag auch, eine mögliche Beinlängenverkürzung auszugleichen. Hinsichtlich des Operationsaufwandes ermöglicht sie die genaue Anpassung und Festlegung der Operationschritte. Notwendige Osteotomien auf Grund starker anatomischer Biegung des Femurs oder bei Verwendung eines transfemorales Zuganges, erforderliche Osteosynthesen zur Pseudarthrosenversorgung, Trochanterrefixation oder Transplantatanlagerung müssen genauso mitberücksichtigt werden wie die Verwendung von Knochentransplantaten zur Defektauskleidung. Die Operationsdauer, bei Revisionseingriffen ohnehin lang, kann verkürzt werden bei besserer Qualität des Eingriffes.

Die Planung erfolgt entsprechend der einer Standardprimärversorgung. Diese muß sehr genau erfolgen, da ein Abweichen von 10 bis maximal 15 % noch im Toleranzbereich von unter einem Millimeter von Implantat und Raspel liegt [37]. Als Planungsvoraussetzungen müssen verschiedene Röntgenbilder mit bekanntem Vergrößerungsfaktor vorliegen. Bei Standardaufnahmetechnik beträgt dieser 15 % und entspricht dem Faktor der Planungsschablonen. Bewährt haben sich eine Beckenübersichtsaufnahme, sowie Oberschenkelaufnahmen im anterioren und lateralen Strahlengang im Format 20 x 40 cm, die jedoch eine Strecke von mindestens 15 cm vom ehemaligen Prothesenlager nach distal enthalten müssen.

Mit Hilfe der Beckenübersichtsaufnahme kann bei gleichzeitigem Wechsel der Pfannenkomponente diese unter Verwendung der entsprechenden Pfannenschablone eingepaßt werden und die Versorgung des Defektes mit Knochentransplantaten mit berücksichtigt werden. Als Referenzpunkte zum Anpassen des anatomischen Kopfbereichs zählen dabei die Unterkante der Tränenfigurlinie und die Köhler'sche Linie, die meist auch bei schwereren Defekten noch gut bestimmbar sind. Bei vorhandenen guten Voraussetzungen auf der kontralateralen Seite kann diese Anpassung auch über diese getätigt werden. Bei Verbleiben der Pfannenkomponente, bzw. des Inlays muß die benötigte Kopfgröße bestimmt werden (unter Berücksichtigung des Vergrößerungsfaktors), sofern diese nicht sicher bekannt ist. Die Bestimmung des Längenausgleiches des Beines erfolgt durch den Vergleich der Abstände der Tränenfigurlinie zur Spitze des Trochanter major.

Die beiden langen Aufnahmen des Oberschenkels dienen primär zur Bestimmung der Implantatabmessung. Dazu wird die Trochanterreferenzlinie im rechten Winkel auf den Femurschaft bestimmt. Aus der Beckenübersicht oder der kontralateralen Seite wird das anatomische Kopfbereich übertragen. Unter Berücksichtigung einer Verankerungslänge des Schaftes im distalen intakten Femur von minimal sieben, optimal von zehn Zentimetern und dem Rotationsszentrum auf der Trochanterreferenzlinie, bzw. bei Beinlängendifferenzen entsprechend ausgeglichen, kann die Prothesenlänge genau bestimmt werden. Die Anpassung des Schaftdurchmessers beinhaltet eine gewisse

Fehlertoleranz [46]. Diese kann jedoch gering gehalten werden, wenn der Umriß der Planungsschablone der ausgesuchten Prothese auf einer Länge von optimal zehn Zentimetern, mindestens jedoch sieben, die Kortikalis auf beiden Seiten des Femurs auf der Röntgenaufnahme um jeweils einen Millimeter überragt. Die anatomische Situation muß ebenfalls bedacht werden. Bei ausgeprägter Antekurvationen oder Varus-, Valguskrümmung besteht die Gefahr der Schaftperforation, besonders bei großen Prothesenlängen (265 mm und länger). Bei ohnehin geplanter transfemorale OP-Technik wird die semicirkuläre Deckelosteotomie zu einer vollständigen Querosteotomie ausgeweitet, anderenfalls die Querosteotomie mit eingeplant.

Eine so angefertigte Planungszeichnung beinhaltet die Maße der Prothese unter Einzeichnung der Prothesenspitze, die Ausbreitung des ehemaligen Prothesenlagers (Prothesenspitze und Ende des Zementmantels) und dadurch der Osteotomiehöhe bei nötigem transfemoralem Zugang oder auf Grund der anatomischen Gegebenheiten. Eine Überprüfung erfolgt durch Übertragung auf die Röntgenaufnahme.

### 1.2.6 Operationstechnik

#### Operationszugänge

Prinzipiell können die gleichen Zugänge wie bei einer Primärversorgung angewendet werden. Bewährt haben sich z. B. der transgluteale, laterale Zugang nach Bauer oder anderer Beschreiber [78] [48], der hintere, der transtrochantäre oder der transfemorale Zugang nach Wagner [120], bzw. entsprechend modifizierte Zugänge, die prinzipiell ähnlich durchgeführt werden [138]. Auf eine genauere Beschreibung wird bei den Standardprozeduren verzichtet, die jeweilige Indikation jedoch erläutert. Der transfemorale Zugang als relativ neue Technik wird kurz dargestellt.

- Der transgluteale, laterale und hintere Zugang wird bei circumferent, intakter und mechanisch stabiler Kortikalis in Rücken- oder Seitlage des Patienten ausgeführt. Der hintere Zugang bietet den Vorteil der guten Darstellung des Nervus ischiadicus, wobei z. B. bei zunehmender Weichteilspannung durch eine eventuell vorzunehmende Beinverlängerung Schäden vorgebeugt werden kann, indem dieser gut vom umliegenden Gewebe, bzw. Narbengewebe freigelegt und so entlastet wird.
- Der transtrochantäre Zugang kann bei intertrochantären Frakturen, vor allem bei älteren Menschen, vorgenommen werden.
- Der transfemorale Zugang nach Wagner findet Verwendung bei stark geschädigtem proximalem Femur, da die Markraumpräparation ohne Frakturen ohnehin kaum durchgeführt werden kann. Der iatrogene Defekt am Knochen und dem umgebenden Gewebe kann bei optimaler Planung klein gehalten werden, der Blutverlust und der Zeitaufwand halten sich im Rahmen

[124] [133]. Prinzipiell erfolgt die Schnittführung entsprechend einem lateralen Zugang, wobei der Schnitt nach distal zum Entfernen der alten Komponente erweitert wird.

Der Musculus gluteus medius und die Fascia lata werden längs in Faserrichtung gespalten. Das Femur wird entsprechend der präoperativen Planung freigelegt und auf festgelegter Höhe osteotomiert. Zwei Bohrlöcher als ventrale und dorsale Begrenzung werden gesetzt, eines an der freipäparierten Linea aspera, das andere ca. 160 Grad ventrolateral davon. Mit einem Klängenmeißel wird entlang der Linea aspera bis auf Höhe des Tuberculum innominatum längs osteotomiert, von dort leicht nach ventral in Richtung der Spitze des Trochanter major, wobei der Sehnenansatz des Musculus gluteus medius wegen der Verletzungsgefahr des Nervus gluteus superior nur drei bis vier cm längsgespalten werden sollte. Ventral erfolgen einige Stichosteotomien durch den Musculus vastus lateralis, ohne diesen scharf abzulösen. Mittels Knochenspreizern wird der Deckel, am Musculus vastus lateralis hängend, nun abgehoben, die alte Prothese liegt komplett frei. Der Blutungsverlust wird gering gehalten, indem erst nach der Pfannenversorgung und Markraumpräparation das Granulationsgewebe am Knochendeckel entfernt wird. Nach Einbringen der Prothese gemäß der Planung wird der Deckel reponiert, was normalerweise durch den Zug der anhaftenden Muskeln begünstigt wird. Selten muß dieser mit Hilfe einer Cerclage refixiert werden. Knochentransplantate können zusätzlich im Defektbereich unter dem Deckel angelagert werden.

Ein besonders poröser Kochen birgt die Gefahr von Frakturen oder Fissuren beim Bearbeiten des Prothesenlagers oder dem Einbringen des Schaftes. Dieser kann mit Hilfe einer Sicherungscerclage direkt unterhalb der Osteotomie wirksam begegnet werden. An die Cerclagetechnik sind ebenfalls gewisse Forderungen zu stellen [130].

Ein Problem der verschiedenen Zugangsarten stellt die Festlegung des Referenzpunktes zur Planung des Eingriffes dar. Im Normalfalle gilt der Trochanter major als Referenzpunkt. Bei ausgedehnten Defekten im proximalen Femurbereich kann dieser oft nicht mehr zuverlässig herangezogen werden, so z. B. bei Trümmerfrakturen, lysiertem Trochanter major oder bei transfemoralem Zugang. Hier erfolgt die Orientierung zwangsläufig an Hand anderer Referenzpunkte, wie Cerclagen, der (präoperativ genau geplanten) Osteotomie oder der Femuranatomie.

### **Situation in situ**

Die Pfannenkomponente, bzw. das Rotationszentrum muß möglichst im anatomischen Zentrum plaziert werden [22] [106], der Inklinationswinkel sollte 40 Grad betragen und die Anteversion der Pfanne etwa 12 Grad.

Der Antetorsionswinkel der Schaftkomponente sollte bei 10 Grad verbleiben, die Beinlänge vollkommen ausgeglichen sein. Der Prothesenschaft muß möglichst in neutraler Position zur Schaftachse eingebracht werden.

Die Weichteilspannung bzw. die optimale Länge des verwendeten Prothesenkopfes kann getestet werden. Eine richtige Weichteilspannung ist vorhanden, falls der Zug von ca. 10 kg in longitudinaler Richtung bei gestrecktem Bein den Gelenkspalt um zwei bis höchstens acht Millimeter öffnet.

### 1.3 Fragestellung

Die vorliegende Arbeit soll einige grundsätzliche Diskussionspunkte, die in der Endoprothetik bestehen, objektiv beleuchten und zur Entscheidungsfindung hinsichtlich der Eignung und entsprechenden Wahl eines Implantates oder einer Technik beitragen. Dies umfaßt Faktoren, die in der Endoprothetik allgemein Gültigkeit haben und Faktoren, die bei entsprechenden Voraussetzungen im individuellen Fall zum Tragen kommen. Um die verschiedenen Techniken vergleichen zu können, müssen folgende Fragen nachvollziehbar und nach möglichst objektiven Kriterien beantwortet werden:

- Darlegung der Vor- und Nachteile der bisherigen, in der Revisionsendoprothetik verwendeten Techniken im Vergleich zu dem Konzept des Wagner-Revisionschaftes
- Funktionelles Ergebnis der Revisionsoperation mit dem Wagner-Revisionschaft unter besonderer Berücksichtigung des Aktivitätszustandes und der funktionellen Beurteilung nach Merle d'Aubigné
- Überlebensanalyse des Wagner-Revisionschaftes und damit kombinierten Pfannenkomponenten nach Kaplan-Maier
- Einfluß des Operateurs und dessen Erfahrung auf das OP-Ergebnis
- Darstellung der quantitativen und qualitativen Knochenreaktion, insbesondere der Knochendefektregeneration mit möglichen Einflußfaktoren, wie der Verwendung von Knochentransplantaten
- Einfluß der präoperativen Planung auf das Ergebnis und in diesem Zusammenhang Entwicklung einer eigenen Femurdefektklassifikation
- Vorstellung einer Migrationsstudie des Schaftes und den diesbezüglichen Einflußfaktoren insbesondere auf das Einsinken
- Darlegung der Vor- und Nachteile der verwendeten Operationstechniken, vor allem des trans-femorale Zuganges.



## Kapitel 2

# Patienten und Methodik

### 2.1 Patientengut

#### 2.1.1 Einsatzbereiche, Anzahl der Implantationen

Im Zeitraum von 13.10.1988 bis 12.09.1997 wurden an der Orthopädischen Universitätsklinik in Tübingen 130 Revisionsoperationen der Hüftgelenksendoprothese unter Verwendung des Wagner-Revisionschaftes durchgeführt. 129 Schäfte wurden entsprechend der ursprünglichen Konzeption des Schaftes zementfrei implantiert und ein Schaft zementiert. Desweiteren erfolgten in diesem Zeitraum sieben zementfreie primärendoprothetische Versorgungen mit diesem Implantat und eine zementierte. Die Gesamtimplantationszahl in diesen Einsatzbereichen belief sich also auf 138.

Im Bereich der Tumororthopädie wurde die Prothese bisher in 11 Fällen in einem Zeitraum von 29.05.1991 bis 12.01.1998 verwendet.

Der Großteil der folgenden Studie wurde, um eine gewisse Homogenisierung des Patientengutes zu erreichen, auf den Haupteinsatzbereich des Wagner-Revisionschaftes als zementfreies Revisionsimplantat (n=129) bezogen.

Die zementierten und/oder primär implantierten und die als Tumorprothese verwendeten Schäfte konnten auf Grund der zu geringen Anzahl nur als Fallbeispiele erwähnt werden.

#### 2.1.2 Alters-, Geschlechts- und Gewichtsverteilung

Die 129 zementfreien Schaftwechsel wurden an 123 Patienten, 51 männliche und 72 weibliche, vorgenommen. Beidseitige Versorgung erhielten eine weibliche Patientin und zwei Männer. Bei drei weiblichen Patienten, bei denen die Wagner-Prothese explantiert werden mußte, erfolgte die Revision wiederum mit einer Wagner-Komponente.

Das Alter der Patienten am Operationstag betrug im Mittel knapp 65 Jahre, der jüngste wurde

mit 36 Jahren, der älteste mit 86 Jahren operiert.

Die Gewichtsverteilung zeigte im Mittel knapp 73 Kilogramm mit einer Spanne von 50 bis 110 Kilogramm.

Eine Einteilung in Normgewichtige, Unter- sowie Übergewichtige erfolgte anhand des Body-Mass-Indexes (Körpergewicht in Kilogramm dividiert durch die Körpergröße in Meter zum Quadrat): 46 Operierte lagen im Normbereich von 20-25 kg/qm, neun Operierte waren untergewichtig im Bereich < 20 kg/qm und 74 Operierte zeigten ein Übergewicht mit einem BMI > 25 kg/qm.

### 2.1.3 Grunderkrankung an der Hüfte

Als Primärerkrankung, die zur Erstversorgung mit einer Hüftendoprothese führte, fanden sich 71 primäre und 48 sekundäre Coxarthrosen (25 dysplastischer, 13 traumatischer Genese und 10 nach Hüftkopfnekrose). In 10 Fällen lag eine rheumatische Grunderkrankung vor (9 pcP, 1 rheumatisches Fieber).

### 2.1.4 Voroperationen und Seitenverteilung

Die durchgeführte Revision war, die Gesamtanzahl der Revisionen beider Hüften betrachtend, in 80 Fällen die erste Revisionsoperation, in 30 Fällen die zweite, in 15 Fällen die dritte und in vier Fällen die vierte. Die Revisionsoperation bedeutete auf der betroffenen Seite selbst in 88 Fällen eine Erstrevision, in 34 eine zweite, in sechs eine dritte und in einem Fall eine vierte Revision. Zum Zeitpunkt der Operation hatten 65 Operierte auch kontralateral eine Endoprothese implantiert. Die Seitenverteilung brachte eine Versorgung des rechten Hüftgelenkes in 62 und des linken in 67 Fällen.

### 2.1.5 Begleitfaktoren und Pflegefälle

An Diabetes mellitus litten 13 Operierte, Nikotinabusus, bzw. Alkoholabusus, lag bei 13, bzw. zwei, vor. Jeweils ein Patient litt an systemischem Lupus erythematodes bzw. Morbus Bechterew. Eine Erkrankung maligner Genese, die nicht primär kausal für die Revisionsoperation war, hatten vier Patienten. Erwähnenswert wären noch vier Patienten mit massiver Muskelatrophie am operierten Bein, wobei in einem Fall eine Poliomyelitis ursächlich war. Insgesamt waren zum Zeitpunkt der Operation neun Patienten Pflegefälle, 6 der Pflegestufe 2 und 3 der Stufe 3 (zwei auf Grund eines apoplektischen Insultes, zwei durch eine pcP und fünf altersbedingt).



## 2.2 Methodik

Die Datenaufnahme fand anhand der Krankenakten und der angefertigten Röntgenaufnahmen der Patienten statt. Patienten, deren letzte Kontrolluntersuchung im Hause laut Krankenakte länger als ein Jahr zurücklag, wurden telefonisch und schriftlich benachrichtigt und zur Kontrolluntersuchung entweder an die Universitätsklinik in Tübingen einbestellt oder unter genauer Angabe der durchzuführenden Untersuchungen veranlaßt, sich bei einem Orthopäden ihrer Wahl vorzustellen. Von einem Patienten, der seinen Wohnsitz mittlerweile ins Ausland verlegt hatte, konnten die Daten nicht vollständig bis zum Abschluß erfaßt werden. Bei diesem flossen die letzten erhältlichen Daten mit ein. Ansonsten konnte von allen Operierten wenigstens ein Vergleich zwischen präoperativem, bzw. direkt postoperativem Zustand und dem Status bei der letzten Kontrolluntersuchung getätigt werden.

### 2.2.1 Operative und stationäre Behandlung

#### Operationsspezifische Angaben

Aufgenommen wurden die **OP-Indikation**, der **Operateur** (verschlüsselt) und die **Operationsdauer** (in Minuten).

#### OP-Maßnahmen

Diese Angaben beziehen sich auf den intraoperativ betriebenen Aufwand und zusätzliche OP-Maßnahmen am Femurschaft, sofern sie nicht durch den Operationszugang obligatorisch sind.

Im Einzelnen handelt es sich um den **OP-Zugang** (transfemoral, -gluteal, -trochantär, vorderer, hinterer), um **Osteotomien**, **Tenotomien**, **Ossifikationsentfernungen**, **Osteosynthesen**, Verwendung von **Knochentransplantaten** (Genetik, Aufbereitung, Verwendung) und die durchgeführte **intraoperative Infektionsdiagnostik** (Histologie, Mikrobiologie, laborchemische Infektionsparameter).

#### Implantatspezifische Daten

Die implantatspezifischen Daten beziehen sich auf die revidierten Komponenten:

- Revision von Pfanne, bzw. Inlay und Schaft oder nur des Schaftes
- Pfannenkomponente: Fixationsart (zementfrei, zementiert, Art der Inlayfixation) und Pfannentyp
- Schaftkomponente: Design (alt, neu), Schaftdurchmesser, -länge, Halslänge, Kopfdurchmesser

- Gleitpaarung: Art der verwendeten Materialien des Kopfes und der Pfanne.

### **Stationäre Behandlung, Infektions- und Ossifikationsprophylaxe**

Erhoben wurde die Dauer des stationären Aufenthaltes und die durchgeführten Prophylaxen hinsichtlich Infektion (Dauer in Tagen) und Ossifikation (Art und Dauer in Tagen).

### **Belastungsschema**

Das Belastungsschema, das im komplikationslosen Verlauf für die ersten zwei Wochen nur ein Beistellen des operierten Beines (Belastung ca. 10 kg), dann eine Teilbelastung von 20 kg für 6 Wochen mit anschließender Steigerung um 10 kg pro Woche vorsah, wurde gemäß folgender Gesichtspunkte angepaßt.

- Radiologische Stabilisierung (Nachsinken, knöcherne Konsolidierung)
- Mögliche Instabilitätsfaktoren, wie vorhandene präoperative Knochendefekte, Frakturen, Osteoporosezeichen, Luxationstendenz, OP-Zugang.

Aufgenommen wurde die Zeit bis zur endgültigen Vollbelastung in Tagen, die wegen obiger Einflußfaktoren und mangelnder Compliance eine große Streubreite von 2 bis 374 Tagen zeigte.

### **2.2.2 Klinische Daten**

Die Erhebung erfolgte wenigstens aus den präoperativen, bzw. direkt postoperativen sowie den Abschlußdaten. Für die Verlaufsbeschreibung einiger klinischer Parameter (Schmerz, Beweglichkeit, Gehfähigkeit) fand die Datenerhebung von präoperativem, bzw. direkt postoperativem Status kontinuierlich bis zum Abschlußzustand statt. Hierfür konnten nur diejenigen Patienten herangezogen werden, von denen eine lückenlose Datenerfassung, entsprechend den empfohlenen Kontrolluntersuchungen nach 1, 3, 6, 9, 12 Monaten und schließlich jährlich, bis zum Erreichen eines Steady-State-Zustandes ohne weitere Änderung des jeweiligen Parameters oder definierten Ereignisses möglich war. Da sich viele postoperative Ereignisse im ersten Jahr manifestieren, waren die ersten vier Kontrolluntersuchungen in den vorgeschlagenen Zeitabständen obligatorisch.

Nach diesen Kriterien fanden sich 121 Operierte mit eingehaltenem Nachuntersuchungsschema, die eine lückenlose Datenerhebung für eine Verlaufsbeobachtung der Parameter erlaubte.

### **Allgemeine funktionelle Parameter**

- Beinlängenausgleich und Trendelenburg'sches Zeichen

### Aktivitätsstatus und Allgemeinzustand

Um eine Aussage über die Aktivität und deren Änderung machen zu können, wurde ein ursprünglich in der Onkologie verwendeter Index [42]. herangezogen. Die Aktivitätsangaben erfolgten hier in Prozent relativ zur möglichen uneingeschränkten körperlichen Aktivität von 100 % (siehe Tabelle 2.1).

%	Einteilungskriterien	Aktivitätsstatus
100	Allgemeinzustand, Aktivität und Arbeitsfähigkeit normal, keine einschränkende Krankheits-symptome	Patient frei beweglich und arbeitsfähig; keine besondere Behandlung notwendig
90	Normaler Allgemeinzustand, Aktivität u. Arbeitsfähigkeit gering eingeschränkt	
80	Normale Aktivität und Arbeitsfähigkeit nur unter Anstrengung, mäßig einschränkende Krankheitssymptome	
70	Selbstversorgung möglich, aber unfähig zu normaler Aktivität oder Arbeit	Arbeitsunfähigkeit; Selbstversorgung zu Hause noch möglich
60	Gelegentliche Hilfe notwendig, aber noch weitgehende Selbstversorgung	
50	Häufige Unterstützung und medizinische Versorgung erforderlich	
40	Überwiegende Immobilität, spezielle Hilfe und Pflege erforderlich	Keine Selbstversorgung, hilfsbedürftig
30	Stationäre Behandlung, bettlägerig	
20	Hospitalisierung und aktiv unterstützende Therapie	
10	Moribund, Fortschreiten der Erkrankung	
0	Exitus	

Tabelle 2.1: Aktivitätsstatus und Allgemeinzustand nach Karnofsky (modifiziert)

### Subjektives Befinden des Patienten

Das Befinden des Patienten wurde folgendermaßen eingestuft:

**sehr zufrieden – zufrieden – mäßig – unzufrieden (noch tolerabel) – nicht tolerabel.**

### Funktionelle Bewertung nach Merle d'Aubigné (1954 und 1970) [82] [83]

Dieser Score bestand aus drei an sich separaten, auf die operierte Hüfte bezogenen Parametern, nämlich einer Schmerzeinteilung, einer Beweglichkeitseinteilung und einer Bewertung für die Gehfähigkeit. Jedem dieser drei Parameter wurden bis zu sechs Punkte gemäß Tabelle 2.2, 2.3 und 2.4 zugeordnet. Die Addition der Punktzahlen ergaben einen funktionellen Merle d'Aubigné-Gesamtscore für das Ergebnis der durchgeführten Operation (maximal 18 Punkte, minimal 0, siehe Tabelle 2.6). Auf Grund der Abhängigkeit des Parameters der Gehfähigkeit von anderen Einflüssen

wie Problemen an der kontralateralen Hüfte, Beschwerden an anderen Gelenken oder einschränken- den Faktoren wegen vorliegender systemischer Grundkrankheiten (pcP, Pflegefälle), wurde unter Nichtberücksichtigung der Gehfähigkeit versucht, eine gewisse Objektivierung zu erreichen. Dieser Wert wurde modifizierter Merle d'Aubigné-Score genannt (maximal 12 Punkte, minimal 0, siehe Tabelle 2.5).

Punkte	Definition
6	keine Schmerzen
5	leicht und selten auftretende Schmerzen
4	geringe Schmerzen beim Gehen, verschwinden in Ruhe
3	starke Schmerzen, aber erträglich, Aktivität eingeschränkt
2	starke Schmerzen, die jede nützliche Aktivität verhindern
1	sehr starke Schmerzen, die den Schlaf stören
0	Dauerschmerz, Nacht- und Tagruheschmerz

Tabelle 2.2: Schmerzbewertung nach Merle d'Aubigné

Normalstellung	Punkte		Flexion in Grad entsprechend der jeweiligen Ausgangsstellung
	Außenrotation	Ab-, Add-, IRO	
6	5	4	$x < 90$
5	4	3	$70 \leq x \leq 90$
4	3	2	$50 \leq x \leq 70$
3	2	1	$30 \leq x \leq 50$
2	1	0	$x < 30$

Tabelle 2.3: Beweglichkeit nach Merle d'Aubigné

Punkte	Definition
6	normal, nicht eingeschränkt
5	leicht eingeschränkt oder leichtes Hinken bei längeren Strecken; Gehstock für lange Strecken; leichtes Instabilitätsgefühl bei langen Gehstrecken ohne Gehstock; unbegrenzte Gehzeit
4	Gehstock außer Hauses oder deutliches Hinken; leichtes Instabilitätsgefühl; Gehzeit eine Stunde
3	ständiges Benutzen eines Gehstockes; Instabilität; Gehzeit unter einer Stunde
2	zwei Gehstöcke
1	zwei Unterarmgehstützen obligat
0	nicht gehfähig

Tabelle 2.4: Gehfähigkeit nach Merle d'Aubigné

### 2.2.3 Auswertung der Röntgenbilder

Zur Auswertung wurden außer den Beckenübersichtsaufnahmen auch die a.p.-Aufnahmen (lange Platte) und die seitlichen Bilder (Aufnahme nach Lauenstein-lange Platte) des Oberschenkels her-

Punktebereich	zugeordnetes Resultat
$\leq 7$	schlecht (5)
8	mangelhaft (4)
9	mäßig (3)
10	gut (2)
11-12	sehr gut (1)

Tabelle 2.5: Modifizierter Merle-Score

Punktebereich	zugeordnetes Resultat
$\leq 8$	schlecht (6)
9-12	mangelhaft (5)
13-14	mäßig (4)
15-16	gut (3)
17	sehr gut (2)
18	exzellent (1)

Tabelle 2.6: Gesamtergebnis nach Merle

angezogen. Alle Absolutzahlen wurden entsprechend dem vorhandenen Vergrößerungsfaktor auf die Größe der Beckenübersichtsaufnahme umgerechnet und angegeben.

Bei allen Parametern erfolgte die Datenaufnahme der präoperativ, bzw. direkt postoperativ und zum Abschluß erhaltenen Röntgenbilder. Bei allen radiologischen Verlaufsparemtern galten bezüglich der in diese Beobachtungen eingehenden Operierten die gleichen Voraussetzung wie bei den klinischen Verlaufsparemtern (siehe dort). Entsprechend gingen in die Verlaufsbeobachtungen 118 Patienten ein. Zusätzlich wurde bei einigen qualitativen Bestimmungen bei Erreichen des Maximalergebnisses, bzw. Eintreten eines Ereignisses der Zeitpunkt mit festgehalten, um zeitliche Zusammenhänge und Dimensionen evaluieren zu können.

Lokalisierungsangaben an der Pfanne erfolgten entsprechend der Zoneneinteilung nach DeLee und Charnley (1976) [21].

Am Schaft wurde eine modifizierte Zoneneinteilung nach Gruen et al. (1979) [45] gemäß Abbildung 2.1 verwendet. Zur Vereinfachung der Auswertbarkeit, bzw. der besseren Beurteilungsmöglichkeit über die Ausdehnung eines definierten Ereignisses, wurde folgende Methodik herangezogen.

Von den 14 Gruen-Zonen ausgehend, wurde die Prothesenlänge entsprechend Bild 2.1 in Drittel eingeteilt. Als restliches Femur wurde der Anteil unterhalb der Prothesespitze betrachtet (beginnend mit den Gruen-Zonen 4 und 11 nach distal).

Die Festlegung der reinen Längsausdehnung eines Parameters erfolgte entsprechend obiger Einteilung in Drittel auf die Prothesenlänge des Wagner-Schaftes bezogen. Dabei wurde ein Ereignis eines Parameters als zutreffend eingestuft, falls dieses Ereignis in wenigstens einer der vier Gruen-Zonen je Drittel zutraf.

Entsprechend wurde für die Ausdehnung eines Parameters das Ereignis „die Prothese komplett circumferent umfassend“ definiert, falls in allen vier Gruen-Zonen je Drittel das Ereignis, bzw. der Parameter definitionsgemäß zutraf.

Aussagen waren hinsichtlich der Ausdehnung der Parameter somit einmal in rein longitudinaler Richtung zu machen, ohne Berücksichtigung der quantitativen Ausdehnung um die Prothese und einmal in longitudinaler Richtung mit gleichzeitiger Berücksichtigung der quantitativen Ausdehnung um die Prothese.

Flächenangaben verschiedener Parameter erfolgten in Bezug auf die Oberfläche der Prothese.

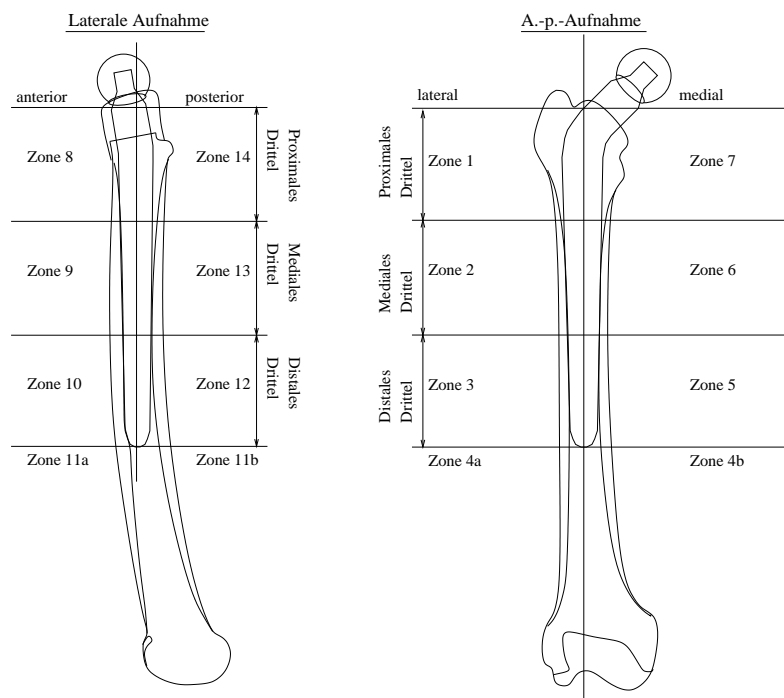


Abbildung 2.1: Zoneneinteilung in der a.-p. und lateralen Aufnahme

Als Ausgangspunkt dieser groben Schätzung galten wiederum die Gruen-Zonen. Ein Zutreffen des definierten Ereignisses eines Parameters in allen 12 die Prothese umgebenden Zonen wurde mit 100 % entsprechend der kompletten Prothesenoberfläche gewertet. Pro nichtanliegende Zone wurde 8,34 % von der möglichen Maximalfläche von 100 % abgezogen.

### Femurdefekteinteilungen und Defektregeneration

- Nach Pak et al. (1993) [95]:
  - Typ 1:** minimaler Knochenverlust der Meta- und Diaphyse
  - Typ 2A:** Verlust des Femurhalses (Calcar) bis unter die intertrochantäre Grenzlinie
  - Typ 2B:** anterolateraler Knochenverlust der Metaphyse
  - Typ 2C:** posteromedialer Knochenverlust der Metaphyse bei Calcarverlust
  - Typ 3A:** entspricht Typ 2A mit zusätzlichem diaphysärem Verlust
  - Typ 3B:** entspricht Typ 2B mit zusätzlichem diaphysärem Verlust
  - Typ 3C:** entspricht Typ 2C mit zusätzlichem diaphysärem Verlust
- Nach Wagner (1993) [122]:
  - Grad 1:** kein besonderer Defekt
  - Grad 2:** geringer Knochenverlust, geringe Knochenresorption am Schenkelhals, geringe Versmälnerung der Kortikalis, intakte Meta- und Diaphyse

**Grad 3:** Verlust des Femurhalses, schwere Verschmälerung der subtrochantären Kortikalis, intakte Diaphyse

**Grad 4:** Verlust des Femurhalses, schwere Verschmälerung der subtrochantären Kortikalis auf der kompletten Circumferenz

**Grad 5:** Verlust des Femurhalses, schwere Verschmälerung der subtrochantären Kortikalis, große subtrochantäre Defekte der Kortikalis, das proximale Fünftel des Femurs ist nicht tragfähig für eine Femurkomponente

**Grad 6:** Verlust des Femurhalses, schwere Verschmälerung der subtrochantären Kortikalis, große subtrochantäre und diaphysäre Defekte, die proximale Hälfte des Femurs ist nicht tragfähig für eine Femurkomponente

- Eigene Defektklassifikation, Tragfähigkeit, Verankerungsfähigkeit und Gewährleistung der Primärstabilität (anschaulich Abbildung 2.2):

**Grad 0A:** geringer Knochenverlust, geringe Knochenresorption am Schenkelhals, geringe Verschmälerung der Kortikalis, intakte Meta- und Diaphyse (z. B. Zustand nach Wagner-Cup); Verankerung im proximalen Viertel ohne Einschränkung der Primärstabilität möglich

**Grad 0B:** Verlust des Schenkelhalses; subtrochantäre Kortikalis, Meta- und Diaphyse intakt (Zustand nach primärendoprothetischer Versorgung); stabile Verankerung im proximalen Viertel ohne Einschränkung möglich

**Grad 1A:** Verschmälerung, bzw. Defekte der subtrochantären Kortikalis, jedoch intakte Diaphyse; stabile Komponentenverankerung im proximalen Femurviertel noch möglich

**Grad 1B:** Schwere subtrochantäre Kortikalisschäden im proximalen Femurviertel; das proximale Viertel des Femurs ist nicht tragfähig für eine Femurkomponente, eine stabile Verankerung erst ab dem zweiten Femurviertel möglich

**Grad 2A:** Defekte oder Kortikalisverschmälerung reichen bis ins zweite Femurviertel hinein; jedoch noch tragfähige Diaphyse mit möglicher stabiler Verankerung ab dem zweiten Femurviertel

**Grad 2B:** Schwere Kortikalisschäden bis zur Femurhälfte reichend; die proximale Femurhälfte ist nicht tragfähig für eine Femurkomponente; mögliche stabile Verankerung ab dem dritten Femurviertel

**Grad 3A:** Kortikalisschäden bis dreiviertel der Femurlänge; noch tragfähige diaphysäre Verankerung im dritten Femurviertel möglich

**Grad 3B:** Schwere Kortikalisschäden bis dreiviertel der Femurlänge; tragfähige Verankerungsstrecke aufs distale Femurviertel beschränkt

**Grad 4A:** Defekte und Kortikalisschäden reichen bis ins distale Femurviertel; noch tragfähige Verankerungsstrecke im distalen Femurviertel

**Grad 4B:** Defekte und schwere Kortikalisschäden im distalen Viertel; minimale Verankerungsstrecke im letzten Femurviertel; Tragfähigkeit und Primärstabilität nicht mehr gewährleistet

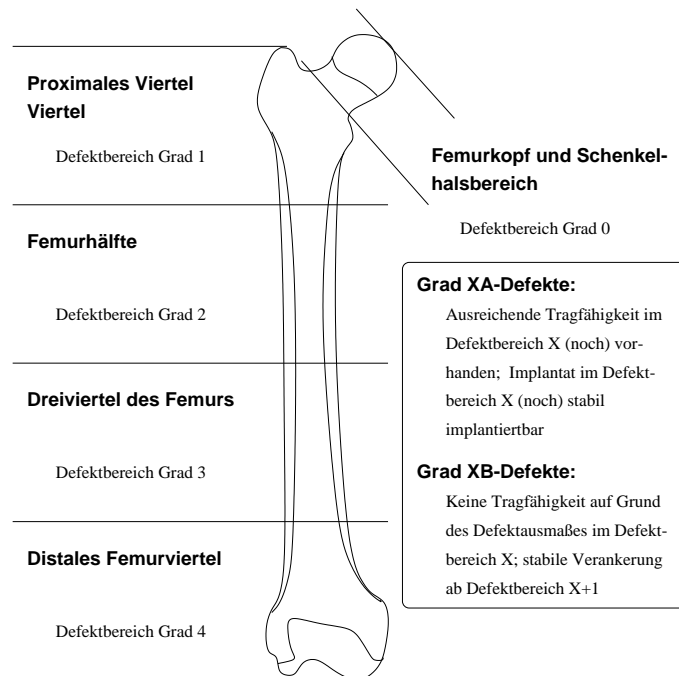


Abbildung 2.2: Eigene Defekteinteilung

- Ausdehnung des Defektes:  
Erhebung des Defektausmaßes in mm absolut im Intertrochantärbereich senkrecht auf den Prothesenhals gemessen und dessen circumferente Ausdehnung nach distal gemäß obiger Einteilung.
- Knochendefektdurchbauung:  
Hier wurde zum Vergleich der präoperative und der Abschlußzustand des bestehenden knöchernen Defektes ohne Berücksichtigung einer qualitativen Änderung der knöchernen Situation ermittelt.
- Gesamtsituation:  
**Defektzunahme – kein bis geringer Aufbau – deutlicher Aufbau** (Grenzlinie vorhanden als Saum, Knochentransplantat-Knochen-Grenze) – **starker Wiederaufbau** (mit komplettem Defektschluß ohne Saumbildung)
- Situation im Defektbereich des ehemaligen Prothesenlagers im proximalen Femur:  
**Defektzunahme – konstante Defektsituation** (geringer oder kein Aufbau) – **deutli-**



**cher Aufbau** (mit Grenzlinie) – **guter Aufbau** (komplette Durchbauung des Markkanals unterhalb der Intertrochantärlinie) – **excellenter Aufbau** (komplette Durchbauung des Markkanals inclusive der intertrochantären Region).

**Knochenbeschaffenheit, -Substanz und Osteoporose-Quantitative Bestimmungen (siehe Abbildung 2.3)**

- Knochen-Kortikalisrelation nach Callaghan et al. (1985) [14]:  
-Verhältnis des Markraums b zum Außendurchmesser a in %, am Punkt J einen cm unterhalb des Trochanter minor gemessen
- Gesamtknochenmasse im proximalen Femur:  
-Verhältnis von Knochensubstanz a-c (Kortikalis und Spongiosa) zum Gesamtdurchmesser a in % einen cm unterhalb des Trochanter minor in Punkt J gemessen
- Barnett-Nordin-Index [4] [20]:  
-Verhältnis der Kortikalisdicke d-e zum Gesamtdurchmesser d des Femur in % im Punkt K am Isthmus gemessen als Index für eine vorliegende Kortikalisausdünnung und/oder Osteoporose (deutliche Ausdünnung und/oder Osteoporose bei einem Wert < 45 %)

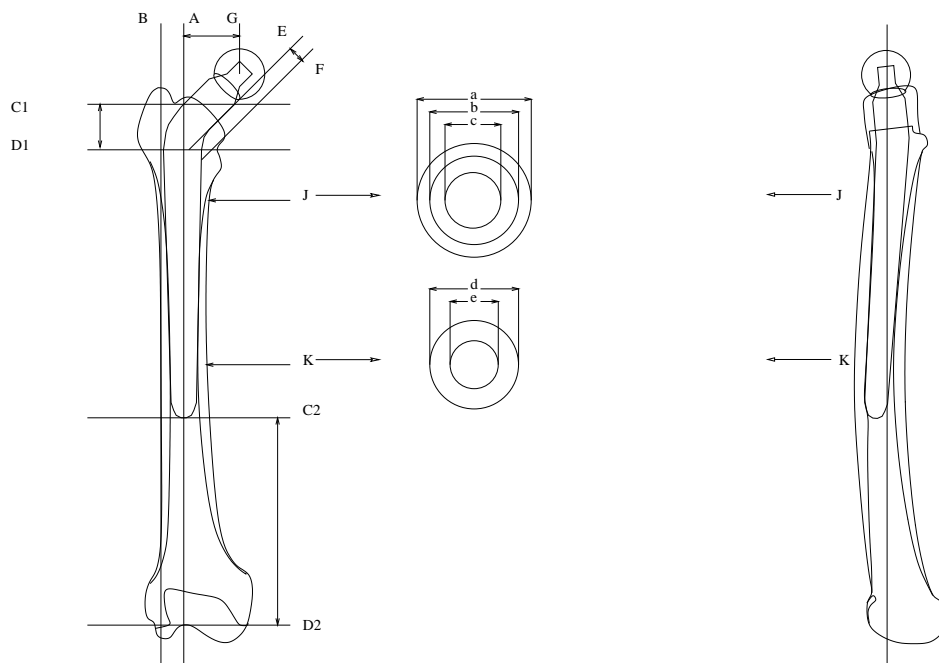


Abbildung 2.3: Durchgeführte Messungen

### Knochenbeschaffenheit, -Substanz und Osteoporose- Qualitative Parameter

- Mineralisierung und spongiosierte Kortikalis:  
Angabe der Demineralisation in Längsausdehnung in Bezug auf die Prothesenlänge, bzw. das gesamte Femur und die Circumferenz um die Prothese betreffend: – normale intakte Kortikalis – spongiosierte Kortikalis, aber noch deutlich mineralisiertes Trabekelwerk – spongiosierte Kortikalis, demineralisiertes Trabekelwerk mit deutlicher Densitätsminderung
- neu aufgetretener Lysesaum bei Abschluß:  
-Messungen in mm absolut, Länge und Circumferenz (Gruen-Zonen)
- Frühfixation/Osseointegration nach Engh und Massin (1989) [34]:  
-**optimal** bei radiologischen Anzeichen von Frühfixation durch potentielle Osseointegration, Kontaktfläche zwischen Knochen und Prothese homogen knöchern und mechanisch stabil  
-**suboptimal** , falls Kontaktfläche zwischen Knochen und Prothese verzögerte Stabilisierung durch fibröse Gewebekapsel mit Knochenanpassungsreaktion auf Grund anfänglicher Mikrobewegung zeigt  
- **schlecht** bei vorhandenem fibrösem Gewebe durch inadäquate Knochenreaktion und Ausbleiben einer knöchernen Stabilisierung innerhalb des ersten Jahres.

Die potentielle knöcherne Integration des Schaftes wurde separat im proximalen Defektbereich und dem primären Knochen-Prothesen-Kontaktbereich im intakten distalen Femur betrachtet. Ferner wurde die potentiell osseointegrierte Fläche der Prothese ermittelt. Die Datenaufnahme erfolgte direkt postoperativ und zum Abschluß.

### Zugangsspezifische und OP-technische Parameter

- Transfemorale Zugang im Vergleich zu den anderen verwendeten Zugängen:
  - Deckelkonsolidierung bei transfemoralem Zugang (proximale und distale Osteotomie):
  - Dislokation
  - Pseudarthrosenbildung
  - keine Durchbauung, persistierender Spalt oder Kortikalisdefekt
  - Konsolidierung der Osteotomien, aber verbliebene Instabilität durch starke Kortikalisausdünnung
  - vollständige Konsolidierung
- Zeitspanne bis zur kompletten Konsolidierung
- Einteilung des Deckelsitzes direkt postoperativ als Voraussetzung für Konsolidierung:

- schlecht, bei einem Abstand zwischen Deckel und Schaftkortikalis von mehr als 5 mm)
- gut falls Horizontal- und/oder Vertikalabstand des Deckels zum Schaft kleiner als 5 mm.

- Migration des Deckels in mm horizontal und vertikal im Zeitverlauf
- Primärer Prothesen-Kortikalis-Kontakt, Verankerungslänge der Prothese:
  - Press-Fit:

Ein positiver Press-Fit-Kontakt liegt vor, wenn sich ein deutlicher Prothesen-Kortikaliskontakt im Isthmusbereich des Femurs als der am meisten für die mechanische Primärstabilität verantwortlichen Verankerungspunkt zeigt.

- Kortikaliskontakt an der Prothesenspitze:

Positiv, falls deutlich sichtbarer Prothesen- Kortikaliskontakt entsprechend den Gruen-Zonen 4 und 11.

- Primäre Verankerungslänge:

diese hing eng von der Defektausdehnung nach distal, bzw. dem verwendeten Zugang ab. Gemessen wurde die Länge der Prothese, die im intakten Femur circumferenten Prothesen-Knochen-Kontakt besaß (alle vier Gruen-Zonen im entsprechenden Schaftdrittel).

### **Knochentransplantat**

- Einbau des Knochentransplantates:
  - vollständig** – **teilweise** (mit Grenzlinie) – **kein Einbau** (persistierende Transplantat-Knochen-Grenzlinie – teilweise Lysierung des Transplantates – komplette Lysierung des Transplantates)
- Einbauart des Knochentransplantates:
  - kompakt – trabekulär – kompakt und trabekulär
- Knochentransplantat-Knochen-Fläche:
  - Eine Angabe der Ausdehnung des Knochentransplantates im proximalen Femur (Bereich des ehemaligen Schaftlagers) erfolgte in mm absolut an der Stelle der größten Ausdehnung unterhalb der Intertrochantärlinie, in der Länge und der Ausdehnung um die Prothesenperipherie (Gruen-Zonen). Die Knochentransplantat-Knochen-Fläche in % der Prothesenoberfläche wurde abgeschätzt entsprechend der Eingangs erwähnten Methode.

### **Migration (vergl. Abbildung 2.3)**

- Schaft-Prothesen-Winkel nach Sutherland et al. (1982) [116] im Zeitverlauf:
  - Der Winkel zwischen der Prothesenlängsachse A und der Tangente B auf die laterale Kortikalis wurde im Zeitverlauf verfolgt.

- Einsinken nach Callaghan et al. (1985) [14] im Zeitverlauf:  
Messung als vertikaler Abstand in mm zwischen dem Prothesenhalsunterrand C1 und dem obersten Punkt des Trochanter minor D1. Bei Lyse des Trochanter minors oder frei beweglichem proximalen Femuranteiles (durch Fraktur oder transfemoralem Zugang) wurde vom Prothesenhalsunterrand bis zu einer Cerclage, falls vorhanden, oder von der Prothesenspitze C2 zu den Kondylen D2 gemessen.
- Horizontalbewegung nach Sutherland et al. (1982) [116] im Zeitverlauf:  
Zur Messung einer Horizontalbewegung wurde der Abstand des Prothesenhalses E zum medialen Endost am proximalsten Punkt F des Femurs in mm gemessen.
- Femoral-Head-Off-Set im zeitlichen Verlauf:  
-gemessen als Abstand der Prothesenlängsachse A und dessen Parallele G durch das Femurkopfzentrum in mm.

### **Ektope Ossifikation–Einteilung nach Brooker et al. (1973) [11]**

**Grad 0** : keine ektope Ossifikation

**Grad 1** : kleine periartikuläre Knocheninseln im Weichteilgewebe

**Grad 2** : Knochensporne vom Becken oder proximalen Femur, die noch mindestens einen Zentimeter vom gegenüberliegenden Knochen entfernt sind

**Grad 3** : Knochensporne vom Becken oder oberen Femurende mit einem Abstand von weniger als einen Zentimeter vom gegenüberliegenden Knochen

**Grad 4** : sichtbare Hüftgelenksankylose

## **2.2.4 Komplikationen**

### **Systemische Komplikationen**

- Frühkomplikationen:  
Als systemische Frühkomplikationen wurden alle diejenigen therapiebedürftigen Probleme gewertet, die nicht später als vier Wochen postoperativ auftraten.
- Spätkomplikationen:  
Aufnahme fanden hier alle Komplikationen, die nach der vierten postoperativen Woche auftraten mit direktem Einfluß auf den operativen Erfolg der Revision.

### **Lokale Komplikationen**

- Frakturen an Fixationsschrauben der Pfanne und am Osteosynthesematerial des Femurs

- intraoperative Komplikationen am Femur (ausgeheilt oder persistierend)
- intraoperativ erfolgte Nervenläsionen (temporär oder persistierend)
- Spätkomplikationen, insbesondere Revisions-OPs ohne Implantatwechsel und postoperativ aufgetretene periprothetische Frakturen

### 2.2.5 Survivorship-Analyse und statistische Auswertung

Die Überlebensanalysen wurden nach der Methode von Kaplan-Maier [66], die im Kapitel 4.2.2 näher erläutert wird, durchgeführt. Als Versagenskriterium wurde einzig der Ausbau der Prothese festgelegt und verschiedene Versagerdefinitionen, wie die Ereignisse „Lost-To-Follow-Up“ (keine weiteren Daten über den Verbleib der Prothese erhältlich), „Verstorben während des Nachuntersuchungszeitraumes“, „Ausbau der Prothese“, „Aseptischer Ausbau“ (alle ausgebauten, außer den durch Infektion ausgebauten), Ausbau auf Grund einer „Infektion“, für Versagen auf Grund von „Instabilität oder rezidivierende Luxationen auf Grund einer Implantatfehlstellung“ und „aseptische Lockerung“ definiert und untersucht. Als „Worst-Case“-Ereignis wurden alle oben genannten Kriterien unter Ausnahme der in der Nachuntersuchungszeit Verstorbenen zusammengefaßt. Diese Kriterien wurden auf die Pfannenkomponente und die Schaftkomponente auf unterschiedliche Stichproben angewendet und untersucht.

Entsprechende 95 %-Konfidenzintervalle wurden nach einer Formel gemäß Dorey et al. (1993) [24] wie folgt berechnet:

$$P = \text{Überlebensrate} \pm 1,96 * \text{Standardfehler der Überlebensrate}$$

Die Berechnung der Irrtumswahrscheinlichkeiten für sich schneidende, bzw. sich nicht schneidende Kurven der Kaplan-Maier-Verläufe erfolgte anhand des Wilcoxon-Testes bzw. des Log-Rank-Testes. Abhängigkeiten, Korrelationen und Signifikanztests zwischen Variablen wurden mit dem Fisher-Test oder t-Test durchgeführt. Bei Verteilungen innerhalb einer Variablen erfolgte die Mittelwert- oder Medianbestimmung mit Angaben der Maximal- und Minimalwerte. Die tabellarische Datenaufbereitung und die jeweiligen Standardberechnungen fand mit dem EDV-Programm JMP<sup>©</sup> Version 3.1.6.2 statt.



# Kapitel 3

## Ergebnisse

### 3.1 Operation und Therapie

#### 3.1.1 Operationsspezifische Parameter und Maßnahmen

- **OP-Indikation:**

Bei 97 Operierten erfolgte die Revision auf Grund einer aseptischen Lockerung der alten Endoprothese, 12 zeigten eine periprothetische Fraktur und bei 17 Operierten bestand eine septische Lockerung bei positivem intraoperativem Abstrich (eine mit zusätzlicher periprothetischer Fraktur). Bei den drei verbliebenen handelte es sich um eine Reimplantation bei Girdlestone-Situation nach Infektion, wobei sich in einem Fall zusätzlich ein positives intraoperatives Abstrichergebnis ergab.

- **Operateure/OP-Zeit:**

Die Operationen führten sieben Operateure durch (siehe Tabelle 3.1), wobei die OP-Zeit der Revisionen im Mittel 202 (97-345) min. betrug. Bei den Operierten, bei denen die Pfanne in situ verblieb, waren dies (n=42) 163 (97-265) min. und bei denjenigen mit gleichzeitiger Pfannenrevision (n=87) 220 (122-345) min..

Operateur	A	B	C	D	E	F	G
Anzahl	71	43	7	4	2	1	1

Tabelle 3.1: Anzahl der Operationen pro Operateur

- **OP-Zugänge, Osteotomien und Osteosynthesen:**

Zusätzliche Osteotomien wurden in drei Fällen zur Zemententfernung bei nichttransfemoralem Zugang mit Erhalt der Kontinuität durchgeführt (siehe Tabelle 3.2), in sechs Fällen erfolgte eine Trochantermassiv-Osteotomie, in einem eine Trochanter-major-Teilentfernung,

Zugang	Anzahl
vorderer	1
transtrochantärer	3
hinterer	17
transgluteal nach Bauer	48
transfemoral nach Wagner	60

Tabelle 3.2: Operationszugänge

Maßnahme	Anzahl
Tenotomien	41
Ossifikationsentfernung	34
Osteosynthesen	72
Osteotomien	13

Tabelle 3.3: Zusätzl. OP-Maßnahmen

bei dreien ein Varus-, Valgus-Ausgleich mit zusätzlicher Fensterung zur Zemententfernung und in einem war die Osteotomie durch eine starke Antekurvation bedingt.

Die Osteosynthesen verteilten sich auf 28 verbliebene Cerclagen, 19 Fraktur- und Fissurversorgungen, 45 Deckelrefixationen bei transfemoralem Zugang (bei 20 Operierten Draht u./o. Bandcerclagen), 17 Trochanter-major-Refixationen und zwei Osteosynthesen im Trochanter-minor-Bereich (siehe Tabelle 3.3).

- **Aufbereitung und genetischer Status verwendeter Knochentransplantate:**

Bei 50 Operierten wurde am Femur ein Knochentransplantat eingebracht. Hier handelte es sich in 11 Fällen um ein autogenes (Beckenkamm, Os ileum), in 37 Fällen um ein allogenes, kältekonserviertes Transplantat (Hüftkopf, Rippe) aus der Knochenbank und in zwei Fällen wurde sowohl ein autogenes, als auch ein allogenes Transplantat verwendet (siehe Tabellen 3.4 und 3.5).

Genet. Transpl.- Stat.	Anzahl
autogen	11
allogen	37
auto- und allogen	2

Tabelle 3.4: Transplantatstatus

Aufbereitungsart	proximal	diaphysär
zerkleinertes Material	37	4
massive Corticalis	1	0
kombiniert	9	2

Tabelle 3.5: Transplantataufbereitung

Eine Aufteilung hinsichtlich des Transplantationsortes am Femur ergab in drei Fällen eine proximale und diaphysäre Versorgung, 44 mal nur proximal und drei mal ausschließlich diaphysär. Separat betrachtet lag somit eine proximale Transplantation in 47 Fällen, eine Transplantation an der Diaphyse in sechs Fällen vor. Das Lokalantibiotikum Sulmycin wurde in Verbindung mit einem Transplantat in drei Fällen verwendet.



### 3.1.2 Implantatspezifische Daten

#### Fixationsart und In-Situ-Verbleib der alten Komponenten

Der zu wechselnde Schaft war in 87 Fällen zementiert, einschließlich dreier zementierter, die nach chronischer Infektion zu Girdlestone-Situationen geführt hatten. Die mittlere Standzeit der Schäfte bis zur Indexoperation (n=126) betrug 9,9 (0,113-27,4) Jahre, wobei die zementierten (n=84) 11,2 (0,6-27,4) Jahre, die zementfreien 7,2 (0,13-19,6) Jahre implantiert waren.

Hinsichtlich der Pfannenkomponente betrug die mittlere Überlebenszeit der mitrevidierten (n=84) 11,4 (0,4-27,4) Jahre, der zementfreien unter diesen (n=30) 8,5 (0,4-19,6) Jahre, bzw. der zementierten (n=54) 13,1 (0,5-27,4) Jahre. Die verbliebenen Pfannen (n=42) zeigten eine Standzeit bis zur Indexoperation von 6,7 (0,13-17,4) Jahre, wobei die zementfreien darunter (n=29) 5,2 (0,13-11,5) Jahre und die zementierten (n=16) 8,8 (0,9-17,4) Jahre zählten.

Die drei Girdlestone-Situationen bestanden bis zur Index-OP im Mittel 2,9 Jahre (0,3, 0,9 und 5,7 Jahre).

#### Gewechselte Prothesenkomponenten und verwendete Pfannentypen

Siehe hierzu die Tabellen 3.6 und 3.7.

Gewechselte Implantate	Anzahl
Pfanne und Schaft	87
Inlay und Schaft	18
nur Schaft	24

Tabelle 3.6: Gewechselte Prothesenkomponenten

Pfannenart	Gesamt	mitrev.	verbl.
HG 1 oder 2 (zementfrei)	57	37	20
Schneider-Burch (zementfrei)	18	15	3
Müller-Pfannendachschale (zementfrei)	36	32	4
Armor-Pfanne (zementfrei)	1	1	0
Holz-Pfanne (zementfrei)	1	0	1
zementierte PE-Pfanne	16	2	14
Gesamt	129	87	42

Tabelle 3.7: Pfannentypen der mitrevidierten und verbliebenen Pfannen

#### Schaftspezifische Daten

- **Design:**

In 16 Fällen wurde die Wagner-Prothese der ersten Generation bis einschließlich 12.09.1991 implantiert. Die restlichen danach implantierten 113 entsprachen dem neuen Design.

- **Länge, Durchmesser, Halslänge, Kopfdurchmesser:**

Die verwendeten Prothesendurchmesser reichten von 14 bis 22 mm mit einem Median von 17 mm, die Prothesenlängen von 190 bis 385 mm mit einem Median von 305 mm. Die langen Prothesen wurden eher mit einem größeren Durchmesser benötigt, während die mittellangen Prothesen dünner gebraucht wurden (siehe Tabelle 3.8). Die Halskomponenten standen, in Verbindung mit den zwei überwiegend verwendeten Standard-Kopfdurchmessern von 28, bzw. 32 mm, in vier Standardlängen zur Verfügung. In einem Fall mußte auf Grund einer Nicht-Standard-Pfanne (Innendurchmesser des zementierten Inlays betrug 33 mm) eine präoperativ angefertigte Sondergröße implantiert werden. Ein kurzer Hals wurde bei einer nötig gewordenen Pfannenrevision gegen einen weiteren extralangen ausgetauscht (siehe Tabelle 3.9).

	Durchmesser in mm									
Länge	14	15	16	17	18	19	20	21	22	S
190	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1
225	6	1	5	2	1	1	1	0	1	18
265	8	8	13	5	8	3	0	0	0	45
305	6	7	10	12	8	6	1	0	0	50
345	0	2	0	3	2	2	2	2	0	13
385	0	0	0	0	0	1	1	0	0	2
S	20	18	28	22	20	13	5	2	1	129

Tabelle 3.8: Prothesenlänge bezogen auf den Schaftdurchmesser

Halslänge	Anzahl
kurz	47
mittel	47
lang	33
extralang	1
Sondergröße	1

Tabelle 3.9: Verwendete Halskomponenten

Bei 82 Operierten wurde ein Kopf mit 28 mm Durchmesser implantiert, in 46 Fällen ein 32 mm Kopf, sowie eine Sonderanfertigung eines 33 mm Kopfes.

**Gleitpaarung** In 128 Fällen bestand die Artikulationsverbindung zwischen den Materialien Keramik (Kopf) und PE (Inlay oder Pfanne). In einem Fall wurde ein Metallkopf verwendet, so daß die Verbindung Metall-PE resultierte. Eine weitere Metall-PE-Verbindung ergab sich nach Pfannenrevision mit resultierendem Metallkopf bei extralangem Hals.

### 3.1.3 Klinikaufenthalt, Dauer bis Vollbelastung

**Dauer des Klinikaufenthalts** Die Aufenthaltsdauer der Operierten betrug im Mittel 29,50 Tage (11-126).

**Dauer bis zum Erreichen der Vollbelastung** Die mittlere Zeitspanne von der Operation bis zur Vollbelastung des operierten Beines betrug 123,42 Tage mit einer Spanne von direkter postoperativer Vollbelastung und erreichter Vollbelastung nach 374 Tagen. Einige Operierte waren jedoch nicht in der Lage, das Belastungsschema auf Grund einer bestehenden Pflegefallsituation

oder mangelnder Compliance ein zu halten. Unter Ausschluß dieser 17 Fälle ergab sich eine mittlere Zeitspanne von 139,13 (62-374) Tagen (siehe Tabelle 3.10).

Vollbelastung nach x Tagen	Anzahl	Vollbelastung nach x Tagen	Anzahl
$x \leq 60$	17	$151 \leq x \leq 180$	15
$61 \leq x \leq 90$	29	$181 \leq x \leq 210$	6
$91 \leq x \leq 120$	27	$x > 210$	17
$121 \leq x \leq 150$	14		

Tabelle 3.10: Dauer bis Vollbelastung in Tagen

Die an der Gesamtzahl der Operierten fehlenden Vier erreichten alle keine Vollbelastung (revidiert oder verstorben).

## 3.2 Funktionelle Parameter

### 3.2.1 Allgemeine funktionelle Parameter

#### Erreichter Beinlängenausgleich

Der präoperative Beinlängenvergleich zeigte in 44 Fällen keine Differenz. In 81 Fällen lag eine Verkürzung mit einem Mittelwert von 1,90 (0,5-5,0) cm vor. Bei vier Notfällen konnte die Beinlänge nicht bestimmt werden. Eine Verkürzung auf der zu operierenden Seite lag in 63 Fällen vor (Mittelwert von 2,06 (0,5-5,0) cm), die restlichen 18 hatten die Verkürzung kontralateral. Zum Vergleich bestand bei Abschluß ein Beinlängenausgleich in 43 und eine Differenz in 85 Fällen (ein Patient nicht evaluierbar), wobei der Mittelwert 1,53 (0,5-5,0) cm betrug. Eine Verkürzung verblieb auf der operierten Seite von 1,65 (0,5-5,0) cm im Mittel bei den 53 Operierten (siehe Abbildung 3.1).

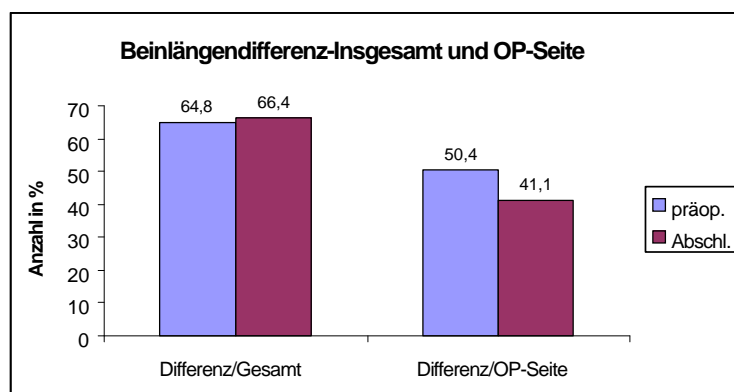


Abbildung 3.1: Erreichter Beinlängenausgleich

Somit konnte ein Verbesserung des Beinlängenunterschiedes bei allen mit bestehender präoperativer Differenz um 0,37 cm erreicht werden (unter Nicht-Berücksichtigung einer bestehenden kon-

tralateral einsinkenden TEP oder ähnlichem). Nur die Fälle mit präoperativer Verkürzung auf der OP-Seite betrachtend, ergab sich eine Annäherung um 0,41 cm.

### Trendelenburg'sches Zeichen

Ein positives Trendelenburg'sches Zeichen konnte präoperativ bei 60 Operierten beobachtet werden, in 61 Fällen bestand kein positives Zeichen und bei acht Operierten konnte keine Ganguntersuchung durchgeführt werden. Zum Abschluß fand sich bei 41 Operierten ein positives Zeichen, in 83 Fällen war kein positives Zeichen zu sehen und bei Fünfen war eine Ganguntersuchung nicht möglich gewesen.

	präoperativ		Abschluß		Differenz	
	Absolut	in %	Absolut	in %	Absolut	in %
Positiv-Gesamt (n=121)	60	49,6	41	33,1	-19	-15,7
Pos.-OP-Seite (n=124)	55	45,5	36	29,0	-19	-15,3

Tabelle 3.11: Trendelenburg'sches Zeichen im Verlauf

Es ergab sich somit eine Verbesserung im Vergleich präoperativer zu Abschlußuntersuchung, und zwar ausschließlich auf der operierten Seite, wobei eine verbesserte Hebelsituation der Glutealmuskulatur in insgesamt 19 Fällen beobachtet werden konnte. Dies entsprach einem prozentualen Rückgang von 16,5 % der Positiven (siehe Tabelle 3.11).

## 3.2.2 Aktivitätsstatus und Allgemeinzustand

### Präoperativer Zustand und Abschlußergebnis

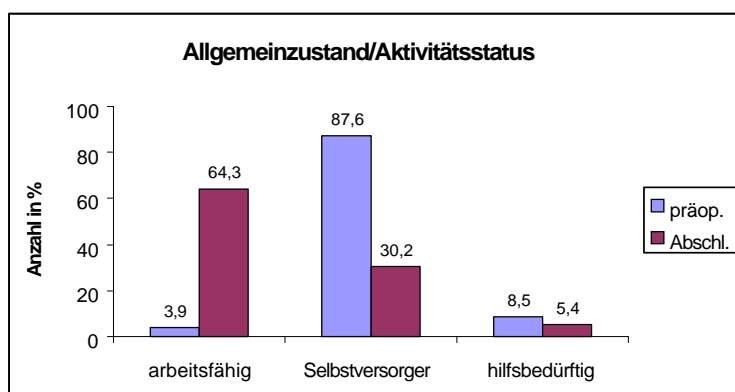


Abbildung 3.2: Allgemeinzustand und Aktivitätsstatus

Bei Vergleich des Aktivitätsstatus vor der Operation und zum Abschluß ließ sich eine eindeutige Verbesserung nachweisen. Der Mittelwert nahm von präoperativ 62,02 % (40-90) um +16,60 % auf

78,62 % (40-100) zu, der Median um 20 % von 60 auf 80% der Aktivität. Waren präoperativ 3,9 % der zu operierenden noch zu einer normalen Aktivität in der Lage, so bestand der Anteil mit normaler Aktivitätsmöglichkeit bei Abschluß 64,3%, dies entspricht einer Zunahme um 60,4%. Die größte Migration fand von der Gruppe mit einer präoperativen Aktivität von 50-70 % (noch Selbstversorger) zum Kollektiv mit normaler Aktivitätslage statt. Bei Betrachtung der 8,5 % der präoperativ hilfsbedürftigen ließ sich eine Verbesserung um 3,1 % erreichen, so daß diese zumindest zu weitestgehender Selbstversorgung wieder in der Lage waren.

### 3.2.3 Subjektives Befinden der Operierten

#### Präoperativer und Abschlußzustand

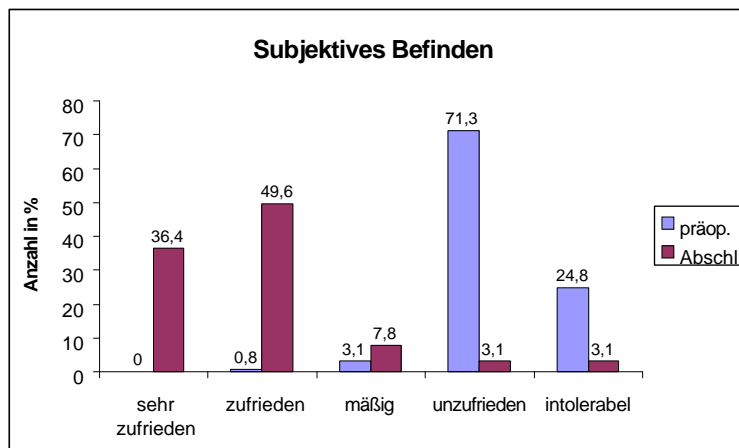


Abbildung 3.3: Subjektive Beurteilung der Operierten

Der Mittelwert (Median) verbesserte sich von 4,3 (4), also einem unzufriedenen Zustand, auf 1,87 (2), einem „Gut“. 111 Operierte oder 86,0% des Patientengutes waren zum Abschluß zufrieden oder sehr zufrieden, dies entspricht einer Zunahme von 85,2% oder 110 Operierten.

### 3.2.4 Funktionelle Bewertung nach Merle d'Aubigné

#### Verlaufsbeobachtung bei 121 Operierten

Der notwendige Ausschluß von acht Operierten aus den folgenden Beobachtungen, sie hatten das Nachuntersuchungsschema nicht eingehalten, stellte keine gravierenden Einschränkungen seitens der Repräsentativität dar, da ein Vergleich der Mittelwerte der verschiedenen Parameter bei der Verlaufsbeobachtung bei den 121 Operierten und den Ergebnissen der Normgruppe (n=129) nur unbedeutende Abweichungen ergaben.

Abbildung 3.4 zeigt die einzelnen funktionellen Parameter (Maximaler und Abschlußscore).

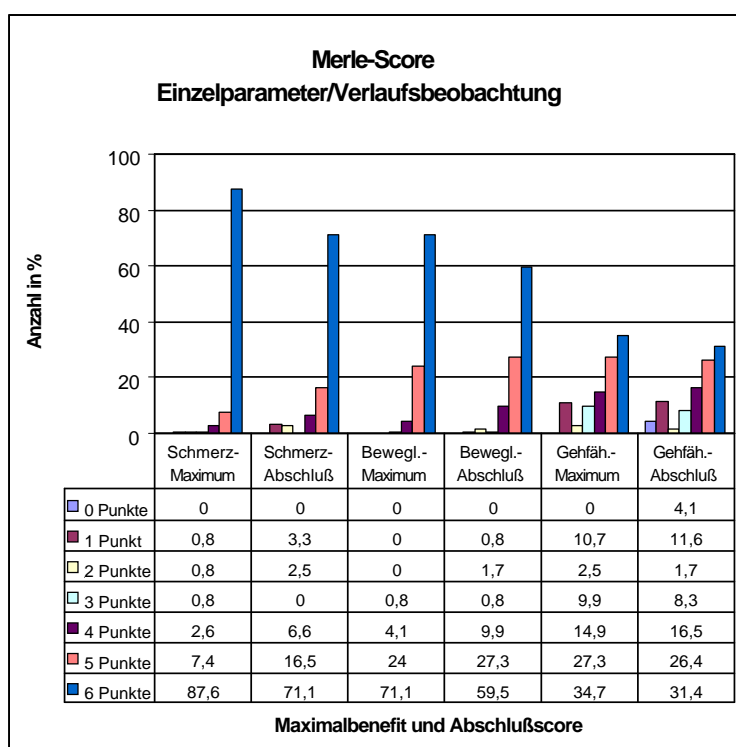


Abbildung 3.4: Funktionelle Parameter im Verlauf

**Verschlechterung der einzelnen funktionellen Parameter** Die Verschlechterung des funktionellen Zustandes, bzw. der einzelnen Parameter veranschaulicht Abbildung 3.5.

Zugehörige Mittelwerte (Punkteverschlechterung und Dauer bis zum Erreichen des Steady-State nach Verschlechterung) finden sich in Tabelle 3.12.

	Verschlechterg. (Punktemittelw.)	mittl. Dauer in Monaten
Schmerz (n=22)	2,00 (1-5)	25,55 (3-77)
Beweglichk. (n=22)	1,45 (1-4)	17,41 (3-48)
Gefäh. (n=15)	1,93 (1-4)	42,60 (12-98)

Tabelle 3.12: Mittlere Verschlechterung der funktionellen Parameter in Monaten bzw. entsprechend der Einteilung nach Merle

**Modifizierter Merle d'Aubigné, d. h., ohne Berücksichtigung der Gehfähigkeit** Entsprechend der Abbildung 3.6 fand die größte Veränderung bei den Operierten mit einem sehr guten funktionellen Maximalergebnis statt. Von ursprünglich 106 Operierten (87,6 %) blieben nach Ende der Verschlechterungsperiode noch 88 (72,7 %) mit sehr gutem funktionellen Abschlußergebnis übrig. Die Hälfte dieser Operierten (neun Behandelte, d. h., 7,4 %) mit Verschlechterung des modifizierten Gesamtscores rutschten auf Stufe zwei ab (gutes Ergebnis), die anderen neun zu Abschluß

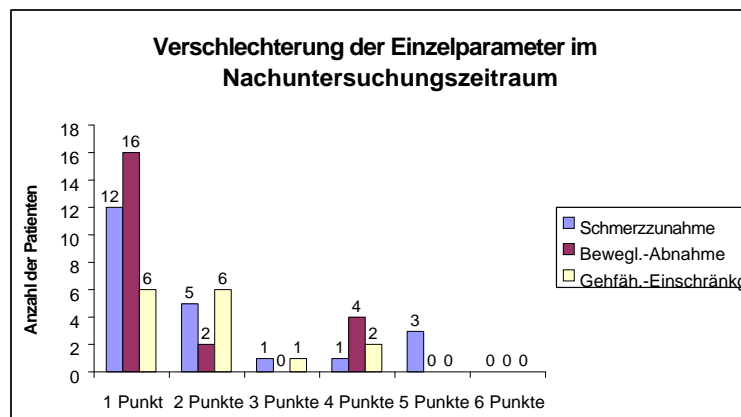


Abbildung 3.5: Verschlechterung der funktionellen Parameter

auf Stufe vier (mangelhaft: 6 Fälle oder 4,9 %) oder fünf (schlecht: 3 Fälle oder 2,5 %).

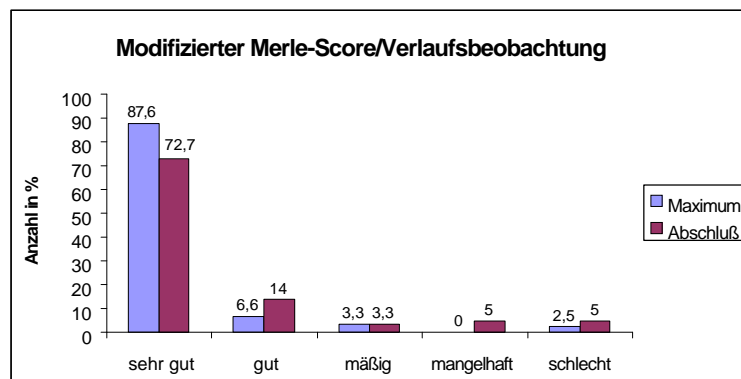


Abbildung 3.6: Modifizierter Merle-Score im Verlauf

**Merle d'Aubigné-Gesamtscore** Abbildung 3.7 gibt den Gesamt-Score im Verlauf wieder.

Die größte Änderung fand bei den Operierten mit einem exzellenten oder sehr guten funktionellen Maximalergebnis statt. Von ursprünglich 58 Operierten (47,9 %) blieben nach Ende der Verschlechterungsperiode noch 42 oder 34,7 % mit sehr gutem oder exzellentem funktionellen Abschlußergebnis übrig. Der Hauptteil dieser Operierten (10 bzw. 8,3 %) mit Verschlechterung des Gesamtscores rutschten auf die Stufen fünf und sechs ab (mangelhaft und schlecht). Von ursprünglich 11 Operierten, die nach der Operation nicht über dieses Level hinaus kamen (Maximalergebnis Stufe fünf oder sechs), kamen also zusätzlich 10 Operierte ( 8,3 %) hinzu.

Hinsichtlich der Operierten, die sich im Laufe des Untersuchungszeitraumes wieder verschlechterten, ergab sich ein Zusammenhang bei Betrachtung der drei separat erhobenen Parameter. Bei fünf der 22 (23 %) Operierten mit Schmerzzunahme verschlechterte sich auch die Beweglichkeit. Ebenso konnte bei weiteren fünf Fällen mit Schmerzzunahme eine gleichzeitige Abnahme der Gehfähigkeit

beobachtet werden. Die Abnahme der Beweglichkeit bei fünf von 22 Operierten korrelierte mit einer gleichzeitigen Verschlechterung der Gehfähigkeit. In einem Fall ergab sich eine gleichzeitige Verschlechterung aller drei Parameter.

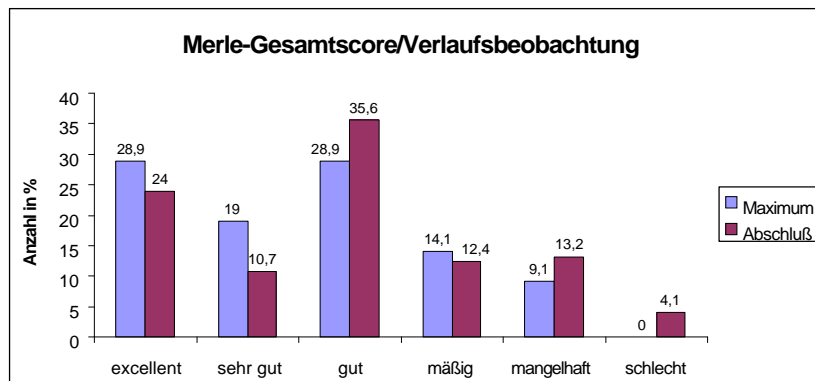


Abbildung 3.7: Gesamt-Merle-Score im Verlauf

### Vergleich der Punktmittelwerte und zeitlicher Vergleich der funktionellen Parameter

Aus der Tabelle 3.13 ergeben sich der Punktemittelwert und die mittlere Dauer in Monaten bis zum Erreichen des maximal erreichten funktionellen Status, des Status der Operierten, die nach Erreichen des Maximums bis zum Abschluß konstant blieben und die Mittelwerte des Steady-State-Zustandes der Gesamtgruppe (n=121) inklusive der Operierten, die sich wieder verschlechterten (konstante Punktwerte über mindestens drei aufeinanderfolgende Nachuntersuchungen).

	Punktemittelw.	mittl. Dauer in Mon.
Schmerz/Max.-Erg. (n=121)	5,78 (1-6)	4,98 (1-84)
Schmerz/Konst. (n=99)	5,74 (1-6)	5,26 (1-84)
Schmerz/Ges. (n=121)	5,44 (1-6)	8,95 (1-84)
Bew./Max.-Erg. (n=121)	5,65 (3-6)	6,17 (0-72)
Bew./Konst. (n=99)	5,70 (3-6)	6,68 (0-72)
Bew./Ges. (n=121)	5,40 (1-6)	8,78 (0-72)
Gehf./Max.-Erg. (n=121)	4,50 (1-6)	14,61 (1-72)
Gehf./Konst. (n=106)	4,58 (1-6)	14,37 (1-60)
Gehf./Ges. (n=121)	4,26 (0-6)	17,87 (1-98)
Mod. M./Max.-Erg. (n=121)	11,39 (6-12)	8,83 (1-84)
Mod. M./Ges. (n=121)	10,84 (5-12)	13,02 (1-84)
Ges. M./Max.-Erg. (n=121)	15,89 (9-18)	17,79 (1-84)
Ges. M./Ges. (n=121)	15,10 (5-18)	21,08 (2-98)

Tabelle 3.13: Punktemittelwerte und mittlere Dauer bis zum Erreichen des Steady-State-Zustands

Als limitierender Parameter des Gesamtscores zeigte sich die Gehfähigkeit. Sowohl im Maximal- als auch im Abschlußwert lag das Mittel mehr als einen Punkt unter den beiden anderen Para-



metern. Die Abnahme der einzelnen Parameter verhielt sich bei allen nahezu konstant (-0,24 bis -0,34). Auch die Dauer bis zum Erreichen des Steady-State-Zustandes des Gesamtscores wurde überwiegend durch den Parameter Gehfähigkeit beeinflusst, wie aus Tabelle 3.13 ersichtlich ist. Bei den Parametern Schmerz und Beweglichkeit waren die Steady-State-Zustände nach knapp einem dreiviertel Jahr erreicht, wohingegen eine Konstanz hinsichtlich der Gehfähigkeit erst nach knapp einhalb Jahren zu beobachten war. Bei Betrachtung des Gesamtscores, d. h. unter Berücksichtigung aller Parameter wurde der Steady-State nach ca. 21 Monaten erreicht. Bei Betrachtung der Differenzen im Verlauf (Maximum bis Abschluß) lagen auch hier alle in einem relativ engen Rahmen von 2,61 bis 3,97 Monaten.

### Präoperativer und Abschlußzustand in der Gesamtgruppe (n=129)

Abbildung 3.8 zeigt einen Vergleich von präoperativem und Abschlußzustand der einzelnen Parameter.

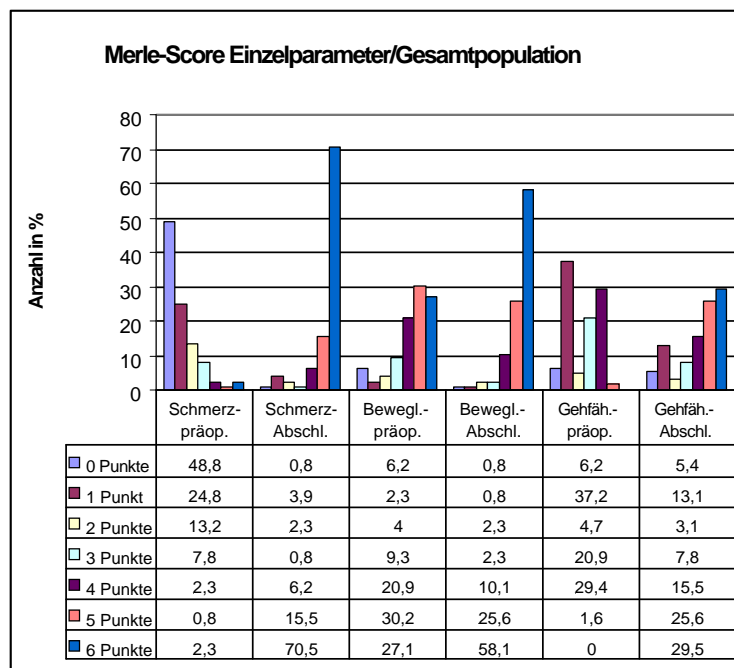


Abbildung 3.8: Funktionelle Parameter – Bewertung der Gesamtpopulation

**Schmerz** Der Punktemittelwert von 1,02 (0-6) präoperativ verbesserte sich um 4,34 Punkte auf 5,36 (0-6). Von präoperativ vier Patienten oder 3,1% des Kollektives mit mehr als vier Punkten (kein oder geringer Schmerz) stieg dieser Anteil bei Abschluß um 82,9% auf 107 Operierte oder 86%.

**Beweglichkeit** Der Punktemittelwert von 4,34 (0-6) präoperativ verbesserte sich um 0,95 Punkte auf 5,29 (0-6).

**Gehfähigkeit** Der Punktemittelwert von 2,35 (0-5) präoperativ verbesserte sich um 1,74 Punkte auf 4,09 (0-6).

**Modifizierter Merle d'Aubigné, d. h., ohne Berücksichtigung der Gehfähigkeit** Abbildung 3.9 gibt den präoperativen und Abschlußzustand wieder.

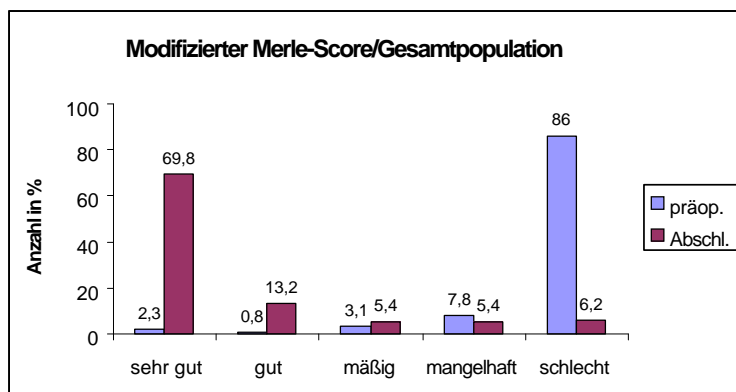


Abbildung 3.9: Modifizierter Merle-Score – Gesamtpopulation

Der Vergleich der Mittelwerte präoperativ (Punktemittelwert 5,37 (0-11), Resultatsmittelwert 4,74 (1-5)) und zu Abschluß erbrachte eine Verbesserung um 5,30 Punkten auf 10,67 (0-12), bzw. eine Resultatsverbesserung um 3,09 auf 1,65 (1-5) Punkte.

**Merle d'Aubigné-Gesamtscore** In Abbildung 3.10 sind die Verhältnisse in der Gesamtpopulation wiedergegeben (präoperatives versus Abschlußergebnis).

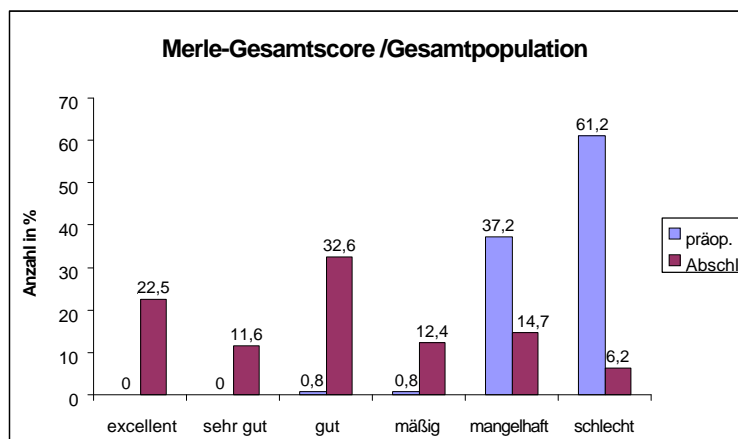


Abbildung 3.10: Merle-Gesamtscore in der Gesamtpopulation

Der Vergleich der Mittelwerte von präoperativ (Punktemittelwert 7,72 (0-16), Resultatsmittelwert 5,58 (3-6)) und zu Abschluß erbrachte eine Verbesserung um 7,03 Punkten auf 14,75 (0-18), bzw. eine Resultatsverbesserung um 2,53 auf 3,05 (1-6) Punkte.

### 3.3 Radiologische Daten

#### 3.3.1 Defektsituation und knöcherne Reaktion

##### Femurdefekteinteilungen

Einteilung nach Pak und Paprosky in % (n=129) Siehe hierzu Abbildung 3.11.

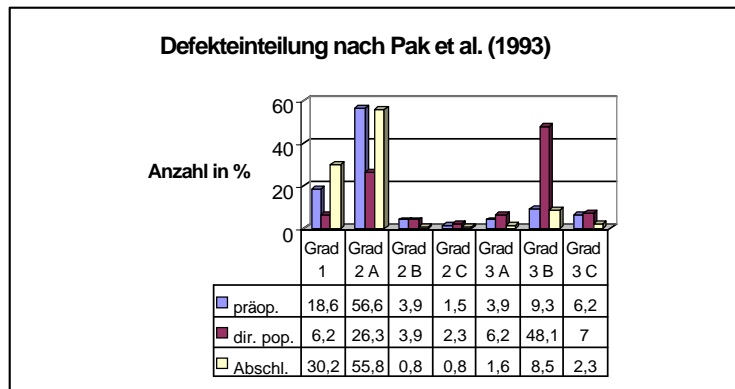


Abbildung 3.11: Defekteinteilung nach Pak et al.

Wagner-Klassifikation in % (n=129) Siehe hierzu Abbildung 3.12.

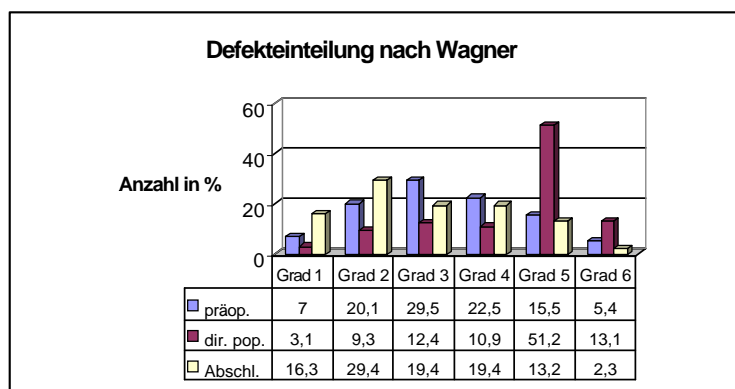


Abbildung 3.12: Defekteinteilung nach Wagner

Eigene Einteilung in % (n=129) Siehe hierzu Abbildung 3.13.

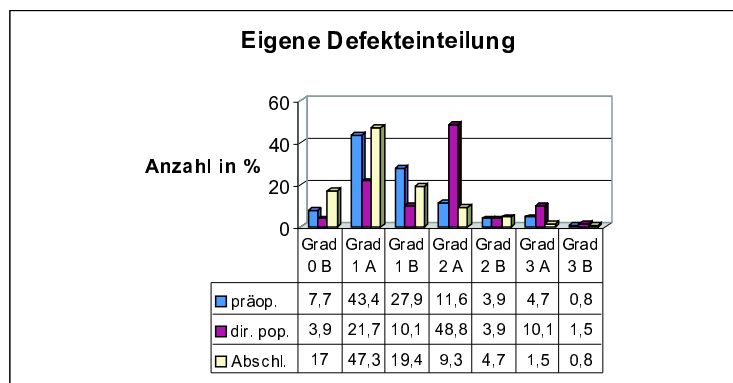


Abbildung 3.13: Eigene Defekteinteilung

**Beurteilung** Operationsbedingt ergab sich eine Defektzunahme von präoperativ zu postoperativ durch Osteotomien u./o. Frakturen. Alle Einteilungen zeigten eine ähnliche Verteilung und zeitliches Verhaltensmuster mit einer Verbesserung der Defektsituation im postoperativen Beobachtungszeitraum.

### Defektdurchbauung

**Gesamtsituation** Siehe hierzu Abbildung 3.14.

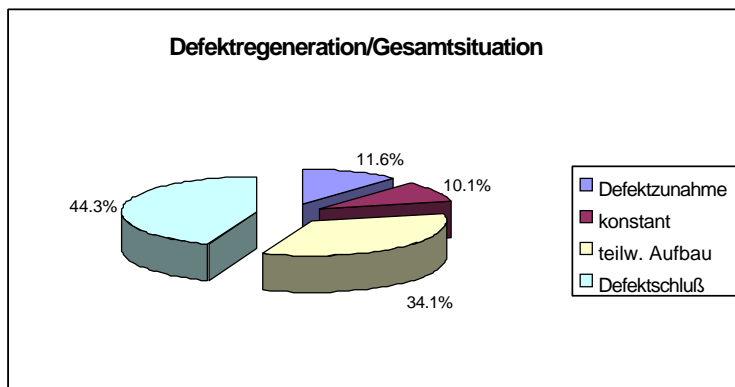


Abbildung 3.14: Defektdurchbauung – Gesamtsituation

Die mittlere Zeit bis zum Erreichen eines vollständigen Defektschlusses betrug 13,40 (3-45) Monate.

Diese Einteilung der Defektdurchbauung zeigt gewissermaßen eine „Worst-Case-Darstellung“. Sie setzt sich aus dem proximalen Defekt im Bereich des ehemaligen Schaftlagers (siehe folgender Abschnitt) und aus den intraoperativ gesetzten Komplikationen (siehe Kapitel „Komplikationen“), bzw. den daraus entstandenen Defekten zusammen.

**Situation im ehemaligen Schaftlager** Siehe hierzu Abbildung 3.15.

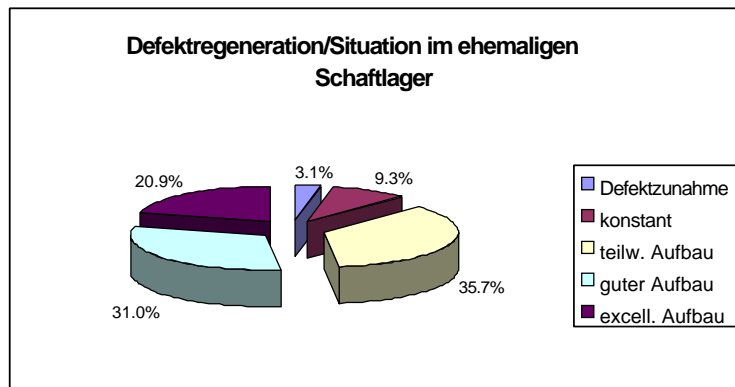


Abbildung 3.15: Defektdurchbauung – Situation im ehemaligen Schaftlager

Bei den Operierten mit excellentem Knochenaufbau betrug die Regenerationsdauer 11,78 (0-37) Monate, für diejenigen mit excellentem und gutem Aufbau (n=67) 12,42 (0-45) Monate.

**Initiale Verankerungslänge des Wagner-Schaftes** Siehe hierzu Abbildung 3.16.

Eine Signifikanz bezüglich des Defektausmaßes nach distal, bzw. der primären Verankerungslänge des Wagner-Schaftes im intakten (distalen) Femur als Stabilitäts- und Regenerationsvoraussetzung ergab sich nicht.

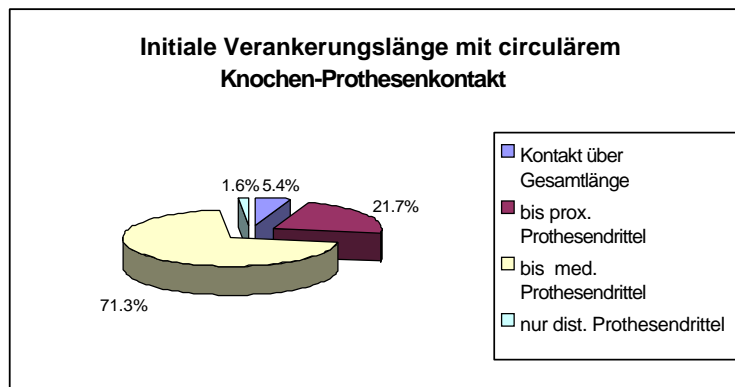


Abbildung 3.16: Initiale Verankerungslänge des Wagner-Schaftes

### Abhängigkeit der Defektdurchbauung von den Defekteinteilungen

**Präoperative Defekteinteilungen** Einzig die Defekte Grad Eins und Zwei nach Wagner im Vergleich zu den Graden Drei und Vier konnten als gute Prognose für eine komplette Defektdurchbauung herangezogen werden (Fisher-Test  $p=0,03$ ). Diese Defektstufen wurden jedoch überwiegend

nicht transfemorale Operiert, so daß der operativ bedingte Defekt sich nicht auswirkte und entsprechend die präoperativen Defekteinteilungen als Prognoseparameter nur bedingt heranzuziehen sind.

**Postoperativer Defektstatus** Auf Grund der Defektstatusänderung durch die Operation (transfemorale Zugänge) konnte mit keiner der Defekteinteilungen eine Prognose hinsichtlich der Defektdurchbauung gestellt werden.

### **Einflußfaktoren auf die Defektdurchbauung**

#### **Patientengut**

- Alter/Geschlecht/Gewicht: Ein Einfluß des Alters auf die Defektdurchbauung ergab sich nicht, ebensowenig hinsichtlich des Geschlechts und Gewichts.
- Grunderkrankung/Anzahl der Voroperationen: Von den 10 Operierten mit rheumatoider Arthritis als Grunderkrankung erreichte nur einer einen kompletten Defektdurchbau (Fisher-Test  $p=0,042$ ) hinsichtlich der Gesamtdefektsituation, bzw. zwei einen guten oder excellenten Aufbau im ehemaligen Schaftlager (Fisher-Test  $p=0,047$ ).

Die Anzahl der Voroperationen hatte keinen Einfluß auf die Defektdurchbauung.

#### **Abhängigkeiten von Begleitfaktoren und Medikamenten**

- Grunderkrankung und Begleitfaktoren: Diabetiker, Raucher und Patienten mit regelmäßigem Alkoholkonsum besaßen keine auffällig schlechtere Defektdurchbauung.
- Präoperative regelmäßige Medikamenteneinnahme: Die Einnahme von Cortison hatte keinen Einfluß auf die Defektdurchbauung, ebenso wie die regelmäßige Einnahme von Diclofenac- und Indometacin-Präparaten.
- Infektions-, Ossifikationsprophylaxe: Eine signifikante Tendenz konnte nicht gefunden werden.

#### **Abhängigkeiten von operationsspezifischen Einflüssen**

- Operateur: Der Einfluß der Operateure auf die Defektheilung zeigte keine signifikanten Unterschiede, bzw. es konnte kein Lerneffekt belegt werden.
- Operationszugang: Hinsichtlich der Durchbauung der Defekte im ehemaligen Prothesenlager bei transfemoralem Zugang ergab sich ein signifikanter Zusammenhang (Fisher-Test  $p=0,029$ ). In Absolutzahlen wurden von den 27 Operierten mit excellentem Aufbau 18 transfemorale Operiert (66,7 %). Auf die Gesamtdefektsituation ergab sich kein Einfluß.

**Einflüsse der Schaftkomponente** Das Design (altes versus neues Design) beeinflusste die Defektdurchbauung nicht, ebensowenig Schaftdurchmesser und -Länge.

#### Einfluß der funktionellen Parameter

- Beinlängenausgleich und Trendelenburg'sches Zeichen: Diese Parameter zeigten keine Einflüsse.
- Aktivitätsstatus und Merle d'Aubigné: Für den proximalen Aufbau gab es verschiedene signifikante Zusammenhänge. Eine Testung des präoperativen Merle d'Aubigné-Scores sowie dessen Modifikation ergaben jeweils einen signifikanten Einfluß auf die Defektdurchbauung im ehemaligen Prothesenlager (t-Test  $p=0,006$ , respektive  $p=0,040$ ). Für diejenigen mit excellentem Aufbau lag der präoperative Gesamtscore, bzw. dessen Modifikation um 1,7, respektive 1,0 Punkte höher (9,1 gegenüber 7,4, bzw. 5,2 gegenüber 6,2). Die präoperative Aktivitätslage hatte keinen Einfluß.

Hingegen korreliert der Schmerzscore signifikant mit der Gesamtdfektdurchbauung (t-Test  $p=0,008$ ). Der mittlere Punktwert lag bei denjenigen mit kompletter Defektdurchbauung um 0,6 Punkte höher (5,7 Punkte versus 5,1 bei den restlichen Defektstufen).

Postoperativ bestand kein Zusammenhang zwischen dem funktionellen Ergebnis nach Merle oder seiner Modifikation. Allerdings zeigte hier der Aktivitätsstatus einen tendenziellen Einfluß auf die Gesamtdefektsituation (t-Test  $p=0,047$ ). Im Mittel lag die Aktivitätslage der Operierten mit vollständig durchbautem Defekt um 6,0 % höher (76 % zu 82 %).

#### Quantitative Knochenreaktion bei der Defektdurchbauung

**Reaktive Massenzunahme im Trochanterbereich** Die Zunahme der Knochenmasse von prä- bzw. postoperativ bis zur Abschlusserhebung veranschaulicht Abbildung 3.17.

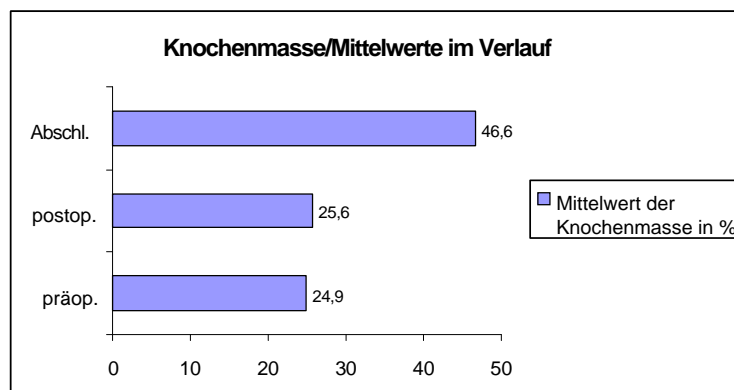


Abbildung 3.17: Knochenmasse – Mittelwerte im Vergleich

Die Zunahme der Knochenmasse im ehemaligen Prothesenlager von prä- zu postoperativ ergab sich durch eine eventuelle Knochentransplantation und/oder einer Zunahme des Femurdurchmessers entsprechend der Berechnung (siehe Kapitel "Methodik") durch aufgetretene Diskontinuität des Femurs (z. B. bei transfemoralem Zugang oder Schaftfrakturen). Insgesamt nahm die Knochenmasse von der postoperativen Messung bis zur Abschlusserhebung um über 20 % zu.

**Stichprobenvergleich – Masse  $\geq 15\%$  versus  $< 15\%$**  Siehe hierzu Abbildung 3.18.

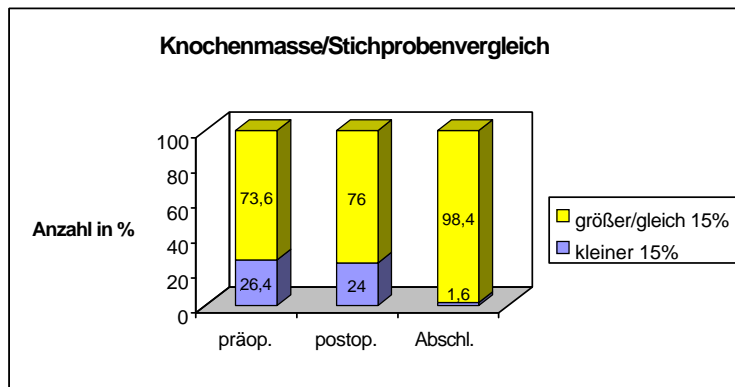


Abbildung 3.18: Stichprobenvergleich – Knochenmasse  $\geq 15$  versus  $< 15\%$

Insgesamt stieg die Anzahl der Operierten mit einer Knochenmasse größer oder gleich 15 % zum Abschluß um 24,8 %.

Ein Knochenmasse kleiner als 15 % bezogen auf den Durchmesser des proximalen Femurschaftes scheint eine prognostisch ungünstige Auswirkung auf die Defektheilung zu haben. So zeigten die Operierten mit einer präoperativen, bzw. postoperativen Knochenmasse unterhalb dieses Grenzwertes eine signifikant, bzw. tendenziell geringere Durchbauungsrate bezogen auf die Gesamtdefektsituation und der Situation im Bereich des ehemaligen Schaftlagers (Fisher-Test präoperativ- $p=0,017$ ; postoperativ- $p=0,063$ ).

Nur etwa halb so viele Femurschäfte mit einer Masse unter 15 % verglichen mit denjenigen über diesem Grenzwert erreichten eine vollständige Durchbauung hinsichtlich der Gesamtdefektsituation, bzw. einen excellenten Aufbau im Defektbereich des ehemaligen Schaftlagers.

Eine direkte Testung ohne Gruppeneinteilung in Operierte mit einer präoperativen Knochenmasse größer oder kleiner 15 % ergab jedoch keine Signifikanz (Gesamtdef.: t-Test  $p=0,14$ , bzw. ehemaliges Schaftlager:  $p=0,078$ , t-Test  $p=0,087$ ), ebenso die Testung des postoperativen Status.

### Kortikalisreaktion und Osteoporose

**Kortikalisindex** Siehe hierzu Abbildungen 3.19 und 3.20.



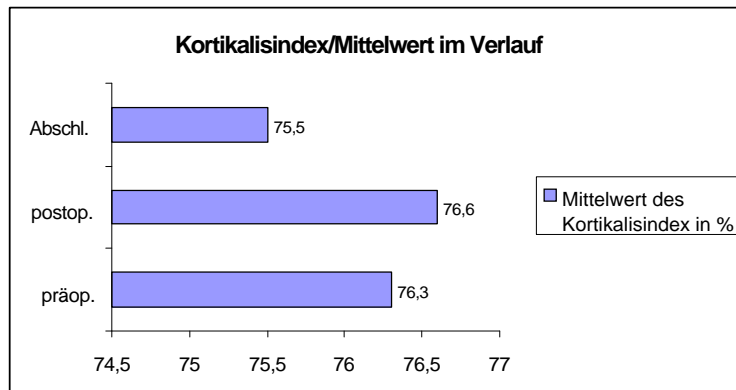


Abbildung 3.19: Kortikalis-Index – Mittelwerte im Vergleich

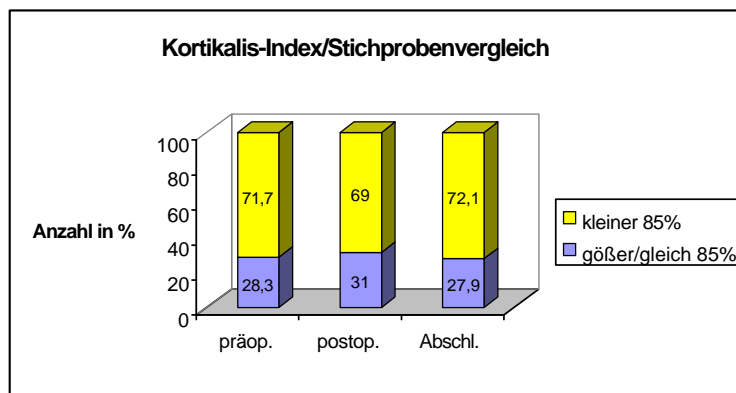


Abbildung 3.20: Stichprobenvergleich – Kortikalisindex  $\leq 85$  versus  $>85$  %

Einfluß auf die Durchbauung des ehemaligen Schaftlagers: Bei Betrachtung der excellent durchbauten konnte eine tendenzielle Entwicklung beobachtet werden. Diese wiesen einen um knapp 5 %-Punkte besseren Index auf als die restlichen (präoperativ wie postoperativer Wert; siehe Tabelle 3.14). Eine Einteilung in Gruppen "Index  $\leq 85$  versus  $>85$ %" ergab ein ähnliches Bild mit

Defektdurchbauung	präop. Index	postop. Index
excellenter Aufbau	72,4	72,8
restliche	77,3	77,6
t-Test	0,060	0,060

Tabelle 3.14: Aufbau des ehemaligen Schaftlagers in Abhängigk. vom Kortikalisindex (Mittelwert)

einer schlechteren Defektdurchbauung bei schlechterem Index (Fisher-Test  $p=0,060$ ). Von 27 mit excellentem Aufbau zeigten 23 (85,2%) einen Wert größer 85 %.

**Barnett-Nordin-Index**

- Siehe Abbildungen 3.21 und 3.22.

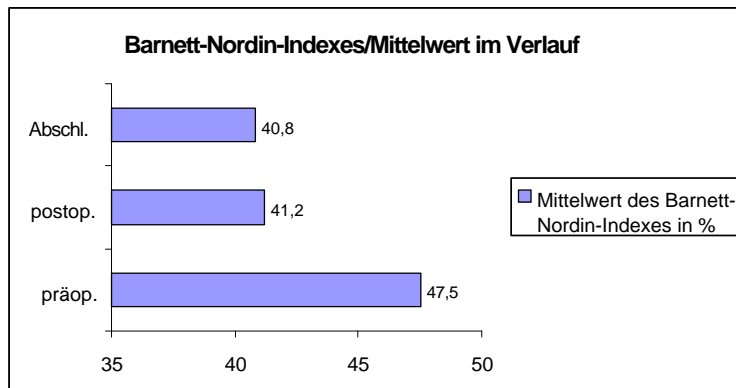


Abbildung 3.21: Barnett-Nordin-Index – Mittelwerte im Vergleich

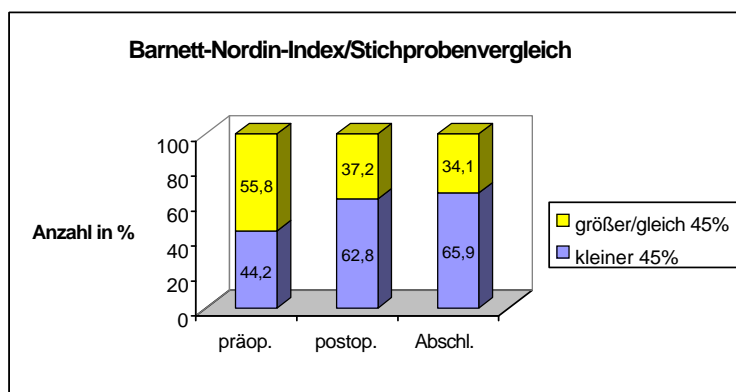


Abbildung 3.22: Stichprobenvergleich – Barnett-Nordin-Index

Präoperativ lagen 44,2% unter der 45,0%-Grenze. Aufgrund des intraoperativen Kortikalisabriebs bei der Markraumpräparation durch die Reibahle nahm die Kortikalis im Isthmusbereich deutlich ab (bei 88 Operierten im Mittel um 3,0 (1-9) mm, bezogen auf alle 129 um 1,98 mm) und führte zusätzlich bei 18,6% der Operierten zu einem Wert unter 45,0%. Eine weitere Abnahme um 3,1% im Beobachtungszeitraum bewirkte, daß zum Abschluß 65,9% des Patientengutes unter diesem Wert lagen. Bei Betrachtung des Alters in Bezug auf den Barnett-Nordin-Index als Osteoporose-Index ergab sich eine Korrelation entsprechend der Abbildung 3.23.

- Einfluß auf den Aufbau im ehemaligen Schaftlager: Sowohl die präoperativen als auch die postoperativen Barnett-Nordin-Werte ergaben einen streng signifikanten Zusammenhang (siehe Tabelle 3.15). Ein Stichprobenvergleich bei Gruppeneinteilung "Index größer oder gleich 45% versus kleiner als 45%" unterstreicht dieses Ergebnis (Fisher-Test präoperativ  $p=0,003$ ;

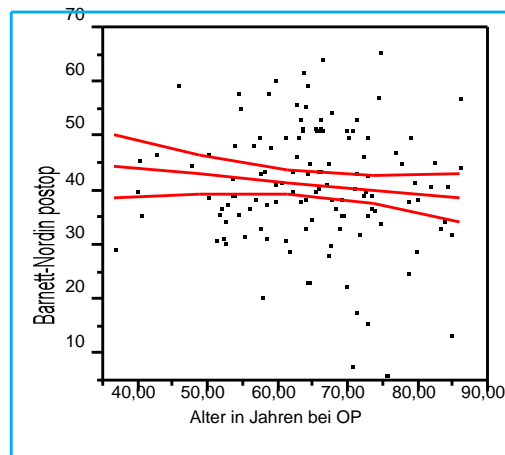


Abbildung 3.23: Altersabhängigkeit des Barnett-Nordin-Index

postoperativ  $p=0,016$ ). 17 (63,0%) der 27 Operierten mit excellentem Wiederaufbau hatten einen Index von mindestens 45,0%. Entsprechend der Gruppeneinteilung mit einer Grenze von 45% (Fisher-Test  $p=0,017$ ) ergab sich eine inkomplette Defektdurchbauung nur bei 20 (27,8%) von 72, die einen Wert über 45% hatten.

Defektdurchbauung	präop. Index	postop. Index
excellenter Aufbau	52,6	46,7
restliche	46,2	39,7
t-Test	0,005	0,063

Tabelle 3.15: Aufbau des ehem. Schaftlagers in Abhängigk. vom Barn.-Nord.-Index (Mittelwerte)

Defektdurchbauung	präop. Index	postop. Index
vollst. Durchbauung	51,2	43,82
persistierender Defekt	44,6	39,11
t-Test	0,002	0,019

Tabelle 3.16: Gesamtdefektdurchbauung in Abhängigk. vom Barnett-Nordin-Index (Mittelwerte)

- Einfluß auf die Gesamtdefektsituation: Die Defektdurchbauung hing deutlich von diesem Index ab, so daß bei Zugrundelegung des präoperativen, bzw. des postoperativen Wertes eine Prognose gemacht werden kann (Fisher-Test-präoperativ  $p=0,033$ ; postoperativ  $p=0,017$ , siehe Tabelle 3.16).

**Mittelwertvergleich des Kortikalis- und Barnett-Nordin-Index** Im proximalen Bereich konnte ebenso eine leichte Abnahme des Kortikalisindex, respektive ein Dickenwachstum der Kortikalis gezeigt werden. Siehe hierzu Tabelle 3.17. Präoperativ lag der Mittelwert des Barnett-Nordin-Osteoporose-Indexes mit 47,5% knapp über dem Grenzwert von 45%, postoperativ deutlich darunter. Im Verlauf bis zum Abschluß nahm der Wert weiter leicht ab (siehe Tabelle 3.17).

	Kortikalisindex		Barnett-Nordin-Index	
	Anzahl n	Mittel in %	Anzahl n	Mittel in %
präoperativ	127	76,3 (51,3-97,1)	129	47,5 (6,3-71,9)
postoperativ	129	76,6 (46,8-97,1)	129	41,2 (6,3-65,7)
Abschluß	129	75,5 (47,5-100)	129	40,8 (5,4-66,7)
Diff. prä.-postop.		+0,3		-6,3
Diff. post.-Abschl.		-1,1		-0,4
Diff. prä.-Abschl.		-0,8		-6,7

Tabelle 3.17: Mittelwertevergleich des Kortikalis- und Barnett-Nordin-Index

### Qualitative Beschaffenheit und Reaktion des Knochens bei der Defektregeneration

**Mineralisierungszustand** Siehe Abbildungen 3.24 und 3.25.

Insgesamt ergab sich im Vergleich von präoperativ zum Abschluß eine höhere Anzahl Operierter

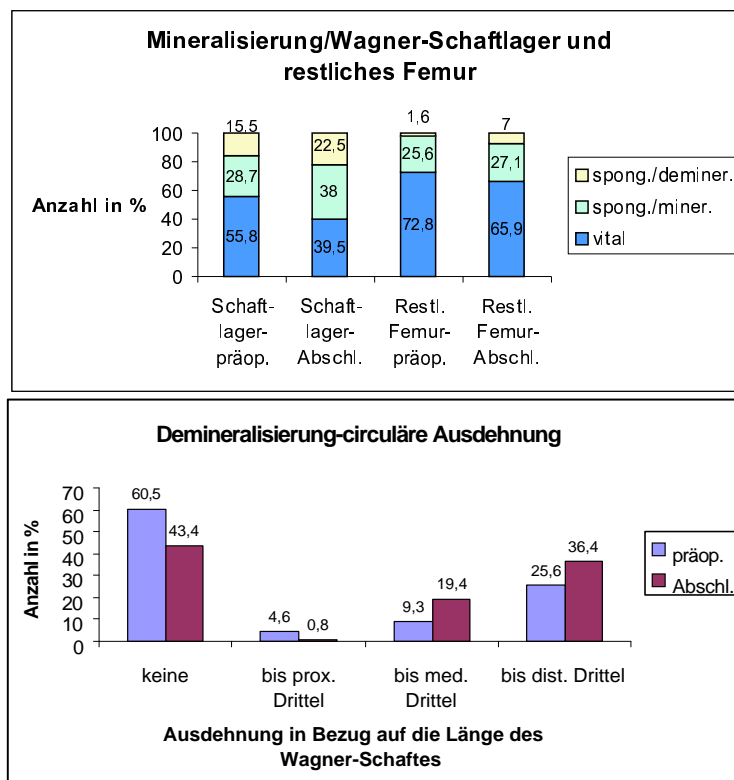


Abbildung 3.24: Mineralisierungsgrad im Schaftlager und distal des Schaftlagers

Abbildung 3.25: Demineralisierung im Verlauf

mit spongiosierter Kortikalis bei Abschluß und zwar vor allem lokal im Schaftlagerbereich, weniger häufig im gesamten Femur (Abbildung 3.24). Im Bereich des Schaftlagers schreitet die Demineralisierung nach distal mit Ausdehnung um die komplette Femurcircumferenz entsprechend der

Abbildung 3.25 fort.

**Mineralisierung und Defektdurchbauung** Ein Einfluß auf die Defektdurchbauung (Gesamtsituation und ehemaliges Schaftlager) vom Grad der Mineralisierung, bzw. der rein longitudinalen oder circumferenten Ausdehnung ergab sich nicht. Bei Betrachtung der Operierten hinsichtlich der benötigten Zeit bis zur Defektregeneration ergab sich nur eine geringfügig langsamere Durchbauung bei den Operierten mit spongiosierter Kortikalis (Gesamtsituation: 14,63 versus 12,52 Monate; ehemaliges Schaftlager: 13,33 versus 11,68 Monate).

**Osseointegration-Primärfixation nach Engh und Massin (1989)** Siehe Abbildungen 3.26 und 3.27.

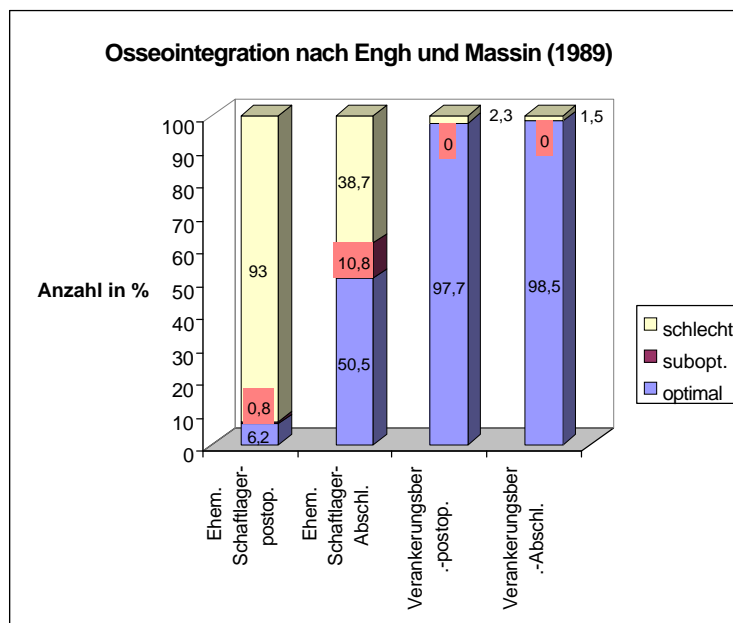


Abbildung 3.26: Potentielle Osseointegration im ehemaligen Schaftlager und im initialen Verankerungsbereich der Wagner-Prothese

Im Gegensatz zum proximalen Bereich im ehemaligen Schaftlager war die initial erreichte Art der Verankerung im Bereich des primären Knochen-Prothesen-Kontaktes ausschlaggebend für den weiteren Verlauf, bzw. dieser Zustand blieb bis zum Untersuchungsende konstant.

Es zeigte lediglich ein Patient eine Zustandsänderung von mechanisch instabil (schlecht) auf potentiell vollständig osseointegriert im (distalen) Bereich des Knochen-Prothesen-Primärkontaktes.

Es konnte keinerlei Auswirkung der Primärfixation auf die Defektdurchbauung festgestellt werden.

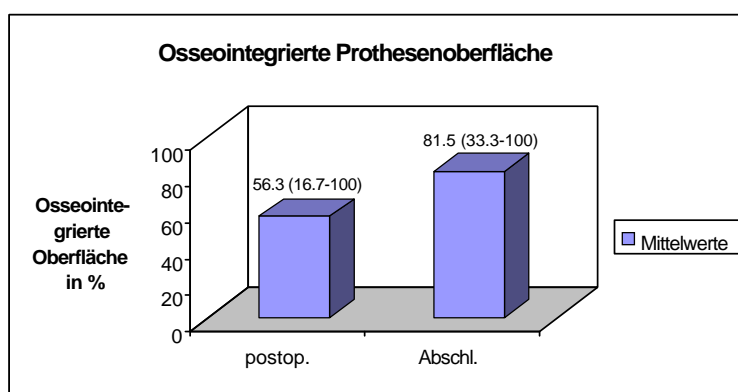


Abbildung 3.27: Potentiell osseointegrierte Fläche der Prothese

### Defektdurchbauung unter Verwendung eines Knochentransplantates

**Diaphysär verwendetes Transplantat** In zwei Fällen wurde versucht, eine Pseudarthrose zu überbrücken, in den weiteren vier Fällen eine Fraktur versorgt.

Drei der sechs Transplantate zeigten eine vollständige Durchbauung (zwei Frakturen und eine Pseudarthrose). In einem Fall wurde eine Pseudarthrose nur teilweise durchbaut (Teillyse des Transplantates und sekundäre vollständige Durchbauung) und in zwei Fällen lysierte das Transplantat komplett (Frakturversorgungen). Hinsichtlich der Aufbereitungsart der lysierten Transplantate handelte es sich in beiden Fällen um zerkleinertes Material (Spongiosa). Die mittlere Zeit bis zur vollständigen Durchbauung lag bei 23,33 (5-54) Monaten.

**Proximal verwendetes Transplantat** 36,4% der Operierten erhielten eine proximale Schaftaufbauplastik. In einem Fall wurde zusätzlich der Trochanter major rekonstruiert, in einem weiteren eine Trochanter-major-Pseudarthrose versorgt.

Die Relation zwischen dem Transplantateinbau und dessen Aufbereitungsart gibt Tabelle 3.18 wieder. Ein Abhängigkeit hinsichtlich des besseren Einwachsverhaltens konnte jedoch nicht gefunden werden.

	Transplantat-Aufbereitungsart			Summe	
	vollständig	zerkleinert	massiv		beides
Transplantat- einbau	vollständig	40,4	0,0	10,6	51,0
	teilweise	27,7	2,1	2,1	31,9
	kein Einbau	4,3	0,0	0,0	4,3
	Teillyse	4,3	0,0	4,3	8,6
	Lyse	2,1	0,0	2,1	4,2
	Summe	78,8	2,1	19,1	100

Tabelle 3.18: Transplantateinbau in Abh. der Aufbereitungsart im ehemaligen Schaftlager

51,0% der Transplantate integrierten vollständig. Teileinbau mit (noch) sichtbarer Grenzlinie zeigten weitere 31,9%. Keine Integration (mit und ohne Lyse) wiesen 18,1% der im proximalen Bereich mit einem Transplantat Versorgten auf.

Eine Grenzlinie (bindegewebig oder areaktiv persistent) fand sich insgesamt bei 51,1% der Transplantierten und war bezüglich der Aufbereitungsart (massiv oder zerkleinert) etwa gleich häufig (48,6% der zerkleinerten Transplantate gegenüber 44,4% der Operierten mit zerkleinertem und massivem Transplantat).

Die vollständig integrierten Transplantate zeigten überwiegend ein trabekuläres Durchbaumungsmuster (40,4%), 2,1% waren kompakt und 6,4% teils kompakt und trabekulär durchbaut (keine Signifikanz hinsichtlich der Aufbereitungsart und dem Durchbaumungsmuster).

Die mittlere Durchbauungszeit der Operierten mit völlig integriertem Transplantat betrug 13,08 (4-41) Monate, nur diejenigen mit zerkleinertem Material betrachtend 11,21 (4-33) Monate, bzw. diejenigen mit massivem Transplantatanteil 22,00 (5-41) Monate.

**Einfluß auf die Defektdurchbauung im ehemaligen Schaftlager** Im Vergleich ergab sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Wiederaufbaus im ehemaligen Schaftlager, der Aufbauzeit und der Durchbauungsart zwischen Transplantat-Versorgten und Nicht-Transplantierten, der Anteil der gut und excellent durchbauten lag bei den Transplantierten bei 51,0% und bei den Nicht-Transplantierten bei 52,4% (siehe Abbildung 3.28). Die Durchbauungszeit war bei den Nicht-Transplantierten um einen Monat geringer.

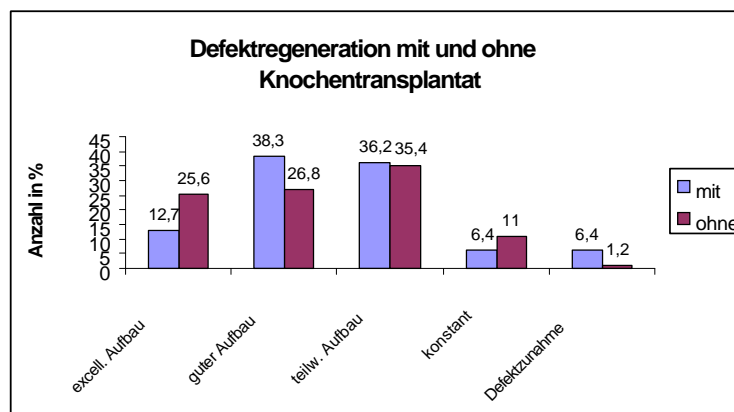


Abbildung 3.28: Defektregeneration mit und ohne Knochentransplantat

Relativierend war das tatsächliche Defektausmaß um die Wagner-Prothese (Defekt im ehemaligen Schaftlager), das im Mittel bei den Operierten mit Transplantat 17,21 (0-32) mm betrug und bei den Nicht-Transplantierten 13,16 (0-30) mm. D. h., der zu durchbauende, mit Transplantat gefüllte Defekt war größer als bei den Nicht-Transplantierten.

**Einfluß des Knochentransplantates auf die Gesamtdefektsituation** Auch auf die Gesamtdefektsituation des Femurs erbrachte die Verwendung eines Transplantates keinerlei Vorteile in dessen Durchbauung.

**Knochentransplantat-Knochen-Fläche** Der Mittelwert der maximal von Knochentransplantat umgebenen Prothesenoberfläche betrug 47,35 (0-66,7) %.

Circumferente Anlagerung des Knochentransplantates um die Prothese lag bei 76,6 % vor, davon 40,4% bis ins erste Prothesendrittel und 36,2 % ins zweite. Bei 23,4% der Operierten lag keine komplett circumferente Transplantatausdehnung um die Prothese vor, d. h., mindestens in einer Gruen-Zone pro Längendrittel der Prothese lag diese direkt dem Femurknochen an.

Es ergab sich keine Signifikanz bezüglich dem Defektausmaß und der dadurch entstehenden entsprechenden Transplantatausdehnung (longitudinal und circumferent) und der Einbautendenz des Transplantates, bzw. der Defektdurchbauung.

### Reaktive Lysesäume

Siehe hierzu Abbildung 3.29. Keinen Lysesaum wiesen 63,5 % der Operierten auf, bei Definition

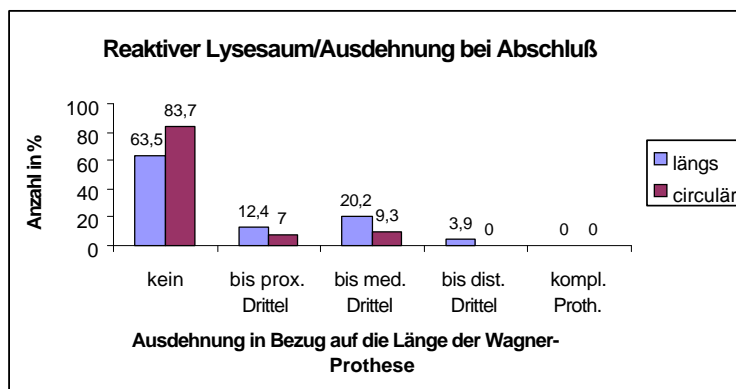


Abbildung 3.29: Reaktiver Lysesaum – Gesamtpopulation

“Circumferenter Lysesaum“ (der Saum umfaßt komplett alle vier Gruen-Zonen um die Prothese pro Schaftdrittel) 87,3%. Ein komplett circulärer Saum im dritten Schaftdrittel war in keinem Fall zu finden. Alle Säume im distalen Schaftdrittel erstreckten sich maximal über 270 Grad des Prothesenumfangs, d. h., es handelt sich hier um eine reine Längsausdehnung des Saumes, der maximal 270 Grad der Prothese umspannt (entsprechend maximal 3 Gruen-Zonen pro Längendrittel des Schaftes). Die größte Anzahl der Säume über die komplette Circumferenz hatten Längsausdehnungen bis ins zweite Drittel (8,5 %). Der Saum betrug, bezogen auf die Gesamtgruppe, 0,89 (0-8) mm bzw. 2,45 (1-8) mm, wenn nur die Saumträger betrachtet werden (siehe hierzu Abbildung 3.30).



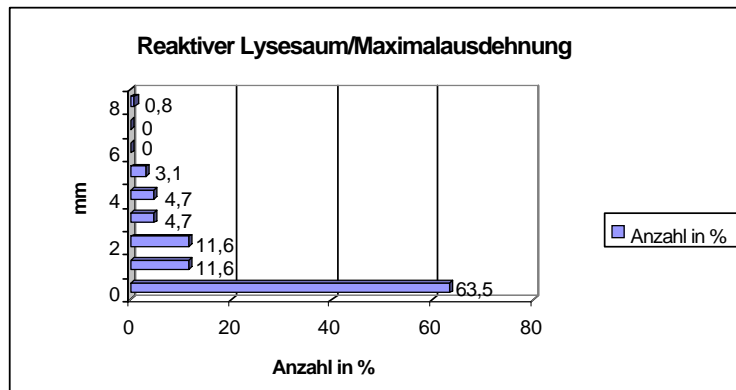


Abbildung 3.30: Maximalausdehnung des reaktiven Lyseaus in mm

**Neu aufgetretene Säume der Nicht-Knochentransplantierten** Siehe hierzu Abbildung 3.31. Der Saum betrug - bezogen auf die Gesamtgruppe - 1,01 (0-8) mm bzw. 2,50 (1-8) mm nur die Saumträger betrachtend.

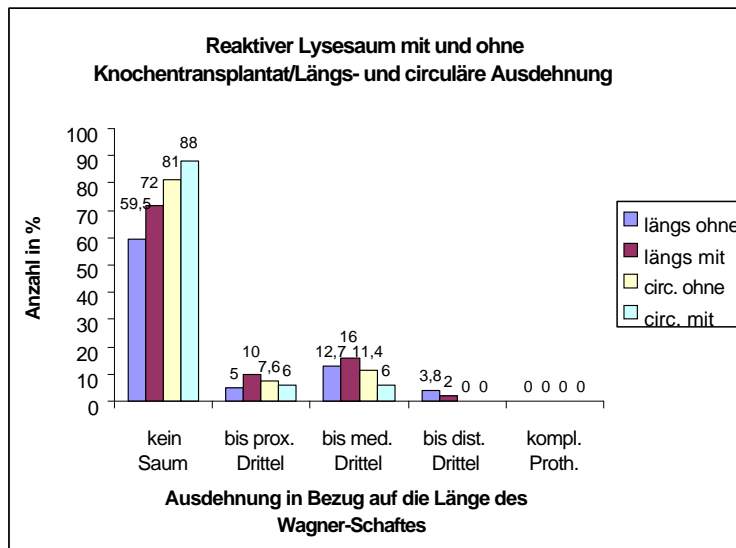


Abbildung 3.31: Reaktiver Lyseaum – Transplantierte versus Nicht-Transplantierte

**Neu aufgetretene Lyse säume der Transplantierten** Siehe hierzu Abbildung 3.31. Der Saum betrug – bezogen auf die Gesamtgruppe – 0,70 (0-4) mm bzw. 2,33 (1-4) mm, wenn nur die Saumträger betrachtet werden.

**Beurteilung** Ein allgemeiner Zusammenhang zwischen der Verwendung eines Knochentransplantates und dem Neu-Auftreten eines Lyseaus um die Prothese bestand nicht (Fisher-Test  $p=0,15$ ).

Zu beachten waren in diesem Zusammenhang noch diejenigen Operierten, die kaum eine knöcherner Reaktion im Bereich des ehemaligen Schaftlagers zeigten (22 Operierte-17,1%). Diese gingen in der obigen Statistik als nicht-saumtragend ein, obwohl sklerotische Strukturen erkennbar waren, die sich aber weitestgehend areaktiv verhielten und überwiegend unverändert dem präoperativen Zustand entsprachen. Das durchschnittliche, bindegewebig durchbaute, maximale Defektausmaß (Saum) dieser areaktiven Operierten betrug 17,46 (5-30) mm postoperativ und 10,69 (2-22) mm bei Abschluß.

### 3.3.2 Migrationsanalyse

#### Einsinkverhalten

**Zeitlicher Verlauf und Absolutwerte** Siehe Abbildung 3.32.

Insgesamt wiesen 68 Operierte oder 52,7% ein Nachsinken des Schaftes auf, ein deutliches Einsinken von mehr als fünf mm zeigte sich bei 34,1% der Operierten. Der Absolutmittelwert bezogen auf alle Operierten betrug 5,94 (0-45) mm, nur derjenigen mit eingesunkenem Schaft 11,26 (1-45) mm. Eine Bewegungstendenz bis zum Erreichen eines Steady-State- Zustandes war im Mittel bis 12,99 (1-60) Monate nach der Operation zu erkennen.

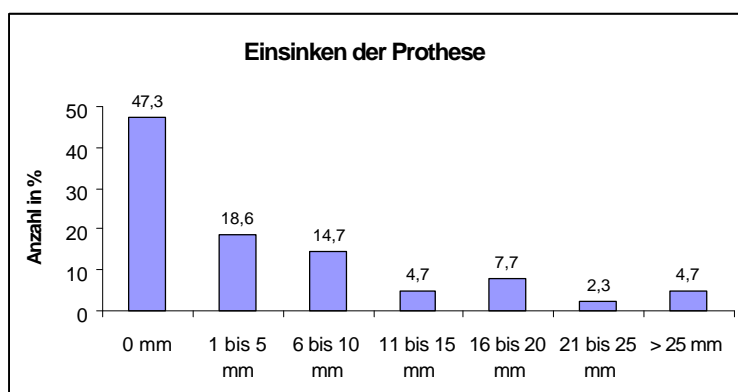


Abbildung 3.32: Einsinken des Schaftes in mm

Ein weiteres Einsinken nach schon erreichtem Steady-State konnte in 18,6% der Operierten beobachtet werden. Die Zeitspanne betrug im Mittel 25,16 (6-60) Monate, bei mittlerer Einsinkrate von 15,08 (4-40) mm.

**Abhängigkeit von den Grunddaten** Hinsichtlich des Geschlechts ergab sich eine signifikante Entwicklung, wobei Frauen eine deutlich geringere Einsinktendenz zeigten (Fisher-Test  $p=0,013$ ). Von den 61 Operierten, die kein Einsinken des Schaftes zeigten, waren 43 (70,5%) Frauen.

#### Operation und Implantat

**Transfemorale Zugang** Bezogen auf alle eingesunkenen Schäfte ergab sich eine Tendenz zu Ungunsten des transfemorale Zuganges (Fisher-Test  $p=0,077$ ). Bei Betrachtung der Operierten mit einem deutlich eingesunkenen Schaft von mehr als fünf mm wurde diese Tendenz signifikant (Fisher-Test  $p=0,043$ ): bei 26 (59,1%) der 44 Operierten, die mehr als 5 mm einsanken, wurde ein transfemorale Zugang gewählt.

#### **Schaftabmessungen**

1. Durchmesser: Eine Abhängigkeit des Einsinkens vom Schaftdurchmesser ergab sich nicht.
2. Länge: Eine Tendenz ergab sich bereits bei Betrachtung aller eingesunkenen (Fisher-Test  $p=0,053$ ), bzw. noch deutlicher bei den über fünf mm eingesunkenen Schäften (Fisher-Test  $p=0,016$ ), die zum überwiegenden Teil größere Längen aufwiesen. Bei 65,9% (29 Operierte) der 44 mehr als 5 mm eingesunkenen Schäfte betrug deren Länge mindestens 305 mm.

**Dauer bis zur Vollbelastung** Der mittlere Zeitraum bis zur Vollbelastung war bei den mehr als fünf mm eingesunkenen Wagner-Schäften um 25 Tage länger im Vergleich zu den verbliebenen (140 Tage gegenüber 115) (t-Test  $p=0,075$ ).

**Funktionelle Parameter** Gegenüber allen funktionellen Parametern konnten keine Abhängigkeiten zum Einsinkverhalten des Schaftes ermittelt werden.

#### **Radiologische Parameter**

**Pfanne** Die Pfannenposition und -migration hatten keinen Einfluß auf die Einsinktendenz des Schaftes.

**Einfluß der Defektsituation** Alle Defekteinteilungen wurden getestet. Nur die eigene Defekteinteilung korrelierte mit der Einsinkrate. So zeigten die Defekte 1 A und besser eine mittlere Einsinkstrecke von 2,3 mm, während die Operierten mit schwereren Defekten ca. 5 mm tiefer einsanken (Mittel 7,2 mm). Richtungsweisend verlief auch die Gruppeneinteilung in „Einsinken von mehr als fünf mm versus geringes Einsinken  $\leq 5$  mm“ (Fisher-Test  $p=0,09$ ). Von den 44 Operierten, die mehr als fünf mm eingesunken waren, wiesen 37 (84,1%) einen Defektgrad von 1 B und schlechter auf.

**Quantitative Defektausdehnung und Verankerungslänge** Ein kompletter, circumferenter Nicht-Kontakt um die Prothese zeigte einen Einfluß auf die Einsinktendenz. Eine Einteilung in „ausgedehnt“, falls der circumferente Defekt über das erste Längendrittel des Wagner-Schaftes

hinausreicht, „bestehender Kontakt“ bei circumferentem (alle 4 Gruen-Zonen) oder Teilkontakt (mindestens eine Gruen-Zone) über die Schaftlänge erbrachte ein deutlich schlechteres Verhalten bei Schäften mit fehlendem Kontakt (Fisher-Test  $p=0,043$ ). Bei 36 der 44 Operierten (81,8%) mit einer Einsinkrate von mehr als 5 mm bestand bis zum zweiten Schaftdrittel ein circumferenter Defekt, respektive eine Verankerung ab dem medialen Drittel.

Die Einsinktendenz stieg, je weiter die circumferente Defektausdehnung nach distal reichte oder anders ausgedrückt, je kürzer die Verankerungslänge im intakten Femur war (siehe Abbildung 3.33).

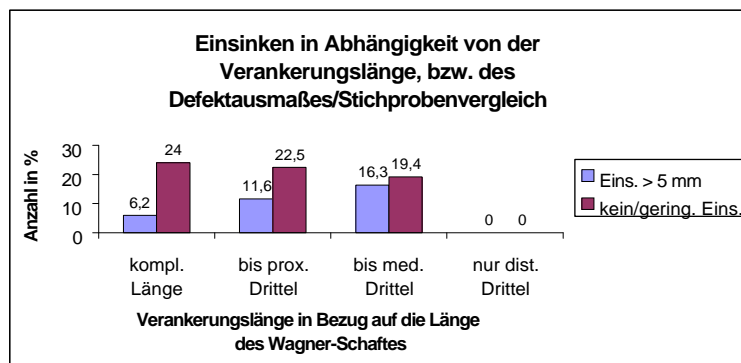


Abbildung 3.33: Stichprobenvergleich – Einsinken  $>$  versus  $\leq$  5 mm in Abh. vom Defektausmaß, bzw. der Verankerungslänge

**Einfluß der Defektdurchbauung** Ein Einfluß der Defektdurchbauung auf das Einsinkverhalten des Schaftes wurde nicht beobachtet.

**Barnett-Nordin-Index** Die Gruppeneinteilung „mehr als fünf mm versus gering eingesunken“ erbrachte ein deutlich signifikantes Ergebnis hinsichtlich der Einsinkrate in Abhängigkeit vom postoperativen Barnett-Nordin-Index (t-Test  $p=0,048$ ). Die Operierten mit deutlichem Einsinken ( $> \text{fünfmm}$ ) besaßen eine bessere Kortikalisrelation von im Mittel 44,0% im Gegensatz zu 39,8% bei den Operierten mit keinem oder geringen Einsinken.

Im direkten Vergleich entsprechend der Abbildung 3.34 (Einteilung des Barnett-Nordin-Index in gut, falls größer oder gleich 45%) ergab sich folgende bestätigenden Relationen (Fisher-Test  $p=0,0005$ ). Von 44 Wagner-Schaften, die ein Einsinken von mehr als 5 mm aufwiesen, war in 59,1% oder 26 Fällen die Kortikalis nicht ausgedünnt entsprechend der Abbildung 3.34.

**Prothesenspitzen-Kortikalis-Kontakt und Press-Fit** Siehe hierzu Tabelle 3.19. Eine Korrelation ergab sich zwischen Press-Fit und Prothesenspitzenkontakt (Fisher-Test  $p=0,044$ ).

Endostkontakt an Isthmus und Prothesenspitze wiesen 35,6% der Operierten auf, keinerlei Kontakt 23,3%.

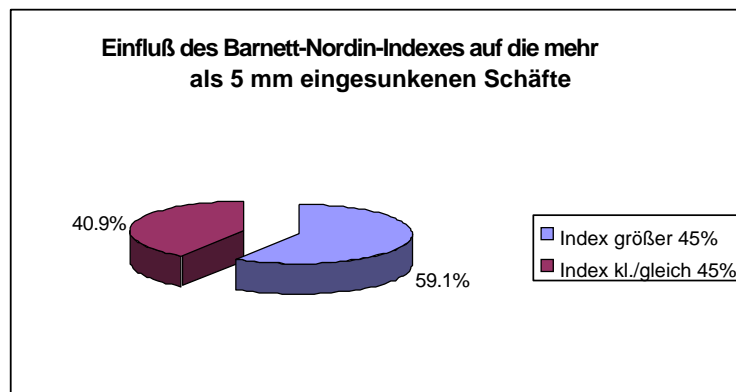


Abbildung 3.34: Stichprobenvergleich – Einsinken  $>$  versus  $\leq$  5 mm in Abh. vom Barnett-Nordin-Index

Schäfte mit mehr als 10 mm Einsinktiefen gingen tendenziell mit einem nicht-vorhandenen Press-Fit (t-Test  $p=0,080$ ) einher. Diese Tendenz wird signifikant ab einer Einsinkrate von mehr als 15 mm (t-Test  $p=0,018$ ), wobei von den 19 Operierten 15 kein Press-Fit aufwiesen (78,9%).

	Pressfit		Summe
	ja in %	nein in %	
Endostkontakt Prothesenspitze			
ja	35,6	13,2	48,8
nein	27,9	23,3	51,2
Summe	63,5	36,5	100

Tabelle 3.19: Press-Fit und Prothesenspitzen- Kortikalis-Kontakt

### Schaft-Prothesen-Winkel

**Vergleich postoperativ und Abschluß** Siehe hierzu Abbildung 3.35.

Der Schaft wurde insgesamt bei 43,4% in neutraler Position implantiert, in 32,6% in Varus- und in 24,0% in Valgusstellung. Tendenziell migrierte der Schaft, falls nicht in Neutralposition implantiert, eher in Richtung Neutralposition, ein neutral implantierter Schaft zeigte lediglich Tendenzen in Richtung Valgisierung.

**Migrationstendenz in Abhängigkeit vom postoperativen Implantationswinkel** Insgesamt zeigten 15,5% der Operierten eine Migrationstendenz. Dabei variierten zwei Operierte oder 1,6% mit ursprünglicher Varusimplantation um ein weiteres Grad, bzw. 4,6% der ursprünglich in Valgus- oder Neutralposition implantierten valgisierten um ein Grad. Die restlichen 9,3% der Migrierenden tendierten in Richtung Neutralposition (siehe Tabelle 3.20).

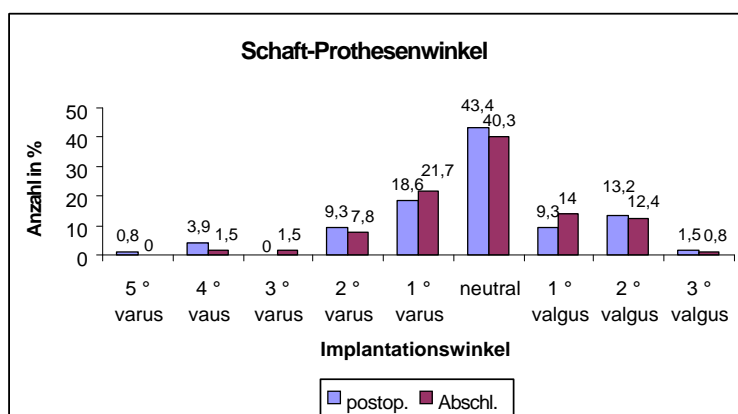


Abbildung 3.35: Schaft-Prothesen-Winkel

	Postoperativer Schaft-Prothesen-Winkel								
	varus					neutral	valgus		
Migration	5	4	3	2	1	0	1	2	3
Var. 1 Grad	0,0	0,0	0,8	0,0	0,8	0,0	0,0	3,1	0,8
keine	0,0	0,0	1,5	7,0	17,1	40,3	7,8	10,1	0,8
Val. 1 Grad	0,8	0,0	0,0	2,3	0,0	3,1	1,5	0,0	0,0
Val. 2 Grad	0,0	0,0	1,5	0,0	0,8	0,0	0,0	0,0	0,0

Tabelle 3.20: Veränderung des Schaft-Prothesen-Winkels

**Zeitlicher Verlauf** Bezogen auf alle 129 Operierte betrug die mittlere Zeitspanne bis zum Ende der Migration 1,48 (0-48) Monate, bzw. 9,55 (1-48) Monate nur bezogen auf 20 Operierte, die eine Bewegung aufzeigten. Eine anfängliche Bewegung mit Erreichen eines Steady-State-Zustandes nach 3,62 (1-18) Monaten wiesen 13 Operierte auf. Eine Spätmigration nach schon erreichtem Steady-State-Zustand oder stetige Migration bis Abschluß ergab sich folglich bei sieben Patienten nach durchschnittlich 20,57 (6-48) Monaten.

**Einfluß auf die Einsinkrate** Aus dem Schaft-Prothesen-Winkel ergab sich kein Einfluß auf die Einsinkrate.

#### Lateralisierung und Medialisierung des Schaftes

Die mittlere Horizontalbewegung des Schaftes der Gesamtgruppe betrug 1,64 (26 mm med.-11 mm lat.) mm nach medial, nur auf die Sich-Bewegenden bezogen 3,48 (26 mm med.-11 mm lat.) mm. Eine Lateralisierung fand in 16,3% der Gesamtgruppe statt, eine Medialisierung in 31,0%, also knapp doppelt so häufig, als nach lateral.

Die mittlere Zeit bis zum Erreichen des Steady-State-Zustandes, der von 35 Operierten mit

Horizontalbewegung oder 57,4% erreicht wurde, betrug 15,33 (1-60) Monate. 26 Operierte mit Bewegung (42,6%), davon 10 nach lateral und 16 nach medial, wiesen eine Spätbewegung nach erreichtem Steady-State- Zustand auf (siehe Tabelle 3.21).

	in %	Mittl. Zeit in Mon.
neutral	52,7	–
laterale Migration	16,3	18,4
mediale Migration	31,0	13,7

Tabelle 3.21: Horizontalbewegung des Schaftes

**Horizontalbewegung und Einsinken** Aus Tabelle 3.22 ergibt sich das Verhältnis des Grades des Einsinkens von einer gleichzeitig stattfindenden horizontalen Migrationstendenz des Schaftes. Schäfte ohne Medialisierung oder Lateralisierung sanken im Mittel um 2,8 mm ein, die Medialisierten um 12,8 mm und die Lateralisierten um 3,1 mm. Ein sich nach medial bewegendes Schaft zeigt im Verhältnis häufiger auch ein Einsinken von mehr als 5 mm als ein sich Lateralisierender.

Einsinken	konst. in %	Medial. in %	Lateral. in %	Summe in %
>5 mm	7,7	23,3	3,1	34,1
≤5 mm	45,0	7,7	13,2	65,9
Summe	53,7	31,0	16,3	100,0

Tabelle 3.22: Horizontalbewegung und Einsinken (&gt; 5mm)

### Off-Set

Die Gegenüberstellung des Off-Set der alten Prothesen im Vergleich zum Wagner-Schaft ist in Tabelle 3.23 dargestellt.

	Femoral-Head-Off-Set
alte Prothese	37,40 (18-55)
postoperativ	35,43 (18-43)
Abschluß	35,66 (14-45)
Diff. alt-postop.	-1,97
Diff. postop.-Abschluß	+0,23
Diff. alt-Abschluß	-1,74

Tabelle 3.23: Off-Set-Vergleich alte Prothese/Wagner-Schaft in mm

**Einfluß auf die Einsinktendenz** Eine entsprechende Abhängigkeit ergab sich nicht.

### 3.3.3 Transfemoraler Zugang

#### Deckeladaption

**Primärpositionierung** Bei 21,7 % der Operierten war der Abstand zwischen Knochendeckel und Knochen größer als fünf mm (schlechte Primäradaptation). Auch die Benutzung von Cerclagen zur Deckelrefixation zeigte keine Verbesserung der Positionierung (27,8 % schlecht positioniert).

**Horizontale Ausrichtung** 41,7 % der Operierten wiesen eine horizontale Deckelpositionierung mit einem Abstand von Femur- zu Deckelperiost von maximal fünf mm auf. Im Mittel betrug der Horizontalabstand aller Operierten mit transfemoralem Zugang 6,47 (-2 bis 20) mm (positives Vorzeichen bei lateralisiertem Deckel). Die 35 Operierten (58,3 %) mit einer schlechten Horizontalausrichtung des Deckels zeigten einen mittleren Abstand von 9,34 (6 bis 20) mm. Die Benutzung von Cerclagen zur Deckelrefixation verbesserte die Horizontalausrichtung nur geringfügig (4,72 (-2 bis 13) mm).

**Vertikale Ausrichtung** Bei 85,0 % der Operierten betrug der Knochenabstand zwischen Deckel und restlichem Femur weniger als sechs mm (mittlerer Abstand der restlichen neun: 11,56 (6-30) mm). Im Mittel aller 60 Operierten lag der vertikale Abstand bei 1,28 (-25-30) mm. Bei elf Operierten war der Deckel über das restliche Femur gestaucht (negatives Vorzeichen). Unter Cerclagefixierung lag der mittlere Abstand bei 2,39 (-4-10) mm.

**Deckel-Osteotomie** Insgesamt lag die Komplikationsrate bei 31,7 %, ohne die teildurchbauten bei 20,1 %, bei denjenigen mit Deckelrefixation durch Cerclagen bei 22,2 %. Eine komplette Durchbauung lag primär bei 68,3 % der Operierten vor, wobei zwei primär dislozierte refixiert wurden und sekundär komplett konsolidierten (bei Abschluß also 71,7 % mit kompletter Durchbauung). Eine Konsolidierung bei verbliebenen instabilen Kortikalisstärken an den Osteotomien fand sich bei 11,7 % (bei 8,3 % im distalen Osteotomiebereich und bei 3,3 % proximal). Verbliebene Osteotomiespalten wiesen 3,3 % auf (in einem Fall der gesamte Deckel, in einem anderen im distalen Osteotomiebereich). Eine Pseudarthrose resultierte bei 8,3 % (in vier Fällen distal in einem proximal). Dislokationen fanden sich bei 8,3 % der Operierten (fünf Operierte), dabei in drei Fällen oder 5,0 % eine separate Dislokation des kompletten Deckels bei intaktem restlichem Femur. In zwei Fällen war zwar die proximale Osteotomie konsolidiert, jedoch durch eine zusätzliche Schaftfraktur im Bereich der distalen Osteotomie das gesamte proximale Femurdrittel nach oben disloziert (siehe Tabelle 3.24).

Die mittlere Konsolidierungszeit betrug bei den Operierten mit komplett integriertem Deckel im proximalen Osteotomiebereich 8,19 (1-28) Monate, im distalen Bereich 8,34 (1-35) Monate (mit Cerclagen Versorgte: proximal 8,94 (2-28) und distal 9,00 (2-35) Monate).



		Distaler Osteotomiebereich					
		durchbaut	inst. durchb.	persist.	Pseudarthr.	Dislok.	Summe
Proxi- maler Osteo- tomie- bereich	durchbaut	68,3	8,3	1,7	6,7	3,3	88,3
	inst. durchb.	3,3	0,0	0,0	0,0	0,0	3,3
	persist.	0,0	0,0	1,7	0,0	0,0	1,7
	Pseudarthr.	1,7	0,0	0,0	0,0	0,0	1,7
	Dislokation	0,0	0,0	0,0	0,0	5,0	5,0
Summe		73,3	8,3	3,4	6,7	8,3	

Tabelle 3.24: Osteotomiedurchbauung bei transfemoralem Zugang

**Deckelmigration**

Insgesamt zeigten 39 transfemorale Operierte (65,0 %) eine Deckelmigration (bei den mit Cerclagen refixierten in 55,6 %).

**Horizontal** Bei 35 Operierten (58,3 %) trat eine horizontale Deckelbewegung auf. Eine Lateralisierung lag in 18 Fällen vor (Mittel 3,56 (1-9) mm), eine Medialisierung in 17 (Mittel 3,24 (1-9) mm). Cerclageversorgte zeigten tendenziell eine Medialisierung (Mittel 0,11 mm).

**Vertikal** 11 Patienten (18,3 %) wiesen eine Deckelbewegung nach proximal relativ zum Femurschaft (Mittel 4,73 (1-18) mm) auf und 26 mit Tendenz nach distal (Mittel 4,45 (1-14) mm). Es waren also insgesamt 37 (61,7 %) vertikale Migrationen zu beobachten. Die mit Cerclagen refixierten Deckel wanderten eher nach distal (Mittel 0,39 mm).

**Zeitspanne bis Migrationsende** Die Zeitspanne bis zum Ende der Bewegungstendenz lag bei 3,84 (1-18) Monaten (Cerclageversorgte nach 2,80 (1-5) Monaten). Eine Bewegung war etwa halb so lange auszumachen wie die radiologisch ermittelte knöcherne Konsolidierungszeit von etwas mehr als acht Monaten.

**Einflüsse der verschiedenen Deckelosteosynthesen**

Es ergab sich kein Zusammenhang zwischen einer durchgeführten Osteosynthese, der Osteosynthesenart und dem Auftreten einer Deckelmigration oder einer Komplikation hinsichtlich der Osteotomiekonsolidierung. Ebenso konnte keine Signifikanz der oben genannten Parameter bei Betrachtung der Primärpositionierung des Deckels festgestellt werden.

**Komplikationsrate des transfemoralem Zuganges im Vergleich**

Bei Betrachtung der Komplikationen unter Berücksichtigung der verschiedenen Operationszugänge ergab sich folgendes Bild:

hinsichtlich der systemischen Komplikationen ergab sich eine Abhängigkeit zu ungunsten der transfemorale Operierten, wobei absolut 31,7% der transfemorale und 14,5% der durch andere Zugänge versorgten systemische Komplikationen erlitten (Fisher-Test  $p=0,019$ ).

Die intraoperative Frakturrate (Frakturen mit Diskontinuität des dorsalen Deckelwiderlagers) lag beim transfemorale Zugang im Vergleich zu den anderen deutlich höher (Fisher-Test  $p=0,008$ ), in absoluten Zahlen heißt dies, daß von 51 intraoperativen Frakturen 60,8% bei transfemorale Zugang erfolgte. Die daraus persistierenden knöchernen Defekte resultierten im Vergleich ebenfalls weitaus häufiger aus der Gruppe der transfemorale operierten (Fisher-Test  $p=0,048$ ), d. h., von 28 persistierenden knöchernen Defekten waren 20 (71,4%) transfemorale operiert worden.

Neurologische Ausfälle traten vergleichsweise bei den transfemorale durchgeführten Operationen signifikant weniger häufig auf (Fisher-Test  $p=0,0025$ ), nämlich in 0,0% bei den transfemorale und in 10,1% bei den anderen Zugängen.

Bei den revisionspflichtigen Komplikationen mit und ohne Komponentenaustausch und den aufgetretene periprothetische Frakturen ergab sich kein auffälliger Unterschied unter den verschiedenen Operationszugängen.

### **Ossifikation und Defektdurchbauung**

**Ossifikation** Hier bestand ein Zusammenhang zwischen neu entstandenen ektopen Ossifikationen und dem Operationzugang (Fisher-Test  $p=0,001$ ). Von 32 neu aufgetretenen Ossifikationen fanden sich 23 bei transfemorale Operierten (71,8%).

**Einfluß auf die Defektdurchbauung** Es ergab sich eine offensichtliche Korrelation (Fisher-Test  $p=0,029$ ) bei Betrachtung der Defektsituation im ehemaligen Schaftlager. In Absolutzahlen wurden von den 27 Operierten mit excellentem Wiederaufbau 18 transfemorale operiert (66,7%). Auf die Gesamtdefektsituation ergab sich kein Einfluß (siehe obiger Abschnitt – persistierende Defekte).

### **Funktioneller Status**

Operierte, die mit einem transfemorale Zugang versorgt wurden, hatten eine deutlich schlechtere Gehfähigkeitsbewertung als diejenigen, die mit einem der anderen Zugänge operiert wurden (t-Test  $p=0,014$ ). Von 71 Operierten mit guter Gehfähigkeit (Merle- Wert  $> 4$ ) waren 45 oder 63,4% nicht transfemorale und 26 (36,6%) transfemorale operiert. Anders ausgedrückt wurden bei den 58 Operierten mit einem Wert unter vier 34 (58,6%) durch einen transfemorale Zugang versorgt. Diese Auswirkung schlägt sich auch auf den Gesamtscore nieder (t-Test  $p=0,014$ ). Hinsichtlich des Aktivitätsstatus ergab sich in diesem Zusammenhang eine Tendenz zu ungunsten des transfemorale Zuganges (t-Test  $p=0,100$ ).

### 3.3.4 Ektope Ossifikation

#### Ossifikationsprophylaxe

Die Ossifikationsprophylaxe wurde insgesamt bei 91 Operierten durchgeführt. Eine Radiatio wurde mit einer Gesamtdosis von 10 Gray durchgeführt (siehe Tabelle 3.25).

Ossifikationsprophylaxe	Anzahl
Radiatio	4
medikamentös	87
beides	7

Tabelle 3.25: Art der Ossifikationsprophylaxe

Die medikamentöse Vorsorge erfolgte im Mittel 16,76 (1-60) Tage lang, wobei 46 Operierte weniger als sechs Tage behandelt wurden, 36 Operierte zwischen sechs und vierzehn Tagen und 47 Operierte länger als 14 Tage.

#### Intraoperative Ossifikationsentfernung

Siehe hierzu Abbildung 3.36.

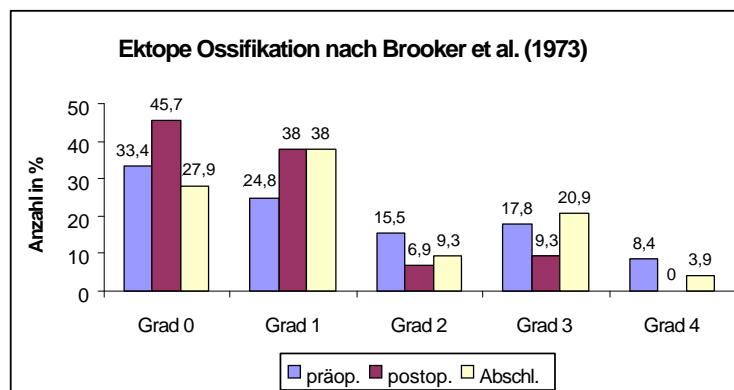


Abbildung 3.36: Ossifikation nach Brooker

Der Anteil der Operierten ohne erkennbare Ossifikation, bzw. mit isolierten lokalen Verknöcherungen (Grad 1) stieg im postoperativen Verlauf von 33,4 auf 45,7%, bzw. von 24,8 auf 38,0%. Dieser Zulauf bei den Graden 0 und 1 rührte von den Abnahmen bei den Graden 2, 3 und 4 (8,6%, 8,5% und 8,4%) her.

#### Gesamtentwicklung von präoperativ bis Abschluß

Bei der Gesamtentwicklung war eine Abnahme der Ossifikationsfreien zu beobachten (+5,4%). Isolierte lokale Ossifikationen nahmen um 13,2% zu, Grad 3 um 3,2%. Die Zahl der Ankylosen

nahm um 4,6 % ab, ebenso Ossifikationen vom Grad 2 (um 6,2 %).

Zwischen einer insuffizienten Ossifikationsprophylaxe und dem Auftauchen, bzw. der Zunahme einer ektopen Verknöcherung ergab sich kein Zusammenhang.

### 3.4 Survivorship, Komplikationen und Einfluß des Operateurs

#### 3.4.1 Überlebensanalyse

##### Allgemeine Voraussetzungen

Ein Patient schied nach einem Zeitraum von 3,48 Jahren aus der Studie aus (Wohnsitz ins Ausland verlegt). Zu diesem Zeitpunkt bestanden keinerlei Beschwerden, die Implantate zeigten sich gut konsolidiert.

Entsprechende Wertetabellen zu den einzelnen Abbildungen in diesem Abschnitt befinden sich im Anhang (Kapitel 6).

##### Überlebensrate des Wagner-Revisionsschaftes

**Übersicht** Siehe hierzu die Abbildung 3.37.

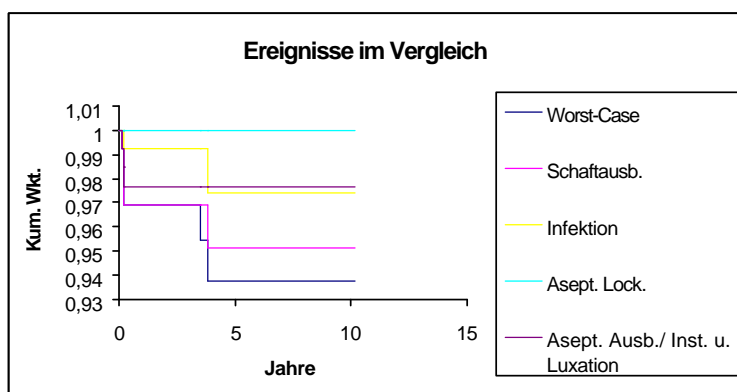


Abbildung 3.37: Vergleich der Versagensereignisse des Wagner-Schaftes

Die mittlere Nachuntersuchungszeit belief sich auf 4,01 (0,13- 10,19) Jahre. Die kumulative Nachuntersuchungsrate betrug 98,48 % nach 10,19 Jahren (in Absolutzahlen ein Operierter oder 99,22 % Nachuntersuchungsrate). Verstorben waren sechs Operierte, von denen ein mittleres Follow-Up von 2,83 (0,80-4,95) Jahren vorlag (kumulative Überlebensrate der Patienten 91,45 %) nach 10,19 Jahren.

Eine Übersicht über die Verteilung der pro Zeitintervall (noch) eingehenden Operierten gibt Tabelle 6.1 im Anhang wieder.

Eine Abhängigkeit des Versagens auf Grund der Primärerkrankung konnte nicht gefunden werden. Jedoch konnte beim Worst-Case-Kriterium lediglich ein Versager bei den primären Coxarthrosen gefunden werden gegenüber fünf Versagern bei den restlichen sekundären Coxarthrosen und Polyarthritiden (Log-Rank  $p=0,056$ ).

**Schaftausbau und Worst-Case-Kriterium** Die Kurven sind in Abbildung 3.38, bzw. 3.37 dargestellt, die Wertetabellen finden sich im Anhang (Tabellen 6.2 und 6.3).

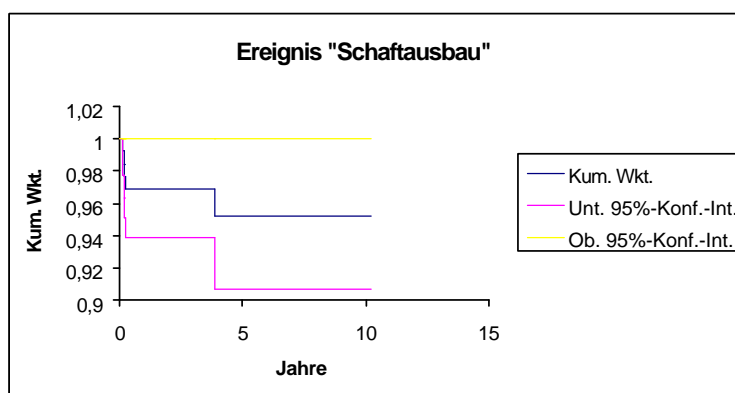


Abbildung 3.38: Überlebenswahrscheinlichkeit für das Ereignis „Schaftausbau“

Nach 10,19 Jahren betrug die kumulative Überlebensrate (mit 95- %-Konfidenzintervall) 93,73 % (88,52-98,94 %) für das Worst-Case-Kriterium, bzw. 95,17 % (90,70-100,00 %) für das Ereignis „Schaftausbau“.

**Schaftausbau ohne Berücksichtigung der Infektionen** Abbildung 3.37 zeigt den Kurvenverlauf, der identisch mit dem Verlauf für das Ereignis „Schaftausbau auf Grund von Instabilität und Fehlstellung“ ist; die zugehörige Wertetabelle befindet sich im Anhang (Tabelle 6.4).

Die Infektionsrate verhält sich prinzipiell unabhängig vom Implantat. Andere Faktoren spielen jedoch eine Rolle, z. B. systemische Krankheiten oder operationstechnische Faktoren. Aus diesen Grunde wurde in obigen Tabellen dieser Parameter miteingebunden. Die einzelnen Fallbeispiele ergeben sich aus den folgenden Abschnitten.

**Schaftausbau auf Grund von Instabilität oder Fehlstellung** Die Kurve ist in Abbildung 3.37 aufgezeigt, die Wertetabelle findet sich entsprechend im Anhang (Tabelle 6.4).

Bei genauer Betrachtung der drei Versager durch „Instabilität oder Fehlstellung“ ließen sich unterschiedliche Genesen erkennen.

Ein mit zu großer Antetorsion implantiert Schaft in Verbindung mit einer stark antevertierten Pfannenkomponente luxierte zweimal und wurde inklusive Pfanne komplett ersetzt (stabil bis Abschluß).

Zwei Schäfte wurden auf Grund verbliebener Instabilität revidiert. In einem Fall resultierte eine Pseudarthrose im Bereich der Ausgleichsosteotomie bzw. einer Fensterosteotomie (sehr weit distal durch gelockerte zementierte Weller-Langschaftprothese). Die erreichte Verankerungslänge der Prothese im intakten distalen Restfemur (ca. 20 cm bis Kondylen) von ca. 8 cm (bei 345-er Komponente mit 17 mm Durchmesser) wurde so postoperativ als ungenügend und instabil eingestuft, was sich in einem deutlichen Einsinken von 23 mm innerhalb von vier Wochen postoperativ zeigte. Dieser Schaft wurde gegen einen Schaft gleicher Länge mit 20 mm Durchmesser revidiert (Allograft im Pseudarthrosenbereich) und verblieb bis Abschluß stabil. Im zweiten Fall erlitt die Patientin eine intraoperative periprothetische Fraktur, die insuffizient osteosynthetisch versorgt wurde (Bandcerclagen in Frakturbereich-Restlänge des intakten Femurschaftes ca. 13 cm). Hier erfolgte die Revision der 265-er Komponente (18 mm Durchmesser) mit einem 385-er Schaft mit 20 mm Durchmesser (Verankerungslänge ca. 6 cm, bis Abschluß stabil knöchern integriert).

**Schaftausbau nach Infektion** Die Kurve ist in Abbildung 3.37 aufgezeigt, aus der Wertetabelle im Anhang lassen sich die zugehörigen Werte entnehmen (Tabelle 6.5).

- Fallbeschreibungen:

1. Diese Revision wurde nach septischer Lockerung durchgeführt. Es hatte sich eine Infektion mit Ausbildung eines Fistelganges ca. 12 Monate postoperativ entwickelt, die über weitere drei Jahre selbst versorgt wurde bis es zur massiven Beschwerdeverschlechterung durch die Infektauswirkung kam. Die distal fest knöchern integrierte Prothese konnte bei der Revision nicht entfernt werden. Der Patient verstarb 20 Tage postoperativ an einer fulminanten Lungenembolie. Zusätzlich zu einem positiven intraoperativen Abstrich bei der Indexoperation lag direkt postoperativ ein Gastrointestinalinfekt vor (siehe Tabelle 3.26).
2. Die initiale OP-Indikation erfolgte auf Grund des klinischen und radiologischen Aspektes einer aseptischen Lockerung. Der intraoperative Abstrich war jedoch positiv, und die Patientin entwickelte daraufhin eine Infektion. Es erfolgte die Anlage einer Girdlestone-Situation (siehe Tabelle 3.26).

Name/Geschl.	Alter bei OP	Revision nach x Jahren	Frühere TEP-Infektionen	positive intraop. Inf.-Diag.	Fremdknochen	AB-Prophyl. in Tagen
1. H.F./m	78,8	3,85	ja	Staph. epi.	nein	13
2. P.E./w	50,1	0,21	nein	Staph. epi.	ja	40

Tabelle 3.26: Fallbeschreibungen der durch Infektion revidierten Prothesen

- Infektion an einer früheren Endoprothese der OP-Seite:

Eine Infektion an einer vorherigen Prothese der operierten Seite hatten insgesamt sechs Patienten (4,7%). Ein positives Abstrichergebnis zeigten drei der sechs Patienten (ein Mal *E. coli* und zwei Mal *Staph. epidermidis*), wobei in einem Fall eine Reinfektion mit konsekutiver Implantatentfernung resultierte (*Staph. epidermidis*).

Für die Infektionswahrscheinlichkeit im Zusammenhang mit einer früher stattgefundenen Infektion am Hüftgelenk ergab sich eine schlechtere Voraussetzung für diejenigen, die schon einmal eine infizierte Endoprothese am zu operierenden Gelenk implantiert hatten (Wilcoxon  $p=0,114$ ).

- Positive intraoperative Diagnostik:

Eine Aufstellung des intraoperativ erhaltenen Erregerspektrums gibt Tabelle 3.28 wieder.

Stichprobe	Log.-R.
n=129	< 0,0001

Tabelle 3.27: Signifikanztest – Revisionswahrscheinlichkeit bei intraop. Infektnachweis

Erreger	Anzahl Nachweise
<i>Staphylococcus epidermidis</i>	7
<i>Escherichia coli</i>	2
<i>Bacillus cereus</i>	2
Mischinfektion	2
<i>Streptococcus viridans</i>	1
<i>Staphylococcus aureus</i>	1
<i>Corynebacter</i> Spezies	1
<i>Serratia fonticola</i>	1
Histologisch (ohne dir. Erregernachweis)	1

Tabelle 3.28: Intraoperative Diagnostik – Erregerspektrum

Insgesamt wurde bei 18 Patienten intraoperativ eine Infektion (histologisch, mikrobiologisch von Pfannen-, bzw. Schaftlager oder verwendetem Knochenimplantat) nachgewiesen. Die beiden Mischinfektionen enthielten *Staphylococcus epidermidis* und *Pseudomonas aeruginosa*, in einem Fall mit *Streptococcus faecalis*, im anderen mit *Staphylococcus aureus*. Beide Revisionen, die auf Grund einer tiefen Infektion durchgeführt werden mußten, zeigten einen positiven Wundabstrich mit *Staphylococcus epidermidis*. Es ergab sich ein streng signifikanter Kurvenverlauf, wobei Operierte mit positiver intraoperativer Infektionsdiagnostik ein deutlich höheres Risiko des Versagens der Prothese auf Grund einer Infektion zeigten (siehe

Tabelle 3.27 und Abbildung 3.39, bzw. zugehörige Wertetabelle 6.6 zur Überlebensanalyse im Anhang.

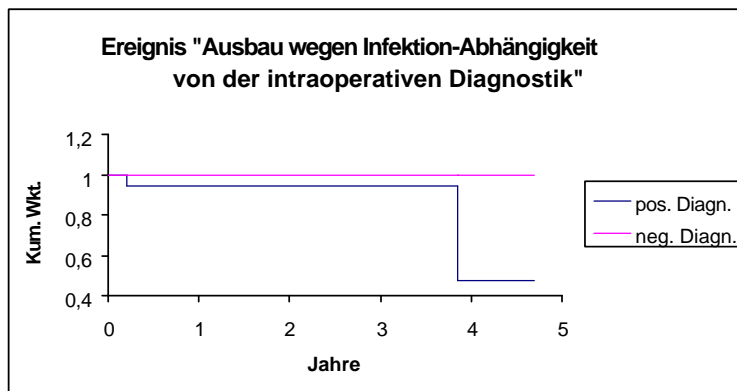


Abbildung 3.39: Abhängigkeit des Ereignisses "Infektion" von der intraoperativen Infektionsdiagnostik

**Schaftausbau nach aseptischer Lockerung** Im Nachuntersuchungszeitraum versagte keine Komponente auf Grund einer aseptischen Lockerung. Die Kurve ist in Abbildung 3.37 aufgezeigt.

### Pfannenkomponente

**Übersicht** Die kumulative Nachuntersuchungsrate beträgt 98,44% und entspricht in Absolutzahlen einem Lost-to-Follow-Up-Patienten oder 99,22%. Die Nachuntersuchungszeit der Pfannen belief sich auf 3,91 (0,13-10,19) Jahre. Die kumulative Überlebensrate betrug hier 91,22%, entsprechend sechs Verstorbenen oder 95,35% in Absolutzahlen.

Eine Übersicht über die Verteilung der pro Zeitintervall (noch) eingehenden Operierten gibt Tabelle 6.7 im Anhang wieder.

Die Pfannen wiesen insgesamt nach einem Nachuntersuchungszeitraum von 10,19 Jahren eine kumulative Überlebensrate von 92,02% auf. Sieben Pfannen mußten revidiert werden, drei auf Grund rezidivierender Luxationen durch Fehlstellung, zwei nach Infektion und zwei zeigten eine aseptische Lockerung (siehe Tabelle 3.29).

Die Tabellen im Anhang (Kapitel 6) 6.8, 6.9, 6.10 und 6.11 zeigen die Aufteilung der Gesamtpopulation (n=129) nach Pfannentypen. Von zwei weiteren, nicht in obiges Typenschema passenden zementfreien Pfannen, mußte eine Holz-Pfanne wegen Fehlstellung und dadurch rezidivierenden Luxationen revidiert werden.

Nach dem Worst-Case-Kriterium schnitt die HG-Pfanne am besten ab. Nur das Ereignis „Pfannenausbau“ betrachtend, lag die Schneider-Pfanne vor der Müller-Pfannendach-Schale und der HG-



Gesamt (n=129)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	8	92,02	86,35-97,68
Pfannenausbau	7	93,48	88,50-98,46
Asept. Pfannenausb.	5	95,97	92,50-99,44
Luxation (Fehlstellung)	3	97,55	94,81-100
Infektion	2	97,41	93,59-100
Aseptische Lockerung	2	98,38	96,15-100

Tabelle 3.29: Survivorship der Pfannen – Gesamtpopulation nach 10,19 Jahren

Pfanne. In allen Fällen schnitten die PE-Schalen am schlechtesten ab (unter Nichtberücksichtigung der anderen nichtzementierten Pfannen wegen zu geringer Anzahl (n=3)).

Bei Betrachtung der nicht durch Infektion ausgebauten Pfannen („Aseptischer Ausbau“) schnitten die eigentlichen Revisionspfannen am besten ab.

**Nicht-mitrevidierte Pfannenarten** Entsprechend den Überlebenswahrscheinlichkeiten schnitten die belassenen PE-Schalen deutlich schlechter ab im Vergleich mit den HG-Pfannen. Die verbliebenen Schneider-Burch-Schalen (n=3 nach 9,34 Jahren) und Müller-Pfannendachschalen (n=4 nach 6,15 Jahren) hatten eine Überlebensrate von 100,00 % (siehe Tabellen 3.30 und 3.31).

HG (n=20)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	2	89,41	75,49-100
Pfannenausbau	2	89,41	75,49-100
Asept. Pfannenausbau	2	89,41	75,49-100
Luxation (Fehlstellung)	2	89,41	75,49-100
Infektion	0	100,00	100-100
Aseptische Lockerung	0	100,00	100-100

Tabelle 3.30: Survivorship der HG-Pfannen – verbliebene Pfannen nach 5,23 Jahren

Zem. PE (n=14)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	2	79,12	52,17-100
Pfannenausbau	2	79,12	52,17-100
Asept. Pfannenausbau	1	92,31	77,83-100
Luxation (Fehlstellung)	0	100,00	100-100
Infektion	1	85,71	59,78-100
Aseptische Lockerung	1	92,31	77,83-100

Tabelle 3.31: Survivorship der PE-Pfannen – verbliebene Pfannen nach 8,28 Jahren

Bei den durch Fehlstellung luxierenden Gelenken handelte es sich um zwei HG-Pfannen (zu große Anteversion; Inklinationswinkel, Horizontal- und Vertikalposition im Normbereich) und eine Holtz-Pfanne (Inklinationswinkel 65 Grad). Eine Revision erfolgte in zwei Fällen wiederum gegen

eine HG-Pfanne und ein unbekanntes Implantat (stabil bis Abschluß). Das infizierte und das aseptisch gelockerte Gelenk waren mit zementierten PE-Pfannen versorgt. Der Patient mit infizierter Prothese verstarb 20 Tage nach der Revisionsoperation an einer Lungenembolie. Im Falle der aseptisch gelockerten Pfanne wurde eine Revision mit einer Müller-Pfannendachschale durchgeführt, die sich klinisch und radiologisch bis zur Abschlußuntersuchung stabil zeigte.

**Mitrevidierte Pfannentypen** Siehe hierzu die Tabellen 3.32, 3.33 und 3.34.

HG (n=37)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	1	97,30	92,07-100
Pfannenausbau	1	97,30	92,07-100
Asept. Pfannenausbau	1	97,30	92,07-100
Luxation (Fehlstellung)	0	100,00	100-100
Infektion	0	100,00	100-100
Aseptische Lockerung	1	97,30	92,07-100

Tabelle 3.32: Survivorship der HG-Pfannen – revidierte Pfannen nach 10,19 Jahren

Müller (n=32)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	2	91,30	79,40-100
Pfannenausbau	1	96,67	90,24-100
Asept. Pfannenausbau	0	100,00	100-100
Luxation (Fehlstellung)	0	100,00	100-100
Infektion	1	96,67	90,24-100
Aseptische Lockerung	0	100,00	100-100

Tabelle 3.33: Survivorship der Müller- Pfannendachschale – revidierte Pfannen nach 7,91 Jahren

SB (n=15)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	0	100,00	100-100

Tabelle 3.34: Survivorship der Schneider-Burch-Pfannen – revidierte Pfannen nach 8,31 Jahren

Bei der „Lost-To-Follow-Up“-Pfanne handelte es sich um eine Müller-Pfannendach-Schale. Bei der versagenden Pfanne wegen Infektion handelte es sich ebenfalls um eine Müller-Pfannendach-Schale, und es resultierte eine Girdlestone-Hüfte. Die aseptisch gelockerte HG-Pfanne wurde wiederum mit einer HG-Pfanne stabil revidiert. Die zwei bei der Wagner-Revision implantierten PE-Schalen versagten nicht, genauso wenig die Armor-Pfanne. weitere Aussagen waren auf Grund der zu geringen Fallzahl nicht möglich.

In Bezug auf das Ereignis „Aseptischer Ausbau“ schnitten die eigentlichen Revisionspfannen am besten ab (Survival von 100,0%). Nach dem Worst-Case-Kriterium aber hatte die Schneider-

Burch-Pfanne eindeutige Vorteile, gefolgt von der HG- und der Müller-Pfanne.

Allein den Pfannenausbau betrachtend, war die Schneider-Burch weniger oft zu revidieren als die HG-Pfanne und die Müller-Pfanne. Signifikante Verhaltensunterschiede unter den Pfannentypen konnten jedoch nicht ermittelt werden.

**Stichprobenvergleich – revidierte versus verbliebene Pfannen** Die einzelnen Signifikanztestungen sind zusammengefaßt in Tabelle 3.35 enthalten.

Ereignis	Wilcox.	Log.-R.	Tendenz zugunsten
Worst-Case	–	0,047	rev.
Pfannenausbau	0,043	–	rev.
Aseptischer Ausbau	–	0,024	rev.
Rez. Lux.	–	0,013	rev.
Infektion	1,000	–	keine
Asept. Lock.	0,253	–	keine

Tabelle 3.35: Signifikanztests (Gesamtstichprobe n=129) – Gruppenvergleich revidiert/verblieben

**Ereignis „Worst-Case-Kriterium“** Die zusammen mit dem Schaft revidierten Pfannen schnitten deutlich besser ab im Vergleich zu den alten, verbliebenen Pfannen (siehe Abbildung 3.40, Tabelle 3.35 und Tabelle 6.12 im Anhang).

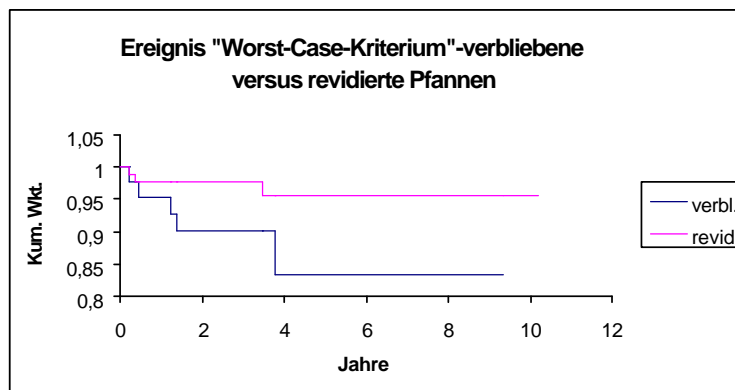


Abbildung 3.40: Worst-Case-Kriterium

**Ereignis „Pfannenausbau“** Auch hier schnitten die revidierten Pfannen offensichtlich besser ab (siehe Abbildung 3.41, Tabelle 3.35, bzw. Tabelle 6.13 im Anhang).

**Ereignis „Ausbau der Pfanne ohne Infizierte“** Auffällig besser erschienen die revidierten Pfannen (siehe Abbildung 3.42, Tabelle 3.35 und Tabelle 6.14 im Anhang).

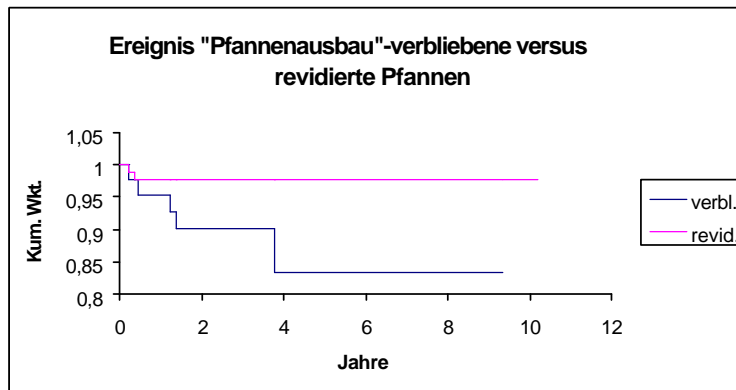


Abbildung 3.41: Ereignis „Pfannenausbau“ – verbliebene versus revidierte Pfannen

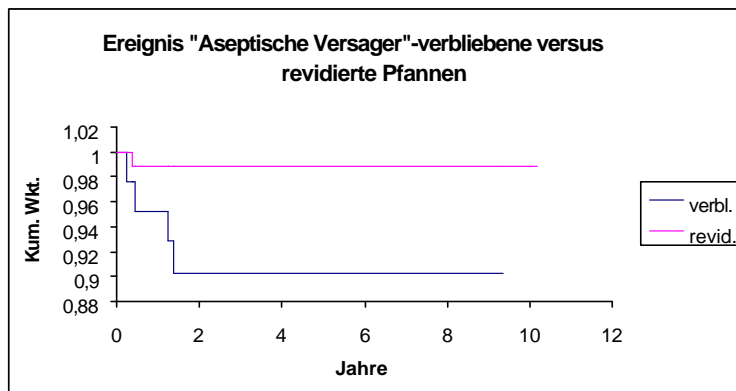


Abbildung 3.42: Ereignis „Pfannenausbau ohne Infizierte“

**Ereignis „Rezidivierende Luxationen durch Fehlstellung“** Die Revision auf Grund einer rezidivierenden Luxation durch Fehlpositionierung der Pfannenkomponente war in der Stichprobe der revidierten Pfannen signifikant geringer (siehe Abbildung 3.43, Tabelle 3.35 und Tabelle 6.15 im Anhang).

**Ereignis „Ausbau wegen Infektion“** Es fiel kein Unterschied zwischen den alten und revidierten Pfannen auf (siehe Abbildung 3.44, Tabelle 3.35 und Tabelle 6.17 im Anhang).

**Ereignis „Aseptische Lockerung“** Bei den Revisionen auf Grund einer aseptischen Lockerung der Pfannenkomponente konnte kein Unterschied zwischen den gegenübergestellten Gruppen „alte versus revidierte Pfannen“ beobachtet werden (siehe Abbildung 3.45, Tabelle 3.35 und Tabelle 6.16 im Anhang).

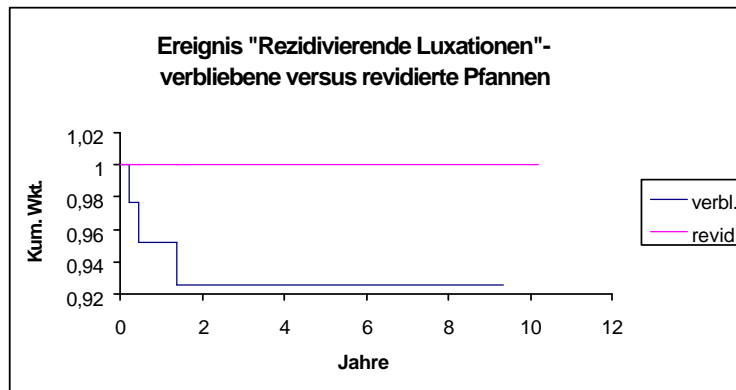


Abbildung 3.43: Rezidivierende Luxationen durch Fehlstellung

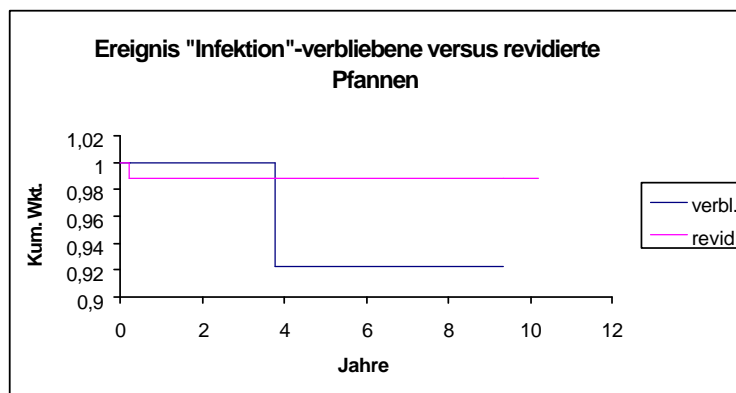


Abbildung 3.44: Pfannenausbau wegen Infektion

### 3.4.2 Komplikationen

Die Komplikationen, die zu einer Implantatentfernung führten, können, sofern im folgenden im Zusammenhang nicht erwähnt, aus dem Kapitel „Überlebensanalyse“ entnommen werden.

#### Systemische Komplikationen

**Frühkomplikationen** Alle therapiebedürftigen systemischen Frühkomplikationen waren auf 29 Operierte verteilt (22,5%), in 25 Fällen als Einzelkomplikation, in vier Fällen lagen zwei in Kombination vor. Alle Komplikationen konnten nach medikamentöser und/oder konservativer Therapie zur Ausheilung gebracht werden (siehe Tabelle 3.36).

**Spätkomplikationen** Vier schwerere Komplikationen waren aufgetreten (entsprechend 3,1%), durch die drei Patienten zu Pflegefällen wurden und ein weiterer verstarb, so daß bei Abschluß insgesamt 12 Pflegefälle im Patientengut zu verzeichnen waren (je 6 der Pflegestufe 2 und 3).

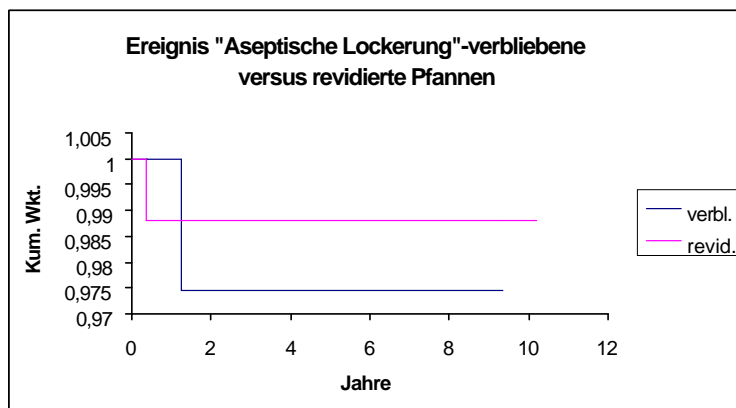


Abbildung 3.45: Pfannenausbau wegen aseptischer Lockerung

Anzahl	Komplikation
1	therapiebedürftige Kreislaufkomplikation
1	Herzinfarkt
4	Blutverluste (Hb unter 8 mg/100 ml)
1	Verbrauchskoagulopathie
2	Unterschenkelvenenthrombosen
1	tiefe Beinvenenthrombose
1	Unterschenkel-Lymphödem
3	Harnverhalte
3	therapiebedürftige gastrointestinale Störungen
1	Nebennierenrindeninsuffizienz
1	apoplektischer Insult
2	Pneumonien
5	Urogenitalinfekte
7	Gastrointestinalinfekte

Tabelle 3.36: Systemische Frühkomplikationen

- 1 fulminante Lungenembolie bei Revision nach Infektion des Implantates; der Patient verstarb 20 Tage postoperativ
- 2 apoplektische Insulte
- 1 Pflegefall auf Grund einer progredienten primär chronischen Polyarthrit

### Lokale Komplikationen

**Schraubenfrakturen an der Pfanne** Bei zwei Revidierten war ein Schraubenbruch zu verzeichnen. Zwei alte Pfannen wiesen schon bei der Index-OP einen Schraubenbruch auf.

**Osteosynthesematerial im Schaffbereich** In vier Fällen war die Trochanterzuggurtung gebrochen.

**Lokale, intraoperative Komplikationen am Femur** Tabelle 3.37 gibt einen Überblick über die aufgetretenen lokalen, operativ bedingten Komplikationen in Abhängigkeit vom operativen Zugang (transfemorale versus andere). Insgesamt lag eine Frakturrate von 39,5 % vor, bei den transfemorale Operierten von 51,7, bzw. den anderen Zugängen von 29,0 %.

Die knöchernen Defekte gefährdeten mit Ausnahme der periprothetischen Frakturen die Primärstabilität entsprechend der präoperativen Planung nicht. Eine der periprothetischen Frakturen mußte revidiert werden (siehe Kapitel „Überlebensanalyse“).

Die Rate an nervalen Ausfällen betrug 5,4 %.

Bei den rezidivierenden Luxationen blieben 4 nach Reposition stabil, bei zweien erfolgte ein Pfannenwechsel, bei einer wurden Pfanne und Schaft ersetzt.

Ansonsten benötigten alle unten aufgeführten Komplikationen keine operativen Interventionen.

transfemorale Zugang	Komplikation	andere Zugänge
7	erhaltene Kontinuität (intraop.-Fissur, Perforation durch Reibahle od. ventr. Deckelfraktur)	1
31	Diskontinuität i. prox. Femur (intraop.- Fraktur d. dors. Deckelwiderlagers od. d. ehem. Prothesenlagers)	18
0	intraop. periproth. Frakturen unterh. der Prothesenspitze	2
0	temporäre N.-Femoralis-Läsionen	2
0	temporäre N.-Peroneus-Läsion	1
0	persistierende N.-Peroneus-Läsionen	4
3	persist. Fraktur- od. Osteotomiespalten	1
6	Pseudarthrosen nach Fraktur od. Osteotomie	5
5	Dislokationen (Deckel, des prox. Femur od. d. Troch. major)	1
6	persist. Kortikalisdefekte (instabile, zu dünne Durchbauung von Frakturen od. Osteotomien)	1
3	rezidivierende Luxationen	4
3	Wundhämatom (eines infiziert)	3
1	Ankylose (Brooker Grad 4 u. Merle-Beweglichk.<4)	1

Tabelle 3.37: Operativ bedingte lokale Komplikationen

#### Revisionsoperationen ohne Implantatwechsel und periprothetische Frakturen in Nachuntersuchungszeitraum

Insgesamt waren im Verlaufszeitraum fünf periprothetische Frakturen im Patientengut aufgetreten (zusätzlich zu den zwei intraoperativ erfolgten). Drei heilten unter konservativer Therapie aus. Bei Zweien erfolgte eine osteosynthetische Versorgung. Weitere vier Revisionen ohne Implantatwechsel waren aus folgenden Gründen notwendig:

2 Deckelrefixation nach Deckeldislokationen,

- 1 Trochanterrefixation nach Osteosynthesebruch und Dislokation,
- 1 Osteosynthesematerialentfernung (gleichzeitige Nekrosenabtragung im Wundbereich).

Insgesamt mußten also sechs Revisionen ohne Implantatwechsel durchgeführt werden.

### 3.4.3 Einfluß des Operateurs auf das OP-Ergebnis

Verschiedene Signifikanztestungen wurden durchgeführt. Dabei erfolgte eine Gruppeneinteilung entsprechend der Tabelle 3.1 in „Erfahren“ (Operateure A und/oder B, d. h. mehr als 40 Eingriffe) und „Unerfahren“ (restliche Operateure C, D, E, F, G im folgenden als Gruppe Z zusammengefaßt). Desweiteren wurden die zwei Operateure, die die meisten Revisionen durchgeführt hatten, getrennt voneinander getestet. Dabei ergab eine Einteilung in „Erste zehn“, bzw. „zwanzig Revisionsoperationen versus restliche“ dieser zwei Operateure keinerlei Einflüsse auf die getesteten Parameter. Dargestellt wurden nur die signifikanten Zusammenhänge, auf die Darstellung tendenzieller Abhängigkeiten wurde verzichtet.

#### Einfluß auf die funktionellen und radiologischen Parameter, bzw. die Komplikationsrate

Beim Vergleich der erfahrenen Operateure A und B untereinander ergab sich lediglich bei den neurologischen Komplikationen eine Signifikanz (Fisher Test  $p=0,002$ ) oder in absoluten Zahlen ausgedrückt, keine Komplikation bei Operateur A, derer 6 bei B. Bei Betrachtung der Gruppeneinteilungen A versus B+Z, bzw. A+Z versus B bestand ein signifikanter Zusammenhang zu Ungunsten der Gruppe B+Z bzw. des Operateurs B (Fisher Test  $p=0,003$ , bzw.  $p=0,006$ ), wobei bei den in Z zusammengefaßten Operateuren nur eine neurologische Komplikation auftrat.

In der Tabelle 3.38 sind die für die verschiedenen Gruppierungen signifikanten Zusammenhänge hinsichtlich der funktionellen Parameter und des Aktivitätsindex ersichtlich.

Vergleich	Schmerz	Bewegl.	Gehföh.	Merle	Mod. Merle	Karnofsky
A↔Z	$p=0,006$ 5,6↔4,7	$p=0,023$ 5,3↔4,6	n. signif.	$p=0,005$ 14,9↔12,4	$p=0,001$ 10,9↔9,3	$p=0,048$ 77,9↔68,0
B↔Z	n. signif.	$p=0,025$ 5,5↔4,6	$p=0,013$ 4,6↔3,1	$p=0,010$ 15,3↔12,4	$p=0,036$ 10,7↔9,3	$p=0,003$ 83,5↔68,0
A↔B+Z	$p=0,020$ 5,6↔5,1	n. signif.	n. signif.	n. signif.	$p=0,050$ 10,9↔10,3	n. signif.
B↔A+Z	n. signif.	n. signif.	$p=0,041$ 4,6↔3,9	n. signif.	n. signif.	$p=0,020$ 83,5↔76,2
Z↔A+B	$p=0,027$ 4,7↔5,5	$p=0,009$ 4,6↔5,4	$p=0,040$ 3,1↔4,2	$p=0,002$ 12,4↔15,1	$p=0,001$ 9,3↔10,8	$p=0,009$ 68,0↔80,0

Tabelle 3.38: Erfahrung des Operateurs – Einfluß auf das funktionelle OP-Ergebnis (t-Test-Werte, Punktemittelwerte)



Auf das radiologische Ergebnis hatte der Erfahrungswert des Operators keinen Einfluß.

### Einfluß auf die Überlebensrate des Wagnerschaftes

Die Tabelle 3.39 gibt diese Abhängigkeiten wieder.

Vergleich	Ereignis	p Wilc./ Log-R.	Überl.-Wkt. (95 %-Konf.-Int.) in %	Versag. absol.
A↔Z	Schaftausbau	0,014/-	98,59 (95,85-100)↔86,67 (69,46-100)	1↔2
	Asept. Schaftausb.	0,014/-	98,59 (95,85-100)↔86,67 (69,46-100)	1↔2
	Worst-Case	0,014/-	98,59 (95,85-100)↔86,67 (69,46-100)	1↔2
	Luxat./Fehlstellg.	0,014/-	98,59 (95,85-100)↔86,67 (69,46-100)	1↔2
B↔Z	Asept. Schaftausb.	-/0,015	100↔86,67 (69,46-100)	0↔2
	Luxat./Fehlstellg.	-/0,015	100↔86,67 (69,46-100)	0↔2
Z↔A+B	Schaftausbau	0,024/-	86,67 (69,46-100)↔96,20 (91,57-100)	2↔3
	Asept. Schaftausb.	0,003/-	86,67 (69,46-100)↔99,12 (97,41-100)	2↔1
	Worst-Case	0,036/-	86,67 (69,46-100)↔94,54 (88,97-100)	2↔4
	Luxat./Fehlstellg.	0,003/-	86,67 (69,46-100)↔99,12 (97,41-100)	2↔1

Tabelle 3.39: Erfahrung des Operators – Einfluß auf die Überlebensanalyse

## 3.5 Fallbeispiele

### 3.5.1 Zementfreie Revisionen

- Fallbeispiel 1:** Siehe Abbildungen 3.46 und 3.47. Pat. F., H., m., 58 J. bei Indexoperation

**Primärdiagnose:** posttraumatische Coxarthrose nach Acetabulumtrümmerfraktur 1970

Voroperation: TEP 1984 (Judet)

**OP-Diagnose:** aseptische Lockerung

**OP-Daten:** Operation am 05.11.1992, transfemoraler Zugang, Schaftgröße 15 x 305 mm, Biolox Keramikkopf, mittellang, 28 mm, Müller-Pfannendachschale, 58 mm)

**Komplikation:** intraoperative Fraktur des Deckelwiderlagers

Versorgung: Osteosynthese mittels zweier Zugschrauben und zweier Drahtcerclagen, autologes Beckenkammtransplantat

**Funktionelles Ergebnis:** Merle-Gesamtscore: 15 Punkte

Schmerz: 5 Punkte, Beweglichkeit: 6 Punkte, Gehfähigkeit: 4 Punkte

**Radiologisches Ergebnis:**

Defekteinteilung präoperativ: 1A; Defekteinteilung postoperativ: 2A; Defekteinteilung bei Abschluß: 1A; Defektaufbau im ehemaligen Schaftlager: sehr gut.
- Fallbeispiel 2:** Siehe Abbildungen 3.48, 3.49 und 3.50. Pat. L., R., w., 57 J. bei Indexoperation

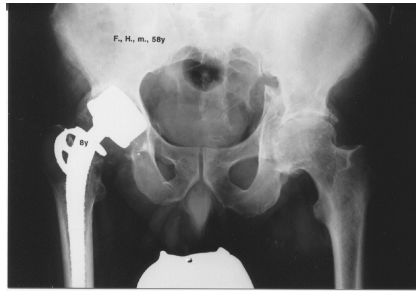


Abbildung 3.46: Präoperativer Status (BÜS) – Fallbeispiel 1



Abbildung 3.47: Postop. und Abschlußstatus nach 4,5 Jahren (OS in zwei Ebenen) – Fallbeispiel 1

**Primärdiagnose:** primäre Coxarthrose

Voroperationen: TEP 1983 (Morscher-Pfanne, Müller-Geradschaft)

**OP-Diagnose:** aseptische Lockerung

**OP-Daten:** Operation am 03.02.1992, transglutealer Zugang nach Bauer, Schaftgröße 17 x 305 mm, Biolox Keramikkopf, kurz, 32 mm, HG 2, 62 mm)

**Komplikation:** 06.03.1992 periprothetische Fraktur

Versorgung: Osteosynthese mittels 12-Loch-Kondylenplatte und zweier Drahtcerclagen, dabei temporäre N. femoralis-Parese und Wundrandnekrose, Metallentfernung am 20.09.1995 (verbliebene Kontermutter medial)

**Funktionelles Ergebnis:** Merle-Gesamtscore: 11 Punkte

Schmerz: 4 Punkte, Beweglichkeit: 6 Punkte, Gehfähigkeit: 1 Punkte

**Radiologisches Ergebnis:**

Defekteinteilung präoperativ: 1B; Defekteinteilung postoperativ: 1A; Defekteinteilung nach der periprothetischen Fraktur: 3A; Defekteinteilung bei Abschluß: 1A; Defektaufbau im ehemaligen Schaftlager: sehr gut.

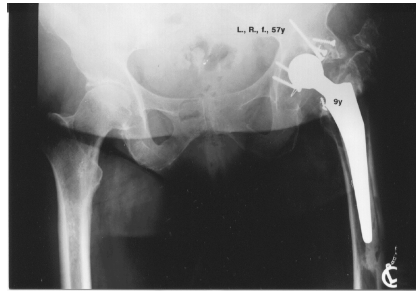


Abbildung 3.48: Präoperativer Status (BÜS) – Fallbeispiel 2



Abbildung 3.49: Postop. Status und periprothet. Fraktur 5 Wochen pop. (OS in zwei Ebenen) – Fallbeispiel 2

### 3.5.2 Zementierte und/oder primärimplantierte Schäfte

Tabelle 3.40 zeigt die Fallbeispiele, bei denen der Wagnerschaft als Primärimplantat mit oder ohne Zement implantiert wurde.

Zu Patient 3: Intraoperativ wurde *Staph. epidermidis* nachgewiesen. Die Abstrichergebnisse bei der Revision blieben jedoch negativ. Obwohl die rasche Progredienz gegen eine aseptische Lockerung spricht, wurde diese als Revisionsursache angegeben.

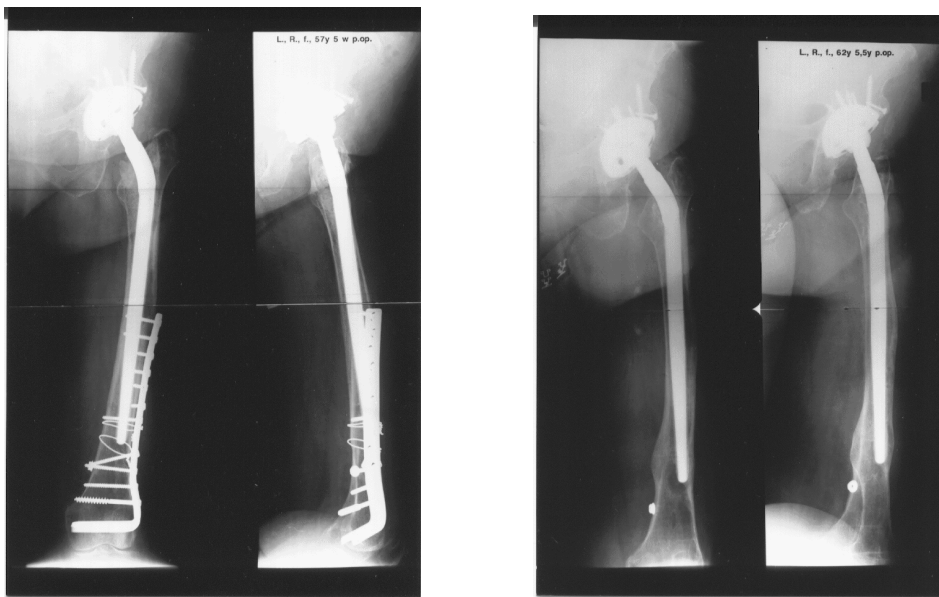


Abbildung 3.50: Status nach Frakturversorgung und Abschlusszustand nach 5,5 Jahren (OS in zwei Ebenen) – Fallbeispiel 2

Zu Patient 4: Eine weitere Infektion eines Primärimplantates (Versorgung nach Schenkelhalsfraktur) mit notwendiger Anlage einer Girdlestone-Situation und Spül-Saug-Drainage war präoperativ durch eine Leukocytose ohne Bestätigung durch den intraoperativen Abstrich aufgefallen. Der Operierte wies weiter ein offenes Fersenulcus an der operierten Seite auf; intraoperativ kam es zur Stuhlentleerung. Rund 27 Tage nach der Index-OP bildete sich bei diesem Patienten ein Fistelgang im Wundgebiet mit massiver Eiterentleerung aus. Ein jetzt positiver Erregernachweis zeigte einen Mischinfekt mit *Staphylococcus aureus* und *Streptococcus viridans*. Der Patient verstarb einen Tag nach der Revision an einer fulminanten Lungenembolie.

Zu Patient 9: Bei dieser Patientin lag eine Girdlestone-Situation nach Infektion der vorherigen TEP mit Lyse des proximalen Femurdrittels vor. Sie entwickelte wiederum eine tiefe Infektion trotz negativer Infektzeichen prä- und intraoperativ und wurde nach 19 Monaten revidiert. Der Schaft war distal stabil knöchern integriert, so daß das Femur bei der Revision multipel frakturierte und primär mit einem Fixateur externe bis zur möglichen Girdlestone-Versorgung stabilisiert wurde.

### 3.5.3 Einsatz bei malignen Erkrankungen

Siehe Tabelle 3.41.

Name, Ge- schlecht	Al- ter	gest./ NU- Zeit	Indikation	Prim./ Rev.	zem.	Proth.- Maße	Karn.- Stufe präop./ abs.	Merle- Pkte. präop./ abs.	Ly- se	Rev.- Grund
1/HS/w	52	n/ 6,1	Dyspl.	Prim.	n	15/265	2/2	5/16	n	–
2/HE/w	59	n/ 4,8	Dyspl.	Prim.	n	14/225	2/1	8/16	n	–
3/SM/m	79	n/ 0,6	SH-#	Prim.	n	16/265	2/2	3/7	j	as. Loc.
4/MK/m	85	j/ 0,2	SH-#	Prim.	n	14/265	3/2	0/13	n	Infek.
5/HS/m	52	n/ 2,5	pcP./SH-#	Prim.	n	16/265	3/1	0/18	n	–
6/JP/m	32	n/ 0,4	Ankylose	Prim.	n	14/265	2/1	6/18	n	–
7/HM/w	68	n/ 2,2	pcP./SH-#	Prim.	n	19/225	2/2	7/12	n	–
8/SH/w	84	j/ 3,0	Trümm.-#	Prim.	j	14/345	3/3	0/4	n	–
9/KE/w	78	n/ 1,8	Girdle sept.	Rev.	j	14/225	2/2	12/10	j	Infek.

Tabelle 3.40: Zenemtierte und/oder primärimplantierte Wagner-Prothesen

Name Ge- schle- cht	Al- ter	gest./ NU- Zeit	Primär- erkrankung	Indi- kation	OP- Art	Proth.- Maße	Enne- king prä./ pop.	Kar- nofsky prä./ pop.	Merle prä./ pop.	Kom- plik. an Hüfte	ra- diol. sta- bil
DG/w	77	j/ 17 d	Adeno- CA- Pulmo	path. SH-#	zem. Ver- bund	19/345	-/-	3/3	0/3	keine	j
RC/w	64	j/ 53 m	IgA-λ- Plasmo- cyt.	massive Osteo- lyse	zem. Ver- bund	15/305	12/100	2/2	9/18	keine	j
MS/m	58	j/ 38 m	Prostata- CA	path.- SH-#	zem. Ver- bund	14/265	16/90	3/2	6/16	keine	j
WR/w	44	j/ 73 m	Mamma- CA	massive Osteo- lyse	zem. Ver- bund	15/225	12/97	3/2	6/-	keine	j
TD/m	56	j/ 2 m	B-Zell NHL	path. SH-#	zem.- frei Tumor- res.	16/265	0/40	3/3	3/6	Häma- tom Fib.- Parese	j
JG/w	85	j/ 17 d	Hapato- bil.- Adeno- CA	path. SH-#	zem. Ver- bund	19/265	0/3	3/3	0/0	keine	j
AJ/m	37	n/ 17 m	Parat- hydr. CA	peri- proth.#	zem.- fr. Schaft- rev.	18/305	16/100	3/1	5/15	keine	j
PC/w	33	n/ 11 m	Mamma- CA	path.- SH-#	En- Bloc zem.- frei	14/225	0/100	3/2	0/15	keine	j
KM/w	72	j/ 2 m	Mamma- CA	peri- proth.#	zem.- fr. Schaft- rev.	15/265	0/83	3/3	0/9	keine	j
SG/w	46	n/ 5 m	IgG-λ -plasmo- cyt	peri- proth.#	En- Bloc zem.- frei	18/305	6/50	3/3	0/9	keine	j
GJ/w	28	j/ 3 m	CML	path.- SH-#	zem.- frei	14/225	0/40	3/3	0/-	keine	j

Tabelle 3.41: Einsatz als Tumorprothese (Fallbeispiele)

# Kapitel 4

## Diskussion

### 4.1 Radiologische Ergebnisse, Vergleich der Techniken

#### 4.1.1 Bisherige Techniken und deren Problematik

Eines der größten Probleme der Revisionsendoprothetik stellt bis heute das Ausmaß des knöchernen Substanzdefizits dar. Im Pfannenbereich ergaben sich im Laufe der Zeit durch die Verwendung von Fremdknochen-Transplantaten Möglichkeiten zur dauerhaften Lösung dieses Problems, wie aus verschiedenen Studien ersichtlich ist [8] [74]. Im Schaftbereich unterdessen konnten alle bisher verwendeten Techniken dem weiteren Substanzverlust im günstigsten Fall zwar Einhalt gebieten, eine stabile, langfristige Situation oder gar Regeneration war aber nicht zuverlässig realisierbar [120] [133].

Der Zement scheint sich in Revisionsfällen anders zu verhalten als bei Primär-Implantationen und viele seiner initialen Vorteile, wie sofort garantierte mechanische Stabilität, zu verlieren [58] [65] [105] [134]. Durch die teils ausgeprägten Osteolysen im proximalen Femur müssen größere Mengen an Polymethylmethacrylat (PMMA) eingebracht werden, was wiederum zu stärkerer Devitalisierung durch höhere Wärmeentwicklung und ausgeprägtere Nekrotisierung des Knochens führt [65] [87]. Der große intramedulläre Druck durch den Zement hält nach dem mechanischen und thermischen Trauma die Devaskularisierung des Knochens aufrecht. Cytotoxizität, Carcinogenität, allergische Potenz und systemische Toxizität bedingen ein chemisches Trauma [65]. Die mechanische Beanspruchung ergibt eine Abgabe von Bestandteilen des PMMA, wie Barium, Zirconium oder Hafnium, sowie von Abriebpartikeln auch bei (noch) festen und stabilen Komponenten. Der Alterungsvorgang führt zu Biege-, Reißfestigkeits-, Elastizitätsabnahme und Steifigkeitszunahme mit „stress-shielding“. Daraus und mit einer zusätzlichen Schrumpfungstendenz des PMMA ergibt sich ein Abbruch des Zement-Knochen-Kontaktes mit Zementfragmentierung, resultierender

Membran-, Granulombildung und Lyse des umgebenden Knochens [65]. Die ehemals trabekuläre Spongiosastruktur, die dem PMMA eine große Oberfläche zur Verankerung und die nötigen Scherkräfte garantiert, ist stark reduziert, sogar meist gar nicht mehr vorhanden [47] [128].

Die mangelhafte Verankerungsstabilität durch reduzierte Knochensubstanz und Trabekelstruktur und die dadurch nicht mehr gewährleistete, großflächige, proximale Krafteinleitung müssen durch Ausweichen nach distal ausgeglichen werden. Längere (Revisions-) Prothesen mit folglich immer weiter nach distal reichendem Zementmantel resultieren.

Die für eine gute Prognose notwendige komplette Entfernung des Zementes, der Zerrüttungsprodukte (PE und/oder PMMA) und/oder des resultierenden reaktiven Materials in Form von Granulomen erweist sich als äußerst kompliziert. Einerseits ist diese Schwierigkeit rein technisch bedingt durch die weit nach distal reichende Zementplombe [87], andererseits aber auch durch die erwiesene globale Ausbreitung dieser Zerrüttungsprodukte über das gesamte periartikuläre Gewebe, also auch außerhalb dieser sichtbaren Granulome hinaus [134]. Das Verbleiben von Restpartikeln im Schaftlager mit wiederum primär schlechterer Zementverankerung und sekundär erneuter, früher einsetzende Fremdkörperreaktion und Granulombildung an den Übergangsbereichen (Zement-Metall-Grenze, Metall-Knochen-Grenze) ergeben als logische Konsequenz noch ausgedehntere osteolytische Knochendefekte und ein früheres Versagen der Implantate [28] [104] [134] [136]. Äußerst hohe, radiologisch gesicherte Lockerungsraten von 30,9% bei Engelbrecht et al. (1990) [28], 24,4% bei Kavanagh und Fitzgerald (1987) [69], 43,6% bei Kavanagh et al. (1985) [70] und 15,0% bei Pelicci et al. (1985) [97] lassen dies erkennen. Obige Aussagen werden zusätzlich dadurch belegt, daß das Risiko eines Versagens auf Grund einer aseptischen Prothesenlockerung mit der Anzahl der bereits am Gelenk durchgeführten zementierten Revisionen steigt [69] [70] [104] [103].

Der Einsatz von zementierten Tumorprothesen wird teilweise auch heute noch als ultima ratio angesehen [39], es handelt sich hier jedoch von Anfang an um ein Verfahren mit zeitlich limitierter Haltbarkeit (starres distales Verankern, „Zementproblem“, insuffizientes Refixieren der Muskulatur) [121]. So zeigt z. B. eine Langzeitstudie über 11 Jahre von Malkani et al. (1995) [77] eine kumulative Überlebensrate von nur 64%, wobei 27% der Patienten schwere Schmerzen angeben und 48% entweder ein schwer hinkendes Gangbild zeigen oder nicht mehr gehfähig sind.

Ein weiteres Problem stellt die Infektanfälligkeit dar. Die Spalträume des Zementes bleiben durch die Membranbildung avital, Phagozytose oder die Wirkung von Antibiotika wird verhindert [65] [127]. Dies ist besonders im Revisionsfall mit ohnehin höheren Infektraten von Bedeutung, wie von Callaghan et al. (1985) [14] postuliert. Die Zahlen von Hunter et al., (1979) [59] mit 32,0%, Kavanagh et al. (1987) [69], bzw. Chandler et al. (1995) [16] mit 6,6, respektive 6,0% gegenüber maximal 4,0% bei unzementierten [32] [47] [78], in der vorliegenden Studie von 1,6%, belegen dies.

Entmutigende Ergebnisse mit der Standard-Zementiertechnik zwangen zur Handlung [2] [14]



[47] [59] [69] [70] [97] [104]. Die neueren Zementiertechniken erbringen hinsichtlich der Überlebensrate mancher Studien zufolge bessere Ergebnisse [36] [99] [100] [102], schneiden in der Mehrzahl jedoch ebenfalls enttäuschend ab [14] [62] [67] [104] [136]. Ganz abgesehen von den radiologisch gesicherten Lockerungsraten, die alarmierend hoch zu bleiben scheinen (31,0% bei Callaghan et al. (1985) [14]; 10,5% bei Estok und Harris (1994) [36]; 20,0% bei Iorio et al. (1995) [62]), gibt es keine fundierten Langzeitergebnisse [5].

Der Einsatz massiver Knochentransplantate, die in die Defektzonen mit einzementiert werden, ergibt ebenfalls keine passablen langfristigen Ergebnisse. Eine ausreichende mechanische Primärstabilität kann zwar erreicht werden, längerfristig wird aber die Vitalisierung dieser primär avitalen Knochentransplantate durch den Zement teilweise oder sogar komplett unterbunden [58], da der nötige Kontakt mit vitalem Gewebe als essentieller Faktor für das Integrieren des Transplantates gering oder komplett unterbunden ist. Die Folge sind Ermüdungsbrüche und Frakturen des Transplantates mit hohen Einsinkraten des Schaftes [81]. Selbst im günstigsten Falle erfolgt eine Vitalisierung mit Knochenwiederaufbau durch Osteoidanlagerung nur auf der innersten und äußersten Transplantatoberfläche, die nötige (sekundäre) mechanische Stabilität kann nicht erreicht werden [123].

Die sogenannte „Exeter-Technik“, bei der spongiöses Material in die Defektzonen impaktiert wird und dabei ein zentraler Kanal, in den die Prothese schließlich einzementiert wird, ausgespart bleibt, ergibt eine bessere Vitalisierung und dadurch bessere Voraussetzungen für einen Knocheneinbau, bzw. Wiederaufbau. Diese Methode kann jedoch nur benützt werden, wenn das proximale Femur noch genügend mechanische Stabilität aufweist [56] [81] [123].

Knochentransplantation mit massiver Kortikalis oder zerkleinertem kortikospongiösem Material in Verbindung mit etwas längeren, zementfreien Modellen aus der Primärversorgung, wie z. B. die grobreliefierten, „porous-coated“ Prothesentypen, gehört ebenfalls zu den etablierten Verfahren. Vorteil des kortikospongiösen Materials ist das schnellere Einwachsen durch die größere Oberfläche und seine bessere Verarbeitungsmöglichkeit. Jedoch bedingt dies auch hier ein Femur mit ausreichender (proximaler) mechanischer Stabilität [87]. Nur in diesem Fall kann ein Regenerationsprozeß beobachtet werden [57].

Durch Kortikalistransplantate als segmentale Stücke oder kleinere Stützspäne läßt sich eine initiale Stabilität unter Zuhilfenahme entsprechender Osteosynthesen erreichen [6] [44] [56] [78] [139], jedoch ergeben sich Schwierigkeiten bei der Integration des Transplantates und wiederum höhere Frakturnraten [79]. Primär gibt es keine gesicherten Belege über einen besseren Einbau eines massiven oder kortikospongiösen Transplantates [136].

Auch unter dem Gesichtspunkt einer erhöhten Infektionsgefahr [79] und dem Aspekt, daß außer in dieser Studie, wie im folgenden Abschnitt noch näher behandelt („Radiologische Ergebnisse“), noch andere Autoren über gute Ergebnisse mit Knochenregeneration ohne Transplantateinsatz

berichten [15] [55] [119], erscheint die Verwendung von Knochentransplantaten nur bei massiver Instabilität gerechtfertigt, bzw. bei erreichbarer stabiler diaphysärer Verankerung unnötig [95]. Zusätzlich spielt der Aspekt der Kostenminimierung durch Einsparen von Knochentransplantaten (Führen einer Knochenbank, Entnahme und Aufbereitung, mikrobiologische Untersuchungen, etc.) in heutiger Zeit eine immer größere Rolle.

In der Anlage einer Resektionshüfte oder Girdlestone-Situation wird eine Art Kompromiß eingegangen. Ist eine Revisionsimplantation mit guten Erfolgsaussichten nicht mehr zu gewährleisten, z. B. bei ausgeprägtem Knochensubstanzverlust, aber noch ausreichender mechanischer Stabilität oder bei infizierter Prothese, so erhält eine gut durchgeführte Resektionshüfte in manchen Fällen eine, wenn auch stark eingeschränkte, Funktion [87]. In den meisten Fällen hat diese Operation jedoch gravierende Auswirkungen auf die Aktivitäten des täglichen Lebens. Auch muß mit Folgeschäden durch die Fehlstatik auf Grund der Beinlängenverkürzung um bis zu 10 cm mit resultierendem unphysiologischen Gangbild gerechnet werden [43]. Unter Umständen kann sie auch als zeitweilige Lösung in Betracht gezogen werden, um im proximalen Femur eine gewisse Regeneration des Knochendefektes oder eine Ausheilung des Infektes zu ermöglichen. Bei ausreichender mechanischer Restabilisierung kann anschließend meist nach zwei bis drei Jahren, im Falle der Infektionen nach antibiotischer Behandlung bei unauffälliger Infektionsdiagnostik nach ca. einem Jahr, eine Reimplantation einer Standardprothese vorgenommen werden [120] [127].

#### 4.1.2 Konzeption der Prothese und radiologische Ergebnisse

Obengenannten Gründe legen die Problematik der bisher verwendeten Techniken und Prothesensysteme dar. Um diesen *circulus vitiosus* zu durchbrechen, wurden in den achtziger Jahren spezielle zementfreie Revisionsimplantate entwickelt.

Grundsätzlich müssen auch hier die als gesichert geltenden Grundsätze aus dem Bereich der zementfreien Primärimplantate angestrebt werden, die im Folgenden dargelegt werden.

Ein physiologischer, normaler Knochenstoffwechsel muß durch Erreichen eines biomechanischen Gleichgewichts als Voraussetzung für eine dauerhafte direkte Fixation nach der Anpassungs- und Heilungsphase, ähnlich wie er in der Frakturheilung stattfindet, gewährleistet werden [47]. Die wichtigsten Faktoren, um dies zu ermöglichen, liegen im Design, das zusammen mit der Material-, bzw. Oberflächenbeschaffenheit die Fixationsart der Prothese bestimmt, und der Operationstechnik [86].

Hinsichtlich des Materials steht an erster Stelle die Biokompatibilität. Darunter versteht man ein neutrales Verhalten gegenüber dem Körper und seine Gewebeverträglichkeit. Eine Freisetzung von schädlichen Partikeln (v. a. elementare Teilchen in Form von geladenen Ionen) spielt dabei eine besondere Rolle. So besitzt z. B. Vanadium toxisches Potential, Chrom eine potentiell allergie-

ne und cancerogene Wirkung. Für oberflächenbehandelte, mikroporöse Werkstoffe, wie sie in der zementfreien Endoprothetik Anwendung finden, ist dies von besonders großer Bedeutung [86], da die resultierende enorme Oberflächenvergrößerung dem Körper eine große reaktive Angriffsfläche bietet.

Als optimal haben sich im Laufe der Jahre Titan und verschiedene seiner Legierungen herausgestellt [47], im besonderen die für die Wagner-Prothese verwendete Titan-Aluminium-Niob-Legierung (Ti-6Al-7Nb) Protasul 100<sup>R</sup>. Sie bietet ein ideales Korrosionsverhalten, Aluminiumionen werden bei dieser Legierung nur in ungefährlichen Konzentrationen abgegeben, eine aluminiumbedingte Encephalopathie (Morbus Alzheimer), wie sie bei anderen Aluminiumlegierung schon beobachtet wurde, kann ausgeschlossen werden [111]. Lagerungsversuche dieser Titanlegierung in NaCl, Aminosäuren und in vivo zeigten den Aufbau einer sehr dichten und stabilen Passivschicht durch Bildung areaktiver und unlöslicher Oxide (TiO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) auf der Reintitanoberfläche [1]. In vivo ergibt sich ebenfalls diese ca. 1000 Å dicke Titanoxidschicht, auf der durch Chemisorption von Hydroxylionen und Aminosäuren ein amphoterer Oberflächencharakter entsteht. Besonders auf aufgerauhten Oberflächen bewirkt dies eine gute Gewebe- und Knochenhaftung, wodurch das Ein- oder Anwachsen von Knochen gefördert wird [47] [108] [109] [111] [121] [131] [133].

Die „Iso-Elastizität“ des Materials hat ebenfalls starken Einfluß auf das biomechanische Gleichgewicht. An das Material muß die Anforderung gestellt werden, sich den physikalischen Eigenschaften des Knochens anzupassen, die gleichmäßige, harmonische Kraftübertragung zu gewährleisten. Trotz der Individualität des Patienten und der daraus entstehenden Grenzen [86] scheint die Elastizität des Titaniums im Gegensatz zu den anderen verwendeten Materialien [47] und besonders des Wagner-Schaftes mit proximal höherer Elastizität für die Knochenregenerationspotenz mit verantwortlich zu sein. Dies wiegt im Revisionsfall beim Einsatz dicker Prothesen und entsprechend großen Defekten noch mehr [56]. Eine funktionelle Beanspruchung im Defektbereich bei geringem mechanischen Spannungstreß ist gewährleistet, der Schaft zeigt eine physiologische Anpassung an die Femurkonfiguration [109] [120] [133], und Mikrobewegungen im Prothesenspitzenbereich als potentielle Schmerzquelle bleiben minimal [56]. Dem trägt die Tatsache Rechnung, daß 85,0% der Operierten keine oder selten allenfalls leichte Schmerzen bei Abschluß dieser Studie verspürten (siehe Kapitel 3.2 „Funktionelle Parameter“).

Das Design der Prothese bewirkt die Fixation und die Krafteinleitung auf das Femur als unabdingbare Voraussetzung für die Dauerhaftigkeit. Als Prämisse soll die Krafteinleitung möglichst entsprechend den ursprünglichen physiologischen Gegebenheiten gleichmäßig im proximalen Femur erfolgen [86] [87] [124], da eine rein distale Schaftfixation erhebliche Nachteile im Hinblick auf eine eventuelle Entfernung des Implantates und die Haltbarkeit bringen kann. Die proximale Einleitung wird auf vielfältige Art und Weise realisiert, z. B. durch Verwendung eines Kragens und/oder Oberflächenstrukturierung und/oder „press-fit“. Das unmittelbare Erzielen von „press-

fit“ zur Primärfixation und mechanischen Frühstabilisierung bildet weiterhin die Grundlage für die direkte Fixation durch den Knochen in die Oberfläche der Prothese, dem „bony-ingrowth“ [30].

Das Verankerungsprinzip des Wagner-Schaftes trägt dem Rechnung. Das bisher einzigartige konische Schaftdesign mit seinen Längslamellen bietet, eine optimale Implantatanpassung vorausgesetzt, initiale mechanische Primärstabilität. Press-fit bei entsprechender Markraumpräparation durch die speziellen Ahle sorgt dafür [124]. Die Lamellen verhindern zusammen mit dem großen CCD-Winkel eine Rotationsbewegung bei gleichzeitig geringerer Gefahr der Schaftsprennung im Gegensatz zu quadratischen oder rechteckigen Schaftarten [123]. Die Krafteinleitung erfolgt durch die Lamellen auf eine größere Fläche über die gesamte Verankerungsstrecke, wobei die Größe der eingeleiteten Kraft von der Oberfläche direkt abhängt und somit proximal gemäß der Oberfläche pro Längeneinheit größer ist [126]. Im Revisionsfall muß hier auf Grund der Defektsituation ein Kompromiß eingegangen werden. „So proximal wie möglich, so distal wie nötig“ sollte die Krafteinleitung erfolgen [124]. So genügen minimal ca. sieben Zentimeter, besser 10, des intakten Femurs, um die Prothese stabil zu verankern [124]. Die Horizontalrichtung des Kraftvektors in Zusammenhang mit der größeren proximalen Oberfläche der Prothese, bzw. deren Lamellen in Verbindung mit der oben erwähnten spezifischen Elastizität, bedingen die funktionelle Beanspruchung ohne mechanischen Streß als Voraussetzung der Defektregeneration. Eine spontane Eigenrefixation durch Nachsinken wird durch das konische Design ebenfalls ermöglicht [120].

Im Hinblick auf dieses Einwachsverhalten, Osseointegration oder „bony-ingrowth“, muß eine Gratwanderung vollzogen werden. Optimale Osseointegration sollte ohne „bonding“, also eine Art Verschmelzung oder chemische Verbindung wie sie z. B. bei Calciumphosphatkeramiken der Fall ist, erfolgen, um ein eventuelles Revidieren ohne allzu große Knochensubstanzverluste zu ermöglichen [109].

Auch hier haben sich verschiedene Entwicklungsrichtungen ergeben, wie z. B. die Hydroxylapatitbeschichtung oder Grobstrahlung mit Keramikpartikeln der Oberfläche und die verschiedenen „porous-coated“ Systeme, bei denen Titanium oder Cobalt-Chrom auf die Prothesenoberfläche durch verschiedene Verfahren aufgebracht werden.

Bei den frühen hydroxylapatitbeschichteten Systemen erwies sich die mangelnde Fixation dieses Stoffes auf der Prothesenoberfläche als besonders nachteilig [86].

Verschiedene, vor allem in Nordamerika eingesetzte und entwickelte „porous-coated“ Titanium oder Cobalt-Chrom Implantatsysteme versuchten dem ebenfalls gerecht zu werden (Taperloc<sup>TM</sup>, HGP<sup>TM</sup>, AML<sup>TM</sup>, BIAS<sup>TM</sup>, PCA<sup>TM</sup>, u.v.m.). Ein optimales Einwachsen konnte bei Porengrößen im Bereich von 100-500  $\mu\text{m}$  nachgewiesen werden [13] [47] [84], und beeindruckende Erfolge im Bereich der Pfannenimplantate bestätigten dies auch [9] [73].

Im Bereich der Schaftkomponenten zeigten und zeigen sich aber verschiedene Nachteile dieser granulierten Implantate. Die starre periphere Krafteinleitung bewirkt auf Grund der kleinen Ku-

geln an der Implantatoberfläche distal im härteren Knochen eine festere Verankerung als proximal in der weicheren Spongiosa [32]. Die Kraftinduktion auf den Knochen durch diese Poren erfolgt desweiteren vertikal [126], die Prothese beginnt zu schwingen, und der so entstehende mechanische Streß führt vor allem im proximalen Bereich („stress-shielding“) zu allmählichem Knochenabbau [31] [30] [35] [32] [51] [84] [85] [86] [88] [98] [126]. In Zusammenhang mit dem zylindrischen Design und der körnigen, treppenförmigen Oberfläche ist bei mikroskopischen Instabilitäten die Möglichkeit einer Refixation durch ein Nachsintern als Voraussetzung für eine spontane Regeneration nicht gegeben, die Prothese bewegt sich im Schaftlager, und fortschreitende Lockerung und Osteolyse resultieren. Garcia-Cimbrello (1998) [41] zeigte bei zwei im proximalen Schaftbereich „gecoateten“, gängigen Schafttypen (BIAS<sup>TM</sup>, PCA<sup>TM</sup>) nur eine Überlebensrate von kumulativ 77 % nach 8 Jahren.

Die Benutzung von Aluminiumoxydkeramik, das bei Grobstrahlung in die Oberfläche der Titaniumprothese eingepreßt wird, besitzt diese oben erwähnten Nachteile der Grobriffelung der Oberfläche nicht, bei trotzdem optimalem Einbauverhalten des Knochengewebes [56] [108] [109] [111]. In Verbindung mit einem konischen Prothesendesign und der spezifischen Krafteinleitung mit horizontaler Vektorrichtung ergibt sich eine Lösung der dargestellten Probleme [120] [126].

Histologische Untersuchungen an Mensch und Tier bewiesen die Gewährleistung der Primär- und Belastungsstabilität durch primäre Ossifikationsvorgänge an den direkten Kortikaliskontakten der Konusrippen, ohne jedoch Kompressionsschäden hervorzurufen [109] [131]. Eine initial stabile Verankerung ist bei Vorhandensein dieser primären Ossifikationsvorgänge als beweisend anzusehen, da diese Vorgänge bei Relativbewegungen zwischen Schaft und Knochen nicht stattfinden [133]. Die Knochenanlagerung erfolgt überwiegend an den Konusrippen und nicht an den Vertiefungen des Schaftes. Dies sollte eine schonende Explantation ermöglichen, wenngleich Erfahrungen hierüber auf Grund der geringen Anzahl an Revisionen von Wagner-Schäften nicht erhältlich sind. Im Zwischenraum der Konusrippen konnte vitales, gefäßreiches Knochenmark nachgewiesen werden, was einerseits die Gewebefreundlichkeit der Oberfläche belegt, zum anderen einen unabdingbare Grundlage der Knochendefektregeneration im Revisionsfall darstellt [133].

Das Einschneiden der Lamellen in die Kortikalis fördert die sekundäre Knochenreaktion, da die geforderte „jumping distance“ von weniger als einen Millimeter [54] durch dieses Design und die entsprechende Markraumpräparation über eine große Länge gewährleistet ist [109]. Dieses Prinzip findet Bestätigung durch die signifikanten Zusammenhänge zwischen der „Weichheit“ des Knochens (bei jedoch intakter Osteoblastenaktivität), meßbar durch den Grad der Osteoporose, bzw. einem physiologisch höheren Osteoporosegrad beim weiblichen Geschlecht, und dem geringeren Einsinken der Schäfte und der schnelleren Osseointegration (Dauer der Schaftmigration). Der Prothesen-Knochen-Abstand scheint auf Grund der besseren Markraumpräparation durch besseres Anpassen der Reibahle geringer zu sein als bei „hartem“ Knochen. Die Erfahrung des Operators spielt hier

sicherlich eine große Rolle hinsichtlich der Einschätzung des Frakturrisikos bei massiver Osteoporose und der trotzdem suffizienten Markraumpräparation hinsichtlich des zu erreichenden kortikalen Press-Fit. Weitere Faktoren erhöhen die „jumping-distance“. So werden die bei der Markraumpräparation verbliebenen Resttrabekel und Knochenspäne als eine Art Sprungbrett oder Schiene benutzt, so daß diese Distanz dann auf bis zu zwei Millimeter verlängert sein kann [37] [133].

Die oben dargelegten implantatspezifischen Voraussetzungen der Wagner-Prothese werden durch folgende Zahlen nachdrücklich belegt. So beträgt die Knochenregenerationsrate 78,4% bezüglich der Gesamtdefektsituation, also einschließlich der aus Komplikationen bei der Revisionsoperation entstandenen, ursprünglich nicht vorhandenen zusätzlichen Defekte. Als direkter Parameter und Ausgangspunkt für einen stattgefundenen Knochenwiederaufbau gilt daher die Situation im Bereich des ehemaligen Schaftlagers, also die Regeneration des eigentlichen, durch den (oder die) vorher implantierten Schaft (oder Schäfte) bewirkten Defektes. Hier ergibt sich eine Regenerationsrate von 87,6%. Eine solche Höhe der Regenerationsrate und Raten von 97 bzw. 100% in anderen Studien, bei denen der Wagner-Revisionschaft untersucht wurde [55] [119] [128], konnte bisher mit keiner anderen Technik oder anderen Prothesensystemen erreicht werden. Zudem ist die Fähigkeit zur Regeneration, wie es dieses System in nahezu 90% gewährleistet, an sich unabhängig von Einflußfaktoren, wie z. B. der Anzahl der früher durchgeführten Revisionen am Gelenk oder des Defektausmaßes. Einzig pcP-Patienten hatten ein signifikant geringeres Regenerationspotential, zeigten jedoch alle stabile, potentiell osseointegrierte Verhältnisse. Selbst bei massiv osteoporotischem Knochen ergab sich eine eindrucksvolle Regenerationstendenz.

Entsprechend ergibt sich in diesem Zusammenhang auch kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Knochenwiederaufbaus mit oder ohne Transplantateinsatz, bzw. beim Vergleich der Regenerationsrate in Abhängigkeit von der Transplantataufbereitung (massiv oder spongiös). Die Durchbauungszeit des Defektes ist bei den Operierten mit Knochentransplantat sogar länger als bei den Nicht-Transplantierten und die Rate der Operierten mit excellentem Wiederaufbau im ehemaligen Schaftlager geringer. In Bezug auf die Eingangs erwähnten Überlegungen (Kapitel 4.1 „Bisherige Techniken“) im Hinblick auf die Verwendung von (autologem) Knochentransplantat ergibt sich aus dieser Studie ein restriktiveres Verhalten.

Hinsichtlich der Quantität, d. h., dem Grad der Regeneration zeigen gewisse Faktoren einen Einfluß. Ein starker Wiederaufbau bei Betrachtung der Gesamtdefektsituation korreliert signifikant mit bestehender Schmerzfreiheit und uneingeschränkter Aktivitätslage bei Abschluß. Der Durchschnitt der präoperativen Punktezahlen des Gesamtscores und der modifizierten Einteilung liegt bei den Operierten mit kompletter Durchbauung des Gesamtdefektes, sowie bei excellentem Aufbau bei separater Betrachtung des ehemaligen Schaftlagers signifikant höher. Quantitativ ist die Knochenmassenzunahme von 21,5% im Defektbereich des ehemaligen Schaftlagers eindrucksvoll. Eine restliche Knochenpotenz muß jedoch für eine suffiziente Regeneration noch vorhanden sein. So

zeigt ein präoperatives Massenverhältnis unter 15 % eine signifikant geringere Durchbauungsrate des Defektes.

Ein ähnlicher tendenzieller Einfluß ergibt sich auch bei Betrachtung der Kortikalis. Eine größere Regenerationspotenz geht mit einer stärkeren Kortikalis einher. Der Kortikalis-Index bei den Operierten mit excellentem Aufbau im Bereich des ehemaligen Schaftlagers ist im Vergleich um etwa 5 % besser. Bei Callaghan et al. (1985) [14] ergab sich dagegen keinerlei Einfluß auf diese Parameter.

Der Barnett-Nordin-Index bestätigt dies ebenfalls. Unabhängig vom intraoperativen Kortikalisverlust von 3,0 mm im Mittel bei 88 Operierten (68,2 %) durch die Markraumpräparation wiesen diejenigen mit komplettem Gesamtdefektschluß, bzw. excellentem Aufbau proximal, sowohl prä- als auch postoperativ einen um 5,0 bis 7,0 %-Punkte signifikant besseren Wert auf. Der intraoperative Kortikalisabrieb am Isthmus beeinflußt den Barnett-Nordin-Index als direkten Osteoporose-Parameter; prinzipiell muß jedoch, wie in Abbildung 3.23 gezeigt, von einer Altersabhängigkeit ausgegangen werden.

Diese Parameter geben die bestehenden Verhältnisse am Knochen wieder und erlauben somit eine Prognose hinsichtlich der Defektdurchbauung, der potentiellen Osseointegration und dadurch letztendlich der Haltbarkeit. Andere prognostische Mittel, wie z. B. die Knochenqualitätseinteilung nach Engh (1983) [29], der unter anderem den Osteoporose-Index nach Singh et al. (1970) [112] und den Barnett-Nordin-Index mit berücksichtigt, benötigen mindestens ein intaktes Femur. Da Revisionspatienten meist auch kontralateral mit einer TEP versorgt sind (65 in dieser Studie), bleiben sie, anders als in der Primärsituation, somit im Revisionsfall nicht anwendbar. Desweiteren differiert auf Grund der vorhergehenden Operationen und TEP-Versorgungen die Situation am zu revidierenden Gelenk massiv von den noch intakten kontralateralen Verhältnissen. Zusätzlich korreliert der Index nach Singh et al. (1970) [112] nach Stulberg et al. (1989) [115] nicht mit den durch histologische Untersuchung parallel erhobenen Daten.

Bei 44,3 % der Operierten erfolgte die Defektregeneration unter kompletter Osseointegration gemäß den radiologischen Kriterien nach Engh. Die potentiell knöchern integrierte Prothesenfläche nahm von direkt postoperativ gut 56 % der Oberfläche auf 81,5 % der Fläche zu. Nach einer postmortem Studie von Engh et al. (1994) [33], der von 52 % osseointegrierter Prothesenfläche spricht, liegt dies deutlich höher und unterstreicht die Eingangs dargelegte Potenz des Implantatmaterials. Eine exaktere Aussage ist jedoch ebenfalls nur durch histologische, (postmortem) erhobene Daten möglich. Desweiteren sind nativ-radiologisch streng genommen nur die Konuslamellen einsehbar, bzw. diese verdecken die Einsicht und Beurteilbarkeit des Raumes zwischen den Lamellen. Obige Angaben zeigen die Verhältnisse der Oberfläche der Konusrippen, wie auch histologisch nachgewiesen (Osseointegration an den Konusrippen, vitales gefäßreiches Knochenmark im Zwischenraum der Lamellen) [133].

Die Auswertung der qualitativen Knochenreaktion ergibt eine zusätzliche Demineralisierungstendenz bei 16,3 % der Operierten bezüglich des Schaftlagers und eine Ausbreitung auf das ganze Femur bei 7,4 %. Diese Reaktion des Knochens auf zementfreie Implantate ist bekannt, fällt jedoch bei der Wagner-Prothese hinsichtlich der Anzahl der Operierten nicht so stark aus, wie bei anderen Systemen. So gibt Harris et al. (1988) [51] eine Demineralisierung bei 33 % der Operierten an (proximal „gecoatete“ HG-Prothese). Die Einteilung der Mineralisierung des Knochens anhand von Röntgenbildern erlaubt jedoch nur eine grobe Schätzung, obwohl die Daten, die durch Untersuchung aller Röntgenbilder eines Patienten im Nachuntersuchungszeitraum entsprechend einer Verlaufsbeobachtung erhalten werden, mit Sicherheit mindestens eine tendenzielle Angabe erlauben. Eine genauere Aussage hinsichtlich der Knochendichtebeurteilung vermag nur eine exakte Dichtemessung zu gewährleisten. Dadurch lassen sich dann auch Vergleiche mit anderen Implantatsystemen anstellen, wie z. B. die „coated“ Systeme von Engh et al. (1994) [33], bzw. Nishii et al. (1997) [92], die von einer Abnahme der Knochendichte von 5-52, bzw. 9-24 % sprechen oder von Trevisan et al. (1997) [118], der ebenfalls über Abnahmen von über 50 % berichtet. Die Demineralisierung umfaßt die komplette Circumferenz des Femurs, ist also nicht auf den Defektbereich lokalisiert, und breitet sich nach distal aus. Dies legt den Schluß nahe, daß zur Defektauffüllung im proximalen Femur Mineralsubstanz von distal nach proximal unverlagert wird, falls im proximalen Bereich die Regenerationspotenz (Kortikalisstärke, Knochenmasse) zu gering ist. Der Barnett-Nordin-Index als direkter Parameter für eine stattfindende Demineralisierung zeigt dies ebenfalls beim Vergleich von postoperativem mit dem Abschlußwert.

Das designbedingte und gewollte Nachsinken des Wagnerschaftes scheint in einigen Fällen der vermeintliche Nachteil dieses Implantates zu sein. Insgesamt sank der Schaft bei 52,7 % der Operierten im Schnitt um 11,3 (1-45) mm ein (bei allen Operierten um 5,9 mm) und zwar in den ersten 13 Monaten nach der Operation, so daß die Einbauzeit zusammen mit der Defektdurchbauungszeit als Anhaltspunkt für die stattfindenden Einbauvorgänge angenommen werden können. Bei 19,4 % ergab sich sogar ein Einsinken von mehr als 10 mm. Diese Werte liegen jedoch im Bereich anderer Studien, wie z. B. derer von Garcia-Cimbrello et al. (1998) [41], in dessen PCA-Gruppe 60 % einsanken (im Mittel 14,7 mm), bzw. 80 % in der BIAS-Gruppe (18,6 mm) oder Berry et al. (1995) [6] mit einer Einsinkrate von insgesamt 55,0 %, davon 42,0 % zwischen 5 und 40 mm. Auch die Studien von Callaghan et al. (1985) [14] (18,0 % der Operierten mit mindestens 6 mm), Hussamy und Lachiewicz (1994) [61] (32,0 % mit mehr als 2 mm) oder Meding et al. (1997) [81] (38,0 % mit vier bis 21 mm) wiesen starke Einsinkraten bei verschiedenen Systemen, bzw. zementierter oder zementfreier Fixation nach.

Diese Tatsache wird bei Betrachtung der Entwicklung des erreichten Beinlängenausgleiches, bzw. der schon bestehenden präoperativen Beinverkürzung weiter relativiert. Präoperativ fanden sich bei 50,4 % der Operierten eine Beinverkürzung auf der operierten Seite um 2,1 (0,5-5,0) cm im



Durchschnitt. Bei Abschluß waren dies noch 41,4% der Operierten, die Verkürzung besserte sich um 0,4 cm auf 1,7 (0,5-5,0) cm. Desweiteren zeigten alle über 10 mm Eingesunkenen konsolidierte, sekundär knöchern integrierte, stabile Verhältnisse bei Abschluß der Untersuchung. Auch die klinischen Ergebnisse liegen bei diesen Operierten nicht unter dem Durchschnitt.

Frauen zeigen eine signifikant geringere Einsinkrate. In diesem Zusammenhang findet sich eine erstaunliche Korrelation. Bei älteren Frauen ist die Wahrscheinlichkeit einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Osteoporose größer. Bei Betrachtung des Barnett-Nordin-Indexes ergibt sich eine geringere Einsinkrate bei osteoporotischem Knochen (Index < 45 %). Ein direkter Wertevergleich zwischen Barnett-Nordin-Index (prä- und direkt postoperativer Wert) und dem Einsinken in mm weist eine signifikant negative Korrelation auf (Paired t-Test  $p < 0,0001$ ). Eine initiale, stabile Verankerung durch die konischen Lamellen scheint bei weicherer Kortikalis eher gewährleistet zu sein als bei harter intakter Kortikalis.

Andere Faktoren müssen jedoch ebenfalls mit berücksichtigt werden. So besteht bei den Operierten mit transfemoralem Zugang eine tendenzielle, jedoch nicht signifikant höhere Einsinkwahrscheinlichkeit. Bei Betrachtung der mehr als 5 mm eingesunkenen wird diese Tendenz jedoch signifikant. Die Tatsache, daß diese transfemorale Operierten ohnehin einen größeren Defekt aufwiesen, so daß eine mechanische Stabilisierung durch das proximale Femur auch bei anderen Operationstechniken wohl nicht zu erreichen wäre, relativiert dies. Die gefundene Korrelation des massiven Einsinkens (mehr als 5 mm) im Zusammenhang mit einer Schaftlänge von mehr als 305 mm unterstreicht dies ebenfalls, da diese Schaftlängen ja ausschließlich bei größerem Defektausmaß notwendig sind. Bei Defekten nach dem eigenen Einteilungsschema von 1 A und geringer lag die Einsinkrate im Vergleich um knapp 0,5 cm besser (2,3 mm versus 7,2 mm bei den größeren Defekten). Auf die Defektdurchbauung selbst hat die Einsinkrate jedoch keinen Einfluß.

Die anatomische Krümmung des Femur (Antekurvatur, bzw. Varus-, oder Valgusschwung) scheint keine Auswirkung auf das Einsinken des Schaftes zu haben. Je ausgeprägter die Krümmung, umso wahrscheinlicher ist sicherlich das Anliegen der Prothesenspitze an der Kortikalis. Ein vermehrtes Einsinken bei fehlendem distalen Kontakt war jedoch nicht zu beobachten. Der, primär auch durch die präoperative Planung wie von Wagner (1989) [121] angestrebte, Prothesenspitzen-Kortikalis-Kontakt ist demnach nicht obligat zu fordern und hat keinen Einfluß auf die Primärstabilität, bzw. das Einsinken der Prothese.

Die exakte Durchmesserwahl für einen guten Kortikaliskontakt um die gesamte Femurcircumferenz am Isthmus (Press-Fit) als zweite Forderung von Wagner, hat dagegen eine größere Auswirkung auf das Einsinken. Hinsichtlich der mehr als 10 mm eingesunkenen Schäfte ergibt sich eine bessere Konstellation bei vorliegendem Press-Fit. Diese Tendenz wird wiederum signifikant bei Betrachtung der mehr als 15 mm Eingesunkenen. Von 19 Operierten mit mehr als 15 mm Einsinken wiesen 15 (78,9%) der Operierten kein Press-Fit auf. Hier ergibt sich eine eindeutige Forderung

an eine bessere präoperative Planung, bzw. intraoperative Implantatgrößenanpassung.

Zwischen Gewicht, Alter oder zu frühem Belasten und einem ausgeprägteren Einsinken kann keine Beziehung gefunden werden.

Ein Einsinken geht signifikant mit gleichzeitiger Medialisierung des Schaftes einher. Insgesamt kann eine Medialisierung des Schaftes im proximalen Femur bei 31 % der Operierten gefunden werden, etwa doppelt so häufig wie eine Lateralisierung. Desweiteren tendiert der Schaft, falls er nicht neutral im Femurschaft implantiert wird, in Richtung Neutralposition.

Neue Lysesäume finden sich bei insgesamt 36,4 % der Operierten. In keinem Fall liegt ein komplett circumferenter, über die gesamte Prothesenlänge reichender Lysesaum vor. Komplette Säume treten bis maximal ins zweite Prothesendrittel auf. Damit liegt diese Studie im Vergleich mit anderen zementierten [2] [69] oder zementfreien Implantaten [57] [98] die von Lysesäumen bei mindestens 61 und bis zu 100 % der Operierten berichten, deutlich besser. Unter dem Vorbehalt des Meßfehlers von 3 bis 5 mm [93] [116] [136], bei der eigentlichen Definition „progredienter Lysesaum“ (komplett circumferent, mindestens zwei mm stark) als Lockerungs- und potentielles Versagenszeichen [76] [107], ergibt sich somit in keinem Fall ein radiologisch gelockerter Schaft. Im Gegensatz geben Amstutz et al. (1982) [2], Kavanagh et al. (1985) [70] oder Pelicci et al. (1985) [97] radiologische Lockerungsraten von 15 bis 20 % der Operierten mit zementierten Revisionsschäften an. Moreland und Bernstein (1995) [85], Engh et al. (1988) [32], Peters et al. (1995) [98] berichten von 1,7, 3,9 und 26,5 % der Operierten mit komplettem aber nicht progredientem Lysesaum (<2 mm) bei zementfreien Implantaten.

Das Design des Wagner-Schaftes führt meist zu einer Verkleinerung des Femoral-Head-Offsets gegenüber den präoperativen Verhältnissen mit dem alten Schaft. Die direkte Auswirkung auf eine Instabilität des Hüftgelenkes, wie sie McGrory et al. (1995) [80] beschreibt, bestätigt sich in dieser Studie nicht. Die Luxationsrate liegt bei insgesamt 5,4 %, bzw. die rezidivierenden Luxationen separat betrachtet, bei 2,3 %, wobei nur in einem Fall oder 0,8 % der Schaft mit ursächlich war. Andere Studien berichten über rezidivierende Luxationen bei 1,5 bis 27 % der Operierten [2] [16] [32] [36] [37] [47] [51] [70] [69] [77] [78] [81] [95] [98]. Die Luxationsrate in anderen Studien, bei denen der Wagner-Schaft implantiert wurde, lag jedoch ebenfalls höher [119] [128] [133], so daß noch andere Einflüsse wie die Positionierung von Pfanne und Schaft, bzw. diesbezüglich schlechtere Voraussetzungen bei belassenen, nicht-revidierten Pfannen, eine Rolle spielen. Auch die vermeintlich miteinhergehende Abduktionsschwäche bei geringerem Femoral Offset ergibt sich nicht bei Betrachtung und Vergleich der Rate der Operierten mit positivem Trendelenburg-Zeichen. Eine Verbesserung der glutealen Suffizienz durch die günstigen Hebelverhältnisse des Schaftes zeigt sich ausschließlich auf der Operationsseite, so daß von ursprünglich 55 mit positivem Zeichen noch 36 zu Abschluß verblieben, was einer Verbesserung um 34,5 % entspricht. Bei Kavanagh et al. (1987) [69] verblieben bei 71 % der Operierten ein positives Zeichen.

Ein Augenmerk wird im Folgenden auf die Operationstechnik, im Besonderen auf die Vor- und Nachteile des transfemorale Zuganges gelegt. Prinzipiell muß ein möglichst kleiner iatrogen Knochendefekt angestrebt werden [137], der Schaden am Weichteilmantel sollte gering gehalten werden [120] [123], um erstens die Vitalität durch Unterbindung der Knochenversorgung nicht zu gefährden und zweitens keine funktionell muskuläre Insuffizienz hervorzurufen. Jedoch ergibt die ausgeprägte proximale Defektsituation eine gewisse Relativierung dieser Leitsätze. Auf Grund des ohnehin bestehenden Defektes hat der Erhalt der Kontinuität keine mechanische Bedeutung für die Primärstabilität der Prothese [121]. Der Versuch, den Markraum eines äußerst defizienten Femurs zu präparieren, bzw. in diesen die Femurkomponente zu impaktieren, ist äußerst zeitaufwendig und bringt eine hohe Frakturrate mit sich (26,0 % bei Berry et al., 1995 [6]; 28,0 % bei Chandler et al., 1995 [16]; 20,0 % bei Egan und Di Cesare, 1995 [25]; 38,5 % bei Mulliken et al., 1996 [88]; 20,4 % bei Peters et al., 1995 [98]; 10,0 % bei Retpen et al., 1992 [104]).

Die Gesamtrate von 39,5 % muß somit etwas differenzierter dargestellt werden. Der Vergleich „transfemorale versus andere Zugänge“ ergibt eine Frakturrate von 29,0 % bei den nicht-transfemorale Operierten, und liegt damit durchaus im Bereich obiger Studien und 51,7 % bei transfemoralem Zugang. Im Falle der Frakturen bei den nicht-transfemorale Zugängen handelt es sich bis auf eine mit erhaltener Kontinuität ausschließlich um komplexere Frakturen, wie Trochantermassivabrisse, Etagenfrakturen (medialer Schaftbereich und Trochanter major) und periprothetische Frakturen.

Jedoch ergibt sich eine klare Tendenz zu Lasten des transfemorale Zuganges. Die aus den intraoperativen lokalen Defekten resultierenden, persistierenden Defekte ergeben ebenfalls eine strenge Signifikanz zu Lasten dieser Technik. Einen Einfluß auf die schlechte Durchbauung dieser Defekte mag der Grad der anatomischen Biegung des Femurs haben. Die anatomische Reposition des Deckels bei liegender Prothese wird erfahrungsgemäß mit zunehmender Biegung im Bereich der Deckelosteotomie schwieriger, da entsprechend vermehrt Spannungen zwischen Femur (Deckelwiderlager), Prothese und Deckel auftreten. Das Prothesenlager im Deckelbereich kann mittels Reibahle zudem nur insuffizient geformt werden.

Es stellt sich nun die Frage, wie man der hohen Frakturrate, insbesondere bei transfemoralem Zugang, begegnen kann. Ein Problem ist sicherlich die Länge des Wagner-Schaftes. Auch bei nur leichter Biegung (anatomisch oder durch Deformität auf Grund einer Umstellung oder Fraktur) des Femurs treten Spannungen auf, sowohl bei der Markraumpräparation durch die Reibahle, als auch beim Einbringen der Prothese. Wagner (1989) [121] und Huo et al. (1959) [60] verweisen deshalb auf die Notwendigkeit einer genauen präoperativen Planung, bei der die anatomischen Gegebenheiten mitberücksichtigt und gegebenenfalls Querosteotomien als Biegunsausgleich des Femurs durchgeführt werden müssen, um diese Spannungen mit ihren Folgen zu minimieren. Desweiteren bietet die distale, nur semicircular durchgeführte Querosteotomie eine Schwachstelle für weitere Frakturen bei aufkommender Spannung auf das proximale Femurende auf Grund von Hebelwirkungen. Andes-

herum kann dadurch bei entsprechender präoperative Planung eine Art Sollbruchstelle des Femurs festgelegt werden. Diese Soll-Fraktur bietet auf Grund der beschleunigten Ossifikationsvorgänge und besseren Konsolidierungsrate bei guter Fragmentadaptation Vorteile gegenüber den geplanten, technisch aufwendigeren Osteotomien, kann jedoch im Vergleich mit diesen nicht immer exakt vorausbestimmt werden. Eine angemessene Osteosynthese vorausgesetzt, zeigen Osteotomien, wie z. B. Trochanterosteotomien, bzw. Femurosteotomien Konsolidierungsraten von bis zu 97 % [110], bzw. 96 % [60], die im Gegensatz zu der Deckelkonsolidierung von nur 80 % bei transfemoralem Zugang in dieser Studie deutlich besser ausfallen.

Die verwendete Osteosynthesetechnik, vor allem die Cerclagetechnik bringt in dieser Studie keine besseren Ergebnisse und wird deshalb den z. B. von Wagner et al. (1996) [130] gestellten Anforderungen nicht gerecht, bzw. ist den starken mechanischen Spitzenbelastungen nicht gewachsen.

Gefordert werden muß somit eine genaue präoperative Festlegung der Osteotomie, bei vermehrter Biegung des Femurs auch komplett ausgeführt, eine suffiziente Adaptation und Osteosynthese im Frakturbereich, bzw. Deckelbereich, auch auf Grund der hohen Migrationstendenz und der hohen Rate an nicht-konsolidierten Deckeln.

Die signifikant schlechtere Gehfähigkeit oder Gesamtbewertung nach Merle d'Aubigné, bzw. der tendenziell schlechtere Aktivitätsstatus bei transfemoral Operierten kann bei Gewährleistung der oben gestellten Forderungen dann sicher verbessert werden.

Der transfemorale Zugang stellt eine effiziente Alternative im Hinblick auf die Zemententfernung, die gute Einsicht in das alte Schaftlager und die Markraumpräparation dar. Gleichzeitig erlaubt er die intraoperative Beurteilung der Vitalität des Knochendeckels [133] und fördert die Defektdurchbauung durch die Induktion der Heilungsvorgänge entsprechend einer Fraktur. Desweiteren kann das distale, intakte Femur optimal an die Prothese angepaßt werden. Eine initial stabile, solide Fixation kann auch im defizienten proximalen Bereich bei intaktem Weichteil-Knochenkontakt und entsprechender Deckelrefixation gewährleistet werden [138].

Die beschleunigte Ossifikationsneigung zeigt sich einerseits in einer signifikant besseren Defektdurchbauung im proximalen Bereich, wobei von 27 Operierten mit Calcaraufbau 18 (66,7 %) transfemoral operiert wurden, andererseits birgt dieser Zugang jedoch die Gefahr von ektopen Ossifikationen. Von 32 Operierten, die eine Zunahme der periartikulären Ossifikationen aufweisen, wurden 23 (71,8 %) transfemoral operiert. Die Gesamtrate der ektopen Ossifikationen vom Grad 3 und 4 nach Brooker lag schon präoperativ mit 26,2 % in dieser Studie außerordentlich hoch. Durch intraoperative Ossifikationsentfernung kann wenigstens die Anzahl an Ankylosen reduziert werden, bei Abschluß liegt die Rate an Grad 3 und 4 Ossifikationen trotz standardisierter Ossifikationsprophylaxe mit 24,8 % im Vergleich mit anderen Studien deutlich höher (5,7 % bei Callaghan et al., 1985 [14]; 14,6 % bei Estok und Harris, 1994 [36]; 10,0 % bei Harris et al., 1988 [51]; 3,6 % bei Lawrence et al., 1994 [74]). Vor allem Grad 3 bei knapp 21 % der Operierten fällt ins Gewicht.

Hinsichtlich des funktionellen Ergebnisses ergibt sich aber kein signifikant schlechteres Ergebnis.

Die systemischen Komplikationen treten bei den transfemorale operierten Patienten signifikant häufiger auf, die Gesamtrate liegt aber im Bereich anderer Studien [14] [28]. Die Infektionsrate zeigt keine Auffälligkeiten, die durch die Zugangsart bedingt sein könnte. Die Gesamtinfektionsrate von 1,6 % schneidet besser ab als die der meisten anderen Studien. Ein Operierter verstarb an einer fulminanten Lungenembolie nach septischer Revision. Diese Sterberate von 0,8 % liegt für Revisionsoperationen im Bereich anderer Veröffentlichungen [28] [124]. Hinsichtlich der operationsbedingten neurologischen Ausfälle liegt die Komplikationsrate bei transfemorale versorgten signifikant niedriger, die Gesamtrate aber ebenfalls im Bereich anderer Studien [2] [28] [70] [75] [77] [85] [91] [95] [123].

Die suffiziente präoperative Planung spielt hinsichtlich der erfolgreichen Durchführung des Eingriffes eine übergeordnete Rolle. Unter Berücksichtigung der anatomischen Voraussetzungen (Dysplasie, Biegung des Femur, Knochenqualität und Quantität), der Position der alten Implantate (Pfannenposition, Anteversion, Inklination), des Beinlängenausgleiches, der durch vorherige Operationen bedingten Probleme (Vernarbungen, Verwachsungen, ektope Ossifikationen), diktiert insbesondere das Defektausmaß an Pfanne und Schaft die Planung (Auswahl der Implantate nach Typ und Maß, Knochentransplantat, Femurdeckelung, Osteosynthese). Bisherige, rein durch standardisierte Röntgenaufnahmen (a.-p., Ala-, Obturator-Aufnahme bei Bedarf) bestimmte Einteilungen machen eine ausreichend genaue Quantifizierung des Defektes zumindest im Pfannenbereich möglich [7] [18] [96].

Die Anwendbarkeit bisheriger Einteilungen im Schaftbereich, basierend auf der Auswertung der Standardröntgenaufnahmen (Beckenübersichtsaufnahme, lange a.-p. und seitliche Aufnahme) und/oder dem intraoperativen Befund, erscheint ungleich schwieriger und zeigt sich im Hinblick auf die Implantatanpassung wenig praktikabel [7] [14] [19] [25] [78] [95] [122].

Allein maßgebend ist die Höhe des Femur, ab derer eine Prothese stabil verankert werden kann. Auf Grund dieser Tatsache wurde eine Defekteinteilung geschaffen, die dem Operateur dies vorgibt. Für die präoperative Planung und Festlegung der Prothesenmaße ist es unerheblich, ob sich der Defekt hinsichtlich seiner Lokalisation am medialen, anterolateralen oder posteromedialen Femur befindet, wie es in der am häufigsten verwendeten Einteilung von Pak et al. [95] und den davon abgeleiteten Einteilungen, wie z. B. derer von Bettin und Katthagen [7], angegeben wird. Das longitudinale Defektausmaß und seine Einteilung in metaphysär oder diaphysär sind zu grob und für die präoperative Planung nicht zu gebrauchen.

Die hier vorgestellte Einteilung mit den definierten Defektausdehnungen in horizontaler und longitudinaler Richtung erlaubt eine relativ genaue präoperative Planung. Ein weiterer Vorteil dieser Einteilung gegenüber den anderen liegt in seiner Einfachheit und Nachvollziehbarkeit.

## 4.2 Klinische Ergebnisse und Überlebensrate

### 4.2.1 Funktionelle Auswertung

Für die Zustandsbeschreibung des Hüftgelenkes vor und nach der Ersatzoperation haben sich im Laufe der Jahre aus vielen numerischen Bewertungssystemen durch Modifikationen mehrere standardisierte Bewertungsskalen herausgebildet. Die Hauptbestandteile dieser Schemata setzen sich aus Kriterien, die die Funktionsfähigkeit des Gelenkes beschreiben, zusammen. Für den funktionellen Zustand des Gelenkes eignen sich die Parameter Schmerz, Beweglichkeit, Gehfähigkeit und/oder der dadurch mögliche Aktivitätsstatus. In manchen Skalen fließen zusätzliche Parameter, wie das subjektive Befinden des Patienten oder radiologische Parameter, die die Stabilität des Gelenkes beschreiben und dadurch eventuell für eine Haltbarkeitsprognose herangezogen werden können, mit ein.

Tabelle 4.1 gibt die gängigsten Bewertungssysteme mit seinen Bestandteilen vereinfacht wieder.

System	Schmerz	Bewegl.	Gehfähigk.	Aktivität	Radiol.	Gesamt-Punkte
1. [83] [82]	j	j	j	n	n	18
2. [17]	j	j	j	n	n	18
3. [49]	j	j	j	j	n	100
4. [2]	j	j	j	n	n	10
5. [68]	j	n	j	j	j	80
6. [97]	j	n	j	j	j	60

Tabelle 4.1: Vergleich der einzelnen Bewertungssysteme

#### Bemerkungen zu Tabelle 4.1

1. Einteilung nach Merle d'Aubigné und Postel (1954 und 1970) [82] [83]
2. Einteilung nach Charnley (1972) [17], eine Modifikation von 1. auf Grund zusätzlicher Berücksichtigung eventueller Einflüsse auf die Gehfähigkeit
  - A: nur die operierte Hüfte maßgebend
  - B: beide Hüften beeinflussen die Gehfähigkeit
  - C: systemische Krankheiten wirken sich auf die Gehfähigkeit aus
3. „Harris Hip Score“ (HHS) nach Harris (1969) [49]
4. „Modified Harris Hip Score“ nach Amstutz (1982) [2]
5. „New Mayo Clinic Hip Score“ (MCHS) nach Kavanagh und Fitzgerald (1984) [68]
6. Schema nach Pellicci et al. (1985) [97] des Hospital for Special Surgery (HSS)

Die Skalen nach 4., 5. und 6. entstanden durch Modifikation aus 3.. Die Skalen nach 1. und 2. werden überwiegend in Europa eingesetzt, die restlichen in Nordamerika. Hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Ergebnisse ergeben sich deshalb grundlegende Schwierigkeiten.

Z.B. geben die Autoren den einzelnen Kriterien innerhalb des Gesamtscores unterschiedliche Gewichtungen. So kann die Schmerzkomponente bei Charnley 50 %, bei Harris und Kavanagh 40 %, bei Merle d'Aubigné, bzw. Pellicci dagegen nur 33 %, bzw. 16 % des Gesamtergebnisses ausmachen [40]. Auch ist die Quantifizierung des Parameters „Schmerz“ ansich in sehr unterschiedlicher Form (Subjektivität des Patienten!) in den einzelnen Systemen gehandhabt. Die Gehfähigkeit hängt desweiteren nicht nur vom operierten Gelenk ab. Eine systemische Grunderkrankung (Pflegefall auf Grund des Alters, eines apoplektischen Insultes oder Polyarthritits) beeinflusst die Aktivität, bzw. die Gehfähigkeit genauso, wie ein erkranktes kontralaterales Hüftgelenk [17]. Lediglich die Beweglichkeit kann objektiv quantifiziert werden (Neutral-Null-Methode), jedoch ergibt sich auch hier jeweils eine unterschiedliche Auswirkung auf den Gesamtwert.

Die Mitberücksichtigung radiologischer Kriterien im Gesamtscore erscheint ebenfalls schwierig, allein schon auf Grund der Unterschiede hinsichtlich der Fixation mit oder ohne Zement und ganz besonders der Individualität im Revisionsfall. Johnston et al. (1990) [64] versuchten, dem gerecht zu werden, indem sie die radiologische Auswertung separat für zementierte und zementfreie Systeme wenigstens im Bereich der Primärimplantationen vorschlugen. Nachteil dieses Systems, das durch Zusammenarbeit führender Gremien in Europa (SICOT) und Nordamerika (Hip Society und American Academy of Orthopedic Surgeons-AAOS) als möglicher zukünftiger Standard entworfen wurde, ist seine Aufwendigkeit und das Fehlen einer abschließenden Beurteilung z. B. durch einen zugewiesenen Zahlenwert für die Einzelparameter und die Gesamtbewertung.

Aus diesen Gründen erfolgte in der vorliegenden Studie sowohl die funktionelle, als auch die radiologischen Auswertung separat, wie von Galante (1985) [40] oder Johnston et al. (1990) [64] gefordert. Auch die funktionelle Bewertung wurde für jeden Parameter getrennt durchgeführt. Dadurch lassen sich die einzelnen Parameter im Gegensatz zu den Punkteschlüsseln der Gesamtbewertungen, die untereinander in den verschiedenen Bewertungsschematas nicht korrelieren, mit den entsprechenden Einzelparameter der anderen Bewertungsstandards vergleichen [12]. Schmerz, Gehfähigkeit und Beweglichkeit sind für die qualitative und quantitative Beschreibung der Funktion ausreichend, da kein zusätzlicher Informationsgewinn hinsichtlich des operierten Gelenkes durch andere Parameter gewonnen wird [12]. Das Bewertungsschema nach Merle d'Aubigné wird dem gerecht und erscheint deshalb am besten geeignet. Desweiteren sind die Ergebnisse als pessimistischer zu werten als die des HHS und den daraus modifizierten Systemen [12]. Die Aktivitätseinteilung, bzw. Beschreibung des Allgemeinzustandes erfolgte zusätzlich auf Grund des hohen Alters des Patientengutes und den daraus entstehenden Einflußfaktoren durch systemische Erkrankungen als unterschiedliche Voraussetzungen für den Erfolg der Operation.

Das in dieser Studie verwendete Bewertungsschema des Allgemeinzustandes und Aktivitätszustandes zeigt eine eindeutige Entwicklung. So konnten sich vier Hilfsbedürftige auf Grund der Revisionsoperation wenigstens wieder selbst versorgen und 74 Operierte (60,5 %) waren wieder arbeitsfähig, bzw. in ihrer Aktivität und Lebensqualität nicht oder nur gering eingeschränkt. Insgesamt profitierten 64,3 % der Operierten hinsichtlich ihrer Aktivitätslage aus dieser Operation. Lawrence et al. (1994) [74] berichtet über Verbesserungen des ökonomischen Status bei 53 % der Patienten bei Revisionsoperationen mit einem unzementierten Implantat (AML<sup>TM</sup>). Ansonsten sind Angaben diesbezüglich aus der Literatur nicht zu erhalten.

Ein Vergleich der Bewertungen des subjektiven Befindens, der Bewertung der Gelenkfunktion mit seinen Hauptparametern Schmerz, Beweglichkeit und Gehfähigkeit gibt die entsprechende Tabelle wieder (Tabelle 4.2).

Literaturquelle	Fallzahl/N.-U.-Rate	zem./unzem.	Komponente	Rev./Prim.	Funkt. Bew.-Schema	ohne/+leichte /+mäß. Schmerz	norm./leicht eingeschr. Gehen	volle/leicht eingeschr. Bew.-lichkeit	Ges.-Wert > gut	Zufr. subj. Befind.
Vorlieg. Studie	129/99,2	Wagner	Sch.	Rev.	Merle	71/85/91 (5,4/-/-)	30/57 (4,1/-)	58/84 (5,1/-)	67,0	86,0
[2]	66/75,0	zem.	beide	Rev.	UCLA	-/-/- (7,3/-/-)	-/- (6,1/-)	-/- (6,1/-)	-	-
[14]	139/95,2	zem.	beide	Rev.	HSS	-	-	-	66,0	-
[15]	62/100,0	unzem.	Sch.	Rev.	HHS	77/89/-	-	-	81,0	-
[16]	52/92,9	zem.	Sch.	Rev.	HHS	75/92/-	-	-	71,0	-
[28]	138/71,5	zem.	beide	Rev.	MCHS	-	-	-	62,0	-
[32]	160/70,8	AML	beide	Rev.	Merle	-/-/- (5,6/-/-)	-/- (5,3/-)	-	-	-
[35]	174/78,0	AML	beide	Prim.	-	-/87/-	52/-	-	-	-
[36]	41/88,4	zem.	Sch.	Rev.	HHS	-	-	-	58,0	-
[41]	15/100,0	BIAS	Sch.	Rev.	Merle	-/-/- (4,9/-/-)	-/- (4,9/-)	-/- (4,5/-)	-	-
[41]	15/100,0	PCA	Sch.	Rev.	Merle	-/-/- (5,0/-/-)	-/- (4,8/-)	-/- (4,8/-)	-	-
[46]	40/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	HHS	-/82/-	-	-	57,0	-
[47]	57/100,0	BIAS	Sch.	Rev.	HHS	-/83/-	-	-	82,5	-
[51]	60/100,0	HG	beide	Rev.	HHS	-/-/93	-	-	71,0	-
[55]	37/90,2	Wagner	Sch.	Rev.+ Prim.	Merle	73/92/-	-	-	97,0	-
[57]	61/74,4	PCA	beide	Rev.	eigene	-	-	-	91,8	-
[59]	140/100,0	zem.	beide	Rev.	HHS	-	-	-	24,0	-
[61]	41/97,6	BIAS	Sch.	Rev.	HHS	56/93/-	-	-	78,0	-
[62]	107/68,2	zem.	beide	Rev.	Merle	-/-/- (5,3/-/-)	-/- (5,4/-)	-/- (5,2/-)	78,0	-
[68]	198/94,3	zem.	beide	Rev.	H/MCH	-	-	-	63,0	-
[69]	45/100,0	zem.	beide	Rev.	MCHS	36/76/-	78/-	-	40,0	44,4
[70]	166/77,1	zem.	beide	Rev.	H/MCH	34/76/-	-	-	62,0	-
[71]	31/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	Merle	77/-/-	-	87/-	-	-
[72]	34/77,0	unzem.	Pf.	Rev.	HHS	36,9/-/-	-	-/- (7,9/-)	-	67,6
[73]	60/100,0	HG	Pf.	Rev.	HHS	43/88/-	-	-	80,0	95,0
[81]	34/100,0	zem.	Sch.	Rev.	HHS	62/83/-	-	-	87,4	-
[85]	175/93,6	unzem.	Sch.	Rev.	Merle	64/-/-	-/- (4,9/-)	-	-	-
[88]	52/78,8	unzem.	Sch.	Rev.	HHS	-/67/79	-	-	52,0	-
[98]	49/90,7	unzem.	Sch.	Rev.	HHS	-	-	-	68,0	-
[99]	29/100,0	zem.	Sch.	Rev.	HHS	-	-	-	81,0	-
[102]	106/89,8	zem.	Sch.	Rev.	Merle	-/-/- (5,5/-/-)	-/- (4,8/-)	-/- (5,0/-)	-	-
[104]	61/100,0	zem.	beide	Rev.	eigene	65/-/-	-	-	-	-
[119]	33/75,0	Wagner	Sch.	Rev.	HHS	-	-	-	76,0	-

Tabelle 4.2: Studienvergleich – funktionelle Bewertung (Anzahl der Operierten in Punktemittelwerte in Klammern)



Allein für den Parameter Schmerz lassen sich die verschiedenen Bewertungssysteme untereinander vergleichen. Hier schneidet diese Studie mit insgesamt 71 % schmerzfreen Patienten im Vergleich zu anderen Studien mit einem guten klinischen Resultat ab. Hinsichtlich der Gehfähigkeit ergibt sich oben dargelegte Schwierigkeiten der unterschiedlichen Definitionen und dadurch der Vergleichbarkeit. Der Vergleich mit den wenigen unten aufgeführten Studien, die das Bewertungsschema nach Merle d'Aubigné benutzen, ergibt ein zwischen 1,3 und 0,7 Punkten schlechteres Ergebnis. Die Beweglichkeit lag dagegen im Bereich dieser Studien. Ein Anteil von 67 % bzw. 83 % an Operierten, die ein gutes, sehr gutes oder excellentes Abschlußergebnis hinsichtlich der Gesamtbewertung bzw. des modifizierten Scores aufwiesen, geben ein hervorragendes Bild der vorliegenden Studie ab.

Die Verlaufsbeobachtung der funktionellen Parameter ergibt nach erreichtem Steady-State-Zustand eine geringe Verschlechterung der Punktmittelwerte der drei Einzelparameter um 0,2 bis 0,3 Punkte. Die zeitliche Korrelation mit der einsetzenden Vollbelastung legt den Zusammenhang mit dieser Verschlechterung nahe. Die Werte pendeln sich jedoch nach drei bis vier Monaten auf dem leicht niedrigeren Niveau wieder ein. Der Steady-State-Zustand bei der Gehfähigkeit stellt sich erst 14 Monaten nach erfolgter Vollbelastung ein. Der Operationserfolg läßt sich somit bei den Parametern Schmerz und Beweglichkeit im allgemeinen nach etwa neun Monaten absehen, hinsichtlich der Gehfähigkeit zieht sich dies noch weitere neun Monate bis zur Stabilisierung hinaus. Die Gehfähigkeit ist somit der limitierende Faktor, wobei, wie bereits erwähnt, andere vom operierten Gelenk unabhängige Faktoren Einfluß nehmen können (Alter, systemische Krankheiten, ipsilaterale oder kontralaterale Gelenkprobleme).

#### 4.2.2 Überlebensanalyse und Einfluß des Operateurs

Das Problem der Vergleichbarkeit der Resultate verschiedener Studien und Implantate findet sich auch hinsichtlich der Haltbarkeit der Implantate. Die Haltbarkeit eines Implantates stellt prinzipiell das wichtigste und aussagekräftigste Kriterium dar. Umso mehr muß zur Qualitätssicherung eine Vergleichbarkeit mit anderen Studien gefordert werden, und zwar nach einheitlichen, standardisierten und nachvollziehbaren Richtlinien, die im folgenden dargelegt werden.

- Die Anzahl der Operierten sollte möglichst hoch sein (>100) und die Nachuntersuchungszeit möglichst lang, um objektive Ergebnisse zu gewährleisten. Die Angabe des Nachuntersuchungszeitraumes als grundlegender Aspekt hinsichtlich der Aussagekraft einer Überlebensanalyse muß zudem wie folgt angesetzt werden.

Die Nachuntersuchungszeit des kompletten Patientengutes muß bis zum Ausscheiden eines Patienten aus der Studie eingehen, d. h., auch die Verstorbenen, die Patienten, von denen im Verlauf der Studie keine Daten mehr erhältlich waren („Lost-To-Follow-Up“) und die

Versager gehen voll in die Berechnung der Nachuntersuchungszeit ein. Der Großteil der Studien berücksichtigt dies nicht, bzw. berechnet die mittlere Nachuntersuchungszeit rein aus den Operierten, die sich noch in der Studie bei Abschluß befinden, also ohne die (meist frühzeitig) Ausgeschiedenen (Versager, Verstorbene, Lost-To-Follow-Up-Patienten). So entstehen zu hohe mittlere Nachuntersuchungszeiträume, die, zusammen mit den aus der Studie ausgeschlossenen Patienten, bei denen es sich zudem meist um die Risikopatienten handelt, bezüglich der Überlebenswahrscheinlichkeit eines Ereignisses (dem Versagen der Prothese) ein falsches, zu optimistisches Ergebnis vortäuschen. In vielen Studien dürfte so die mittlere Follow-Up-Zeit um mehrere Monate, bzw. sogar Jahre zu hoch angegeben sein und sich auf die Überlebenswahrscheinlichkeit entsprechend auswirken. Mit 129 Operierten ist diese Studie eine der wenigen über Schaftrevisionen mit über hundert Patienten. Auch der Nachuntersuchungszeitraum von im Mittel 4,0, bzw. bis zu 10,2 Jahren liegt höher als die meisten bisher vergleichbaren.

- Grundlegend ist die einheitliche Definition des Ereignisses „Versagen des Implantates“ zu einem bestimmten Zeitpunkt. Z. B. scheint die Verwendung eines vorliegenden Lysesaaums in mehr oder weniger ausgeprägter Form als Definition für das Versagen eines Implantates auf Grund des hohen Meßfehlers wenig sinnvoll [136]. Auch müssen Komponenten mit ausgeprägtem Lysesaum klinisch (noch) nicht auffällig sein. Er kann allenfalls als prognostisches Kriterium für das wahrscheinliche Versagen in naher Zukunft dienen. Ähnlich gilt die von Freeman und Plante-Bordeneuve (1994) [38] bevorzugte Definition des Versagens anhand der Migration einer Komponente. Die zeitliche Komponente (Wann trat der Lysesaum in diesem Ausmaß auf?; wann war die Komponente in diesem Ausmaß migriert?) ist ebenfalls ungenau zu bestimmen [86]. Allein der Ausbau der Prothese als härtestes Kriterium zur Festlegung des Versagens eines Implantates scheint geeignet. In vielen Studien wird das Versagen von Pfanne und Schaft zusammengefaßt oder mehrere verschiedene Schaft- oder Pfannenimplantate gehen nicht getrennt in die Ergebnisse ein. Dadurch lassen sich keine Aussagen über den Erfolg eines bestimmten Implantates machen.
- Die Zahl der aus der Studie durch Fehlen von Daten auszuschließenden („Lost-To-Follow-Up“) ist so niedrig wie möglich zu halten, da prinzipiell jeder Patient, von dem die Daten nicht vollständig zu erhalten sind, als potentieller Versager gewertet werden muß. Je niedriger diese Quote an Lost-To-Follow-Up-Fällen ist, umso realistischer sind die Aussagen, da die Ergebnisse des Worst-Case-Kriteriums im Vergleich zu den anderen entsprechend geringer differieren [23] [117]. Desweiteren zeigen nach Murray et al. (1993) [89] gerade die Patienten, die aus der Studie ausscheiden (Lost-to-Follow-Up-Patienten) ein schlechteres Ergebnis, da gerade sie bei Komplikationen und Vertrauensverlust in andere Zentren gehen. Alle Überle-

bensanalysen, die dies nicht berücksichtigen, geben wiederum ein falsches, zu optimistisches Bild ab. Der Quotient aus der Anzahl der Lost-to-Follow-Up-Patienten durch die Anzahl der Versager sollte auf jeden Fall  $< 1$  sein, bzw. es ergibt sich eine um so größere Zuverlässigkeit der Ergebnisse, je kleiner dieser Quotient ist [90]. Dieses Problem wird in der Literatur oft umgangen, indem diese nicht weiter erreichten Patienten von vorne herein ausgeschlossen wurden, wie z. B. bei [14] [28] [70] [72]. Die vorliegende Studie entspricht diesem Kriterium mit nur einem Lost-To-Follow-Up-Patienten. Desweiteren wurden die Verstorbenen bis zum letzten Follow-Up miteingerechnet, was ebenfalls in den meisten veröffentlichten Studien keine Berücksichtigung findet.

- Die abnehmende Anzahl von Patienten (Verstorbene und Lost-To-Follow-Up) im Verlauf des Nachuntersuchungszeitraumes muß berücksichtigt werden [23] [117]. Die Angabe von Absolutzahlen als Quotient aus der Anzahl der Versager und der Anzahl der Patienten, die zu Beginn in die Studie eingingen, wie von vielen Autoren getätigt, u. a. von [14] [28] [51] [99], wird dem nicht gerecht.
- Die Angabe eines 95 %-Konfidenzintervalls ist für die Interpretation unabdingbar [89].

Aus diesen Gründen kann nur mit Hilfe der sogenannten Überlebenskurven oder Survivorship-Analysen die Haltbarkeit eines Implantates objektiv erfaßt werden, um dadurch Vergleiche der Publikationen und der verschiedenen Systeme untereinander anzustellen. Die zwei gängigsten Methoden sind einmal die Life-Table-Methode nach Armitage [3] und zum anderen die Analyse nach Kaplan-Maier [66].

Der Vorteil der Life-Table-Methode ist deren Übersichtlichkeit, da die Ereignisse in jährlichen Intervallen angegeben werden. Demgegenüber steht die höhere Sensibilität der Kaplan-Maier-Analyse, da das Ereignis zum definierten Zeitpunkt (und nicht als Summe über das Zeitintervall) angegeben wird, weil sich die Überlebensraten zwischen den Intervallen ändern können. Bei starkem Abfall der Patientenzahlen gegen Ende der Nachuntersuchungszeit, wie es in dieser Studie der Fall ist, ergibt sich somit ein genaueres Ergebnis [89]. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie die Kaplan-Maier-Methode verwendet; zur besseren Übersichtlichkeit wurden in den Wertetabellen nur Versagensereignisse angegeben. Die Jahresverteilung im Sinne der Life-Table-Methode, d. h., die im entsprechenden Zeitintervall noch eingehende Anzahl von Patienten, wurde separat im Anhang dargestellt (Tabellen 6.1 und 6.7 im Anhang Kapitel 6).

Die oft diskutierte Frage nach Belassen [70] oder Mitrevision der Pfannenkomponente [28] kann auf Grund der Überlebensrate der Pfannen, bzw. dem Vergleich des Abschneidens der mitrevidierten und belassenen Pfannen eindeutig beantwortet werden. Die revidierten Pfannen schneiden bei Betrachtung aller definierten Ereignisse außer den Infektionen und den aseptischen Lockerungen

signifikant besser ab als die alten, verbliebenen. Auch zeigt sich der Vorteil der zementfreien Implantate gegenüber den zementierten PE-Schalen, wobei die HG-Pfanne beim „Worst-Case-Kriterium“ am besten abschneidet. Unter Nicht-Berücksichtigung der Infektionen liegen die eigentlichen Revisionspfannen vor der HG-Pfanne, die in Verbindung mit Knochentransplantaten bei ausgedehnten Defekten deutliche Nachteile bietet [8]. Insgesamt liegt die Überlebensrate der mitrevidierten Pfannen dieser Studie von 95,65 (90,65-100,0) % (Worst-Case-Kriterium mit 95 %-Konfidenzintervallen) im Bereich sehr guter Ergebnisse anderer Studien [74]. Weitere ausführliche Literaturquellen zum Vergleich der Überlebensraten ergeben sich aus der Veröffentlichung von Böhm und Banzhaf (1999) [8]. Eine Fehlpositionierung bei drei verbliebenen Pfannen führte zu rezidivierenden Luxationen und zur Revision von Pfanne und/oder Schaft, von den mitrevidierten Pfannen ergab sich keine rezidivierenden Luxationen auf Grund von Fehlpositionierung der Pfannen. Somit muß bei Belassen der Pfanne die Positionierung genau überprüft werden und doch gegebenenfalls angepaßt werden. In diesem Zusammenhang besteht die Möglichkeit der Inlayzementierung bei knöchern fest integrierten und dadurch schwer entfernbaren zementfreien Implantaten.

Die Überlebensrate des Wagner-Revisionschaftes mit 93,73 (88,52-98,94) % (Worst-Case-Kriterium mit 95 %-Konfidenzintervallen) nach 10,2 Jahren gibt beim Vergleich mit anderen Studien ein hervorragendes Bild ab, und das trotz des Vorbehaltes der dort benutzten fehlerhaften Methodik, wie sie zu Beginn dieses Kapitels geschildert wurde. Unter den über 50 in den Tabellen 4.3 und 4.4 angegebenen Literaturquellen über Revisionen fanden sich nur bei gut 20 Veröffentlichungen die Angaben zur kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit, bzw. des 95 %- Konfidenzintervalles oder der Standardabweichung. Bei den meisten dieser Studien gingen die Lost-to-Follow-Up-Fälle, bzw. die Verstorbenen nicht mit ein. Ein Vergleich kann somit nur bedingt angestellt werden. Unter Nicht-Berücksichtigung der Lost-to-Follow-Up-Patienten, also der Definition „Revision als Ereignis des Versagens“, schneidet diese Studie mit einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 95,17 (90,70-100) % ebenfalls überdurchschnittlich ab (siehe Tabellen 4.3 und 4.4).

Eine aseptische Lockerung ist nicht beobachtet worden, auch radiologisch unter Zugrundelegung eines progressiven Lysesaaumes hat sich kein Versager per definitionem ergeben.

Bei Betrachtung der Versager durch Infektion kann ein signifikanter Zusammenhang zwischen einer Reinfektion und dem früheren Vorliegen einer infizierten TEP oder einer positiven intraoperativen Infektdiagnostik gezeigt werden.

Alle anderen Versager sind operationstechnisch bedingt, z. B. bei einem Patienten durch Fehlpositionierung beider Komponenten und daraus resultierenden rezidivierenden Luxationen. Verbliebene Instabilität in einem Fall durch eine Deckelpseudarthrose nach transfemoralem Zugang mit konsekutiver, für zu gering befundener Verankerungslänge des Schaftes, und im anderen Fall durch eine intraoperative periprothetische Fraktur, haben zu Revisionen des Wagner-Schaftes geführt. Alle drei Versager sind wieder mit einem Wagner-Revisionschaft stabil versorgt worden und haben

im Verlauf keine weiteren Komplikationen aufgewiesen.

Dieser Einfluß des Operateurs, bzw. seines Erfahrungswertes zeigt sich neben dem signifikant besseren Abschneiden hinsichtlich der Überlebenswahrscheinlichkeit (siehe Tabelle 3.38) auch in dem signifikant besseren funktionellen Ergebnis (siehe Tabelle 3.39).

### 4.3 Schlußfolgerung

Das Wagner-Konzept der Prothesenschaftrevision bietet durch Implantat und Operationstechnik optimale Voraussetzungen für eine Knochenregeneration und die Wiederherstellung der Gelenkfunktion. Selbst bei äußerst großen knöchernen Defekten im proximalen Femur und massiv osteoporotischen Knochenverhältnissen erlaubt dieses Implantat nachhaltig stabile Gelenkverhältnisse.

Im Verlauf hat die Erhebung der funktionellen Parameter Schmerz, Gehfähigkeit und Beweglichkeit bei einigen Operierten einen geringen Wiederabfall der die Gelenkfunktion beschreibenden Parameter ergeben, die sich jedoch langfristig auf hohem Niveau stabilisiert haben. Hinsichtlich der Parameter Schmerz und Beweglichkeit ist ein sehr gutes Abschlußergebnis erreicht worden. Die Gehfähigkeit ist etwas zurückgelegen, wohl auf Grund des hohen Altersdurchschnitts und der multiplen Einflußfaktoren. Insgesamt hat sich eine deutliche Verbesserung des ökonomischen Status ergeben. Diese deutliche Verbesserung der Lebensqualität im Hinblick auf die sozialwirtschaftliche Bedeutung (Pflegebedürftigkeit!) wiegt den deutlich höheren operativen Aufwand und die dadurch entstehenden Kosten mehr als auf. Das überwiegend zufriedene subjektive Befinden der Operierten zu Abschluß spiegelt diese zurückgewonnene Unabhängigkeit wieder.

Die hohe Überlebenswahrscheinlichkeit nach einer Laufzeit von gut zehn Jahren mit keiner aseptischen Lockerung des Schaftes und der bis Abschluß erhaltenen hohe Steady-State-Zustand des funktionellen Status' des Gelenkes gibt für Operateur und Patient eine hohe Sicherheit.

Die belassene, nicht-revidierte Pfannenkomponente, vor allem zementierte PE-Schalen, limitieren die Haltbarkeit jedoch, bzw. erhöhen die Komplikationsrate. Die mitrevidierten Pfannen haben im Vergleich zu den belassenen, alten Pfannen deutlich besser abgeschnitten und sind hinsichtlich der Überlebensrate im Bereich des Schaftes gelegen. D. h., ein zementfreier Ersatz beider Komponenten erlaubt mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Haltbarkeit von 10 Jahren.

Das implantatunabhängige Versagen auf Grund einer Infektion wird signifikant durch eine präinfizierte TEP oder positive intraoperative Infektionsdiagnostik mitbestimmt. Die restlichen Versager können direkt auf Fehler in der präoperativen Planung oder eine inadäquate Operationstechnik zurückgeführt werden, wobei diesbezüglich der Erfahrungswert des Operateurs einen direkten Einfluß zeigt.

Eine Knochenregeneration ist bei 78,4% der Operierten festgestellt worden, bei separater Betrachtung des Defektaufbaus im ehemaligen Schaftlager sogar bei 87,6%. Eine geringere Durch-

bauung ergibt sich bei den pcP-Patienten, alle zeigen jedoch stabil knöchern integrierte Schäfte. Schmerzfreiheit und uneingeschränkte Aktivität gehen direkt mit einer kompletten Defektdurchbauung einher. Für eine komplette Defektdurchbauung muß eine gewisse Reseve der Knochenmasse vorhanden sein. So ergibt eine Massenrelation von präoperativ weniger als 15 % eine geringere Defektdurchbauung. Auch der Zustand der Kortikalistärken im proximalen Bereich, sowie am Isthmus haben signifikante Auswirkungen auf die Defektdurchbauungspotenz des Knochens. Ein deutlich ausgedünnter, osteoporotischer Knochen kann zwar mit dem Schaft stabil knöchern konsolidieren, zu einer zusätzliche starken Defektdurchbauung scheint ein solcher Knochen jedoch nicht mehr in der Lage. Ein Barnett-Nordin-Index von mehr als 45 % geht mit hoher Wahrscheinlichkeit mit einer starken Knochenregeneration einher, ebenso ein Kortikalisindex von 85 % oder besser mit einer Durchbauung im Defektbereich des ehemaligen Schaftlagers.

Die gute Biokompatibilität des Titanmaterials in Verbindung mit der guten Osteoblasteninduktion wird auch durch die geringe reaktive Saumrate belegt, aus der sich keine radiologisch gesicherte Lockerung ergeben hat.

Im Vergleich mit anderen zementfreien Implantaten ist die Demineralisierungstendenz bei implantiertem Wagner-Schaft geringer, die osseointegrierte Fläche gleichzeitig höher. Ein gewisses Muster bei der Demineralisierung kann gefunden werden, und zwar scheint der Knochen die Defekte im proximalen Bereich mit Substanz aus distalere Knochenanteilen zu durchbauen, eine gewisse Umverteilung scheint im Rahmen des „Remodelling“ oder der Defektdurchbauung stattzufinden.

Auf den ersten Blick ergibt sich eine hohe Einsinkrate des Schaftes. Relativiert wird dies bei Betrachtung des erreichten Beinlängenausgleiches. Verschiedene Faktoren beeinflussen das Einsinken des Schaftes. Z. B. weisen Frauen und Operierte mit osteoporotischem Knochen oder kleineren Defekten eine signifikant geringere Einsinktendenz auf. Andererseits resultiert eine negativer Einfluß aus der Verwendung eines transfemorale Zuganges (größere Defektausdehnung, bzw. geringere Verankerungslänge), bzw. aus einem zu schmal gewählten Schaft (Press-Fit und OP-Planung), vor allem auf die massiv eingesunkenen. Hinsichtlich des transfemorale Zuganges muß auf die ohnehin bestehenden größeren Defekte und folglich mechanisch instabilen proximalen Femora, sowie nötige größere Schaftlängen hingewiesen werden. Eine direkte Auswirkung auf die Defektdurchbauung ist ausgeblieben.

Die von Wagner vorgeschlagene Operationstechnik, der transfemorale Zugang, geht mit einer signifikant höheren Frakturrate einher. Frakturiert ist ausnahmslos das stehengebliebene Gegenstück der Deckelosteotomie. Die semicirculäre distale Osteotomie bildet auf Grund der Hebelwirkung bei proximaler Kraffeinleitung auf das stehengebliebene Femurstück oft die Sollbruchstelle. Die daraus persistierenden knöchernen Defekte resultieren überwiegend aus der mangelnden Deckeladaption besonders bei Frontalbiegung des Femurs, mit insuffizienter Osteosynthese und häufiger konsekutiver Migration des Deckels. Eine schlechtere Durchbauung bewirkt ein signifikantes Defizit der

Gelenkfunktion (Gehfähigkeit und Gesamtergebnis nach Merle d'Aubigné) und der Aktivität. Hingegen wird eine massive Ossifikation induziert, die einerseits eine schnellere Defektdurchbauung bewirkt, aber andererseits die Gefahr ektopter Ossifikationen birgt. Das neu aufgebaute Knochengewebe zeigt überwiegend eine gerichtete und daher funktionell belastbare Struktur. Neurologische Komplikationen werden beim transfemorale Zugang im Gegensatz zu den anderen Zugängen signifikant weniger beobachtet. Die Gesamtrate liegt sowohl bei den neurologischen als auch systemischen Komplikationen auf vergleichsweise niedrigem Niveau.

Zusammengefaßt kann man sagen, daß die Schaftrevision nach dem Gesamtkonzept nach Wagner hinsichtlich der Planung und Durchführung der Operation besondere Anforderungen stellt. Neben dem Erfahrungswert des Operateurs kann durch eine sorgfältige Ausführung der Planung und Implantatanpassung die Versagerquote durch operationsbedingte Fehlschläge, sowie die Problematik des Einsinkens, besonders der Fälle mit ausgedehnten Defekten, positiv beeinflusst werden. Bei Verwendung eines transfemorale Zuganges können die Frakturrate und die daraus resultierenden persistierenden knöchernen Defekte minimiert werden, z. B. durch geplante komplett durchgeführte Ausgleichsosteotomien bei starker Biegung des Femur. Die präoperativ massiv ausgebildeten ektopten Ossifikationen sollten ebenfalls angegangen werden. Ein noch besserer Beinausgleich muß angestrebt werden. Dadurch kann eine gewisse Einsinktendenz ausgeglichen werden, wobei in diesem Zusammenhang die Gefahr der Nervenläsion bei Verlängerung der Extremität gerade beim transfemorale Zugang signifikant geringer zu sein scheint und deshalb besser ausgenützt werden könnte. Die bisher eingesetzten Osteosynthesetechniken zur Deckelrefixation haben sich als ineffektiv erwiesen und müssen verbessert werden.

Unter Berücksichtigung dieser Forderungen kann die ohnehin schon vorhandene sehr gute Effektivität und Leistungsfähigkeit der Revisionsprothese nach Wagner mit entsprechender Operationstechnik optimiert werden.

Literaturquelle	Fallzahl/ N.-U.- Rate	zem./ unzem.	Komponente	Rev./ Prim.	Zeit in J.	Fehl- schlag- ereign.	Survival in %		Funkt. Bew. (%)		Trans- plantat
							kumul.	absol.	System	> gut	
Vorlieg. Studie	129/99,2	Wagner	Sch.	Rev.	4,0	W.-Cse.	93,7	95,3	Merle	*	1
Vorlieg. Studie	87/98,9	beides	Pf.	Rev.	3,9	W.-Cse.	95,7	96,6	-	-	1
[2]	66/75,0	zem.	beide	Rev.	2,1	Rev.	-	91,0	UCLA	*	kein
[6]	375/?	unzem.	Sch.	Rev.	4,7	Rev.	52,0K	79,2	-	-	3,4
[6]	94/?	BIAS	Sch.	Rev.	5,1	As. Rev.	81,0	-	-	-	3,4
[6]	51/?	HG	Sch.	Rev.	4,7	As. Rev.	82,0	-	-	-	3,4
[6]	72/?	Omnif.	Sch.	Rev.	4,2	As. Rev.	77,0	-	-	-	3,4
[6]	52/?	Omnif. LS	Sch.	Rev.	4,4	As. Rev.	93,0	-	-	-	3,4
[6]	49/?	PCA	Sch.	Rev.	5,2	As. Rev.	81,0	-	-	-	3,4
[6]	57/?	PCA LS	Sch.	Rev.	4,8	As. Rev.	74,0	-	-	-	3,4
[9]	264/100,0	unzem.	Pf.	Prim.	7,9	W.-Cse.	97,7	-	-	-	kein
[14]	139/95,2	zem.	beide	Rev.	3,6	Rev.	-	93,4	HSS	66	kein
[15]	62/100,0	SR0M	Sch.	Rev.	3,7	W.-Cse.	-	87,1	HHS	81	1
[16]	52/92,9	zem.	beide	Rev.	3,0	W.-Cse.	-	75,0	HHS	71	3,4,7
[28]	138/71,5	zem.	beide	Rev.	7,4	Rev.	-	91,2	MCHS	62	kein
[32]	160/70,8	AML N	beide	Rev.	4,4	Rev.	-	98,7	Merle	*	6
[33]	227/100,0	AML	Sch.	Prim.	8,4	W.-Cse.	99,3	99,6	-	-	kein
[35]	174/78,0	AML	beide	Prim.	11,0	Rev.	97,0S	-	-	-	kein
[36]	41/88,4	zem.	Sch.	Rev.	11,7	Rev.	90,0	68,4	HHS	58	kein
[41]	30/100,0	BIAS PCA	Sch.	Rev.	5,2	Rev.	68,0K	86,7	-	-	3,5
[46]	40/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	3,9	W.-Cse.	-	90,0	HHS	57	kein
[47]	57/100,0	BIAS	Sch.	Rev.	2,8	W.-Cse.	-	91,2	HHS	*	2,3,5
[51]	60/100,0	HG	beide	Rev.	1,4	W.-Cse.	100,0	100,0	HHS	71	2,5
[52]	171/73,1	zem.	Sch.	Rev.	3,3	Rev.	-	99,4	-	-	kein
[53]	117/50,0	zem.	Sch.	Rev.	6,2	Rev.	-	98,3	-	-	kein
[55]	37/90,2	Wagner	Sch.	Rev.	2,3	Rev.	-	97,3	Merle	*	2,3,6
[56]	171/?	unzem.	Sch.	Rev.	3,0	Rev.	-	97,0	-	-	3,4
[57]	61/74,4	PCA	beide	Rev.	1,7	As. Rev.	-	90,5	-	-	3,4,6
[58]	51/58,6	unzem.	beide	Rev.	< 5	W.-Cse.	-	96,1	HHS	90	2,3
[59]	140/100,0	zem.	beide	Rev.	> 0,5	W.-Cse.	-	77,9	HHS	24	kein
[61]	41/97,6	BIAS	Sch.	Rev.	5,0	Rev.	-	100,0	HHS	78	2,3,4,5
[62]	107/68,2	zem.	Sch.	Rev.	7,7	Rev.	77,0S	-	Merle	78	1
[63]	148/100,0	zem.	beide	Rev.	6,5	Rev.	95,0	-	-	-	kein
[67]	49/?	zem.	Sch.	Rev.	11,9	As. Rev.	-	90,5	-	-	kein
[70]	166/77,1	zem.	beide	Rev.	4,5	Rev.	-	91,0	H/MCH	62	kein
[71]	31/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	3,8	W.-Cse.	-	83,9	Merle	*	kein
[72]	34/77,0	unzem.	Pf.	Rev.	3,8	Rev.	-	100,0	HHS	*	2,3
[73]	60/100,0	HG	Pf.	Rev.	5,0	W.-Cse.	-	100,0	HHS	80	2,3,4,6
[74]	43/100,0	unzem.	Pf.	Rev.	9,0	Rev.	94,0S	-	-	-	3,4
[74]	83/89,2	AML	Sch.	Rev.	9,0	Rev.	90,0S	90,0	-	-	kein
[77]	33/66,0	zem.	Sch.	Rev.	11,0	Rev.	64,0	64,0	-	-	kein
[78]	160/100,0	Mallory	Sch.	Rev.	2-6	As. Rev.	95,0	-	-	-	3,4
[81]	34/100,0	zem.	Sch.	Rev.	2,5	W.-Cse.	-	94,0	HHS	*	3,4
[88]	52/78,8	Mallory	Sch.	Rev.	4,6	Rev.	-	90,4	HHS	56	2,5
[95]	113/91,1	AML	Sch.	Rev.	4,8	Rev.	-	93,9	-	-	3,4
[97]	99/95,2	zem.	beide	Rev.	8,1	Rev.	-	91,4	-	-	kein
[98]	49/90,7	BIAS	Sch.	Rev.	5,4	Rev.	96,0K	96,0	HHS	68	2,3,4,6
[99]	29/100,0	zem.	Sch.	Rev.	8,5	Rev.	-	90,0	HHS	*	kein
[100]	66/69,7	zem.	Sch.	Rev.	8,8	Rev.	91,0	-	-	-	kein

Tabelle 4.3: Studienvergleich – Überlebenswahrscheinlichkeit (K – mit Konfidenzintervall; S – mit Standardabweichung; \* – siehe Tabelle 4.2; 1 – teilweise; 2 – autogen; 3 – allogene; 4 – massiv; 5 – spongiös; 6 – zerkleinert; 7 – zementiert)



Literatur- quelle	Fallzahl/ N.-U.- Rate	zem./ unzem.	Kom- pon- ente	Rev./ Prim.	Zeit in J.	Fehl- schlag- ereign.	Survival in %		Funkt. Bew. (%)		Trans- plantat
							kumul.	absol.	System	> gut	
[102]	106/89,8	zem.	Sch.	Rev.	6,3	Rev.	95,8	-	Merle	*	kein
[104]	61/100,0	zem.	beide	Rev.	5,1	Rev.	30,0	66,0	eigen	*	kein
[103]	160/?	zem.	Sch.	Rev.	11,7	As. Rev.	68,0K	-	-	-	kein
[114]	23/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	1,6	W.-Cse.	-	87,0	Merle	74	kein
[119]	33/75,0	Wagner	Sch.	Rev.	1,8	Rev.	-	94,0	HHS	76	kein
[124]	150/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	< 10,0	W.-Cse.	-	97,3	-	-	1
[125]	70/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	< 3,0	W.-Cse.	-	98,6	-	-	1
[133]	25/100,0	Wagner	Sch.	Rev.	< 4,0	W.-Cse.	-	92,0	-	-	kein
[136]	1296/-	zem.	Pf.	Rev.	6,3	Rev.	-	84,9	-	-	1
[136]	1541/-	unzem.	Pf.	Rev.	4,2	Rev.	-	95,7	-	-	1
[136]	1900/-	zem.	Sch.	Rev.	7,3	Rev.	-	87,3	-	-	1
[136]	1649/-	unzem.	Sch.	Rev.	3,8	Rev.	-	94,5	-	-	1

Tabelle 4.4: Studienvergleich – Überlebenswahrscheinlichkeit (K – mit Konfidenzintervall; S – mit Standardabweichung; \* – siehe Tabelle 4.2; 1 – teilweise; 2 – autogen; 3 – allogene; 4 – massiv; 5 – spongiös; 6 – zerkleinert; 7 – zementiert)



## Kapitel 5

# Zusammenfassung

Die Indikation zum Ersatz des Hüftgelenkes mit einer Endoprothese wird heutzutage immer häufiger und früher gestellt. Gleichzeitig steigt die durchschnittliche Lebenserwartung an. Die Haltbarkeit der Endoprothesen ist zwar stetig gestiegen, hat aber mit diesen Entwicklungen nicht Stand gehalten, so daß immer mehr gelockerte Prothesen zu versorgen sind. Miteinhergehend sind teilweise verheerende Knochensubstanzverluste, vor allem bei gelockerten zementierten Prothesen. Dies stellt den Chirurgen vor immer größere Herausforderungen.

Verschiedene Techniken fanden im Laufe der letzten zwanzig Jahre Anwendung, alle mit dem Ziel, der fortschreitenden Zerstörung der Knochensubstanz Einhalt zu gebieten. Einerseits brachte die Verbesserung der Zementiertechnik gewisse Fortschritte, prinzipielle Nachteile dieser Fixationsart, besonders im Revisionsfall, blieben aber bestehen. Der zusätzliche Einsatz von Knochentransplantaten in verschiedenen Aufbereitungsformen brachte ebenfalls keine sicher belegten Fortschritte. Aus den Erfahrungen der zementfreien Primärimplantationen ergaben sich gewisse Grundsätze in der Implantatbeschaffenheit, die schließlich für den Revisionsfall angepaßt wurden. Es entstanden so im Laufe der achtziger Jahre spezielle zementfreie Revisionsimplantate. Im Bereich der Pfannenkomponente setzte sich diese zementfreie Technik in Verbindung mit Knochentransplantaten durch und gilt mittlerweile als goldener Standard, wie durch erste langfristige Ergebnisse belegt wird. Im Schaftbereich ergab sich eine schwierigere Konstellation. Unter Zuhilfenahme von Knochentransplantaten konnte in den meisten Fällen der Knochensubstanzverlust zwar konstant gehalten werden, ein regelmäßiger Knochenwiederaufbau konnte jedoch nicht zuverlässig garantiert werden.

Die Wagner-Revisionsprothese wurde speziell für dieses Problem neu konzipiert. Die vorliegende Studie befaßt sich mit den grundsätzlichen Diskussionspunkten in der Revisionsendoprothetik und der Frage, ob dieses Implantat eine Knochendefektregeneration zuverlässig bewirken kann. Desweiteren wurde die Haltbarkeit und die mit dem Implantat verbundenen Operationstechnik

untersucht.

In die Studie gingen 129 Schaftrevisionen bei 123 Patienten, 51 männliche und 72 weibliche ein. Das Durchschnittsalter am Operationstag betrug 65 Jahre. Eine Datenauswertung erfolgte einerseits aus der Krankenakte für die klinisch-funktionellen und operationstechnischen Parameter, wie die Auswertung nach Merle d'Aubigné, die Implantatdaten und die Operationstechnik. Andererseits fand eine Auswertung der Röntgenbilder statt, aus der die Migration der Komponenten, die Defektsituation und Reaktion des Knochens auf die Operation entnommen wurden. Die Erstellung der Überlebenskurve erfolgte nach Kaplan-Maier. Als Versagensereignis wurde einzig der Ausbau der Komponente festgelegt. Der Nachuntersuchungszeitraum erstreckte sich über gut 10 Jahre, die Nachuntersuchungsrate betrug 99,2% entsprechend einem Operierten, der aus der Studie ausschied. Die Gesamtüberlebensrate der Schaftkomponente betrug kumulativ 93,73% nach 10 Jahren (Worst-Case-Kriterium). Aseptische Lockerungen gab es keine. Alle Versager nach Ausschluß der implantatunabhängigen Infektionen, waren operationstechnisch bedingt, entweder auf Grund von Fehlpositionierung und dadurch rezidivierenden Luxationen oder instabilen Schaftverhältnisse durch eine periprothetische Fraktur oder einer persistierenden Deckelpseudarthrose. Es zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Erfahrungswert des Operateurs und der (operationstechnisch bedingten) Versagerquote.

87 Pfannen wurden mit dem Schaft revidiert, 42 verblieben bei der Revision in situ. Insgesamt ließ sich eine Überlebensrate von 92,02% nach 10 Jahren ermitteln (Worst-Case-Kriterium). Im Vergleich der verbliebenen mit den alten Pfannen schnitten die mitrevidierten mit einer Überlebensrate von 95,65% versus 83,28% deutlich besser ab. Die zementierten PE-Schalen schnitten gegenüber den zementfreien Implantaten signifikant schlechter ab. Im Worst-Case-Kriterium besaß die HG-Pfanne leichte Vorteile. Schließt man die Infektionen aus, so ergaben sich Vorteile für die eigentlichen Revisionspfannen (Müller-Pfannendachschale, Schneider-Burch-Schale), die sich insbesondere in Verbindung mit Knochentransplantaten bei großen Defekten bewährt haben. Dies legt den Schluß nahe, bei Revisionsoperationen beide Komponenten gleichzeitig zu wechseln oder bei Betrachtung der Re-Revisionen, die durch rezidivierende Luxationen bei Fehlpositionierung hervorgerufen worden sind, bei stabiler zementfreier Pfanne zumindest die Position an den Schaft anzupassen, z. B. durch Inlayzementierung.

Die Infektionsrate lag mit 1,6% im Vergleich mit anderen Studien auf niedrigem Niveau, wobei die Infektionen signifikant mit einer präoperativen TEP-Infektion oder einem positiven intraoperativen Abstrich korrelierten. Die systemischen Komplikationen und die rezidivierenden Luxationen mit 2,3% lagen im Bereich anderer Studien. Die Frakturrate lag mit 39,5% der Operierten außerordentlich hoch, die mechanische Stabilität gefährdend waren jedoch nur zwei periprothetische Frakturen entsprechend einer Rate von 1,6%.

86,0% der Operierten waren zum Abschluß der Studie schmerzfrei oder hatten nur selten leichte

Beschwerden. Eine freie oder nur endgradig eingeschränkte Beweglichkeit des Gelenkes lag bei 73,7% der Operierten vor. Einzig die Gehfähigkeit fiel leicht ab, wobei 56,1% der Operierten eine uneingeschränkte Gehfähigkeit mit eventuellem leichten Hinken aufwiesen. Der ökonomische Status verbesserte sich bei 60,5% der Operierten, davon waren zu Abschluß wieder 64,3% arbeitsfähig und die subjektive Einschätzung des Patienten ergab ein zufriedenes oder sehr zufriedenes Befinden bei 88,2%.

Eine Knochenregeneration wiesen 78,4% der Operierten auf. Bei separater Betrachtung des proximalen Femurköchers, befand sich die Regenerationsrate bei 87,6%, wobei in 20,9% sogar eine Regeneration über die Intertrochantärlinie gefunden werden konnte. Mit der Knochenregeneration korrelierte eine Schmerzfreiheit und uneingeschränkte Aktivitätslage bei Abschluß. Bei Patienten mit pcP lag die Regenerationsrate signifikant geringer, obwohl sich alle Implantate knöchern stabil integrierten. Die Regenerationspotenz hing desweiteren von der vorhandenen Knochenmasse im proximalen Bereich, der Kortikalisstärke proximal und im Isthmusbereich ab. Diese Parameter können als prognostisches Mittel für die Defektdurchbauung verwendet werden.

Die Verwendung von Knochentransplantaten in Verbindung mit dem Wagner-Schaft ergab keine bessere Defektdurchbauung, die Dauer bis zur Defektdurchbauung bei den komplett proximal durchbauten mit Calcaraufbau war bei den Nicht-Transplantierten sogar kürzer.

Die potentiell osseointegrierte Prothesenfläche betrug 81,5%, radiologisch ergab sich keine Lockerung durch einen progressiven Lysesaum.

Die Knochenregeneration schien mit einer Verlagerung von Knochensubstanz von distal nach proximal einherzugehen, eine Demineralisierung mit dieser Ausbreitungsrichtung war erkennbar. Diese war jedoch gegenüber anderen Studien mit 16,3% der Operierten geringer ausgeprägt.

Ein Einsinken des Schaftes wurde bei 52,7% der Operierten berichtet, das Mittel bezogen auf die Gesamtgruppe betrug 5,9 mm. Bei 19,4% sank der Schaft um mehr als 10 mm ein. Das weibliche Geschlecht und in diesem Zusammenhang eine vorliegende Osteoporose bewirkten eine bessere Primärfixation durch den weicheren Knochen und ein geringeres Einsinken. Das Vorliegen kleinerer Defekte und dadurch die Verwendung von kürzeren Schaftlängen oder das Vorhandensein von Press-Fit bedingten ein geringeres Einsinken im Vergleich mit den transfemorale Operierten, bei denen die Verankerungslänge, vor allem bei den massiv eingesunkenen, deutlich geringer war.

Trotz relativ kleinem „Femoral-Offset“ ergab sich eine stabile, muskulär suffiziente Gelenksituation mit Verbesserung der Abduktionsfähigkeit, bzw. Abnahme der Anzahl der Operierten mit positivem Trendelenburg-Zeichen auf der operierten Seite um 34,5%.

Der transfemorale Zugang bietet Vor- und Nachteile. In dieser Studie erlitten transfemorale Operierte deutlich häufiger eine Fraktur im Bereich des Widerlagers des Deckels. Ebenso resultierten signifikant mehr persistierende knöcherne Defekte aus einer insuffizienten Deckeladaptation bei transfemorale Operationstechnik im Vergleich zu den anderen. Die Gehfähigkeit und Ge-

sambewertung nach Merle d'Aubigné war bei den transfemorale Operierten schlechter. Auch der Aktivitätsstatus war eingeschränkt.

Eine durch die Deckelosteotomie induzierte beschleunigte Ossifikation resultiert einerseits in einer schnelleren Defektdurchbauung, aber andererseits auch in einer hohen Rate an periartikulären Ossifikationen. Das präoperativ bestehende Ossifikationsausmaß lag allerdings schon deutlich höher im Vergleich mit anderen Studien. Systemische Komplikationen waren gehäuft, neurologische dagegen gering. Die Gesamtrate dieser Komplikationen lag im Bereich anderer Studien.

Die angewendeten Osteosynthesetechniken erwiesen sich als insuffizient zur Deckelrefixation.

Die präoperative Planung und die Operationstechnik muß im Hinblick auf die Verringerung der Frakturrate, der Einsinkrate und der persistierenden knöchernen Defekten, vor allem bei transfemoralem Zugang verbessert werden. Auch muß versucht werden, die präoperativ schon vorhandenen ektopen Ossifikationen zu verringern.

# Kapitel 6

## Anhang – Wertetabellen

Zeit (J.)	Aus-schei-dende	Ge-fähr-dete
0,0	0	129
0,17	1	129
0,25	3	128
1,0	2	125
1,5	7	123
2,0	13	116
3,0	28	103
4,0	23	75
5,0	14	52
6,0	6	38
7,0	13	32
8,0	12	19
9,0	5	7
10,0	1	2
10,19	1	1

Tabelle 6.1: Anzahl der Operierten – Verteilg. pro Zeitintervall (Schaft)

Zeit (J.)	Ver-sa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
0,0	0	129	100,0	0,0	100-100
0,13	1	129	99,22	0,0077	97,71-100
0,19	1	128	98,45	0,0109	96,31-100
0,21	1	127	97,67	0,0133	95,06-100
0,23	1	126	96,90	0,0153	93,90-99,90
3,48	1	66	95,43	0,0209	91,33-99,53
3,85	1	56	93,73	0,0266	88,52-98,94
10,19	0	1	93,73	0,0266	88,52-98,94

Tabelle 6.2: Wertetabelle – Worst-Case-Ereignis der Schaftkomponente

Zeit (J.)	Ver-sa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
0,0	0	129	100,0	0,0	100-100
0,13	1	129	99,22	0,0077	97,71-100
0,19	1	128	98,45	0,0109	96,31-100
0,21	1	127	97,67	0,0133	95,06-100
0,23	1	126	96,90	0,0153	93,90-100
3,85	1	56	95,17	0,0228	90,70-100
10,19	0	1	95,17	0,0228	90,70-100

Tabelle 6.3: Wertetabelle – Ereignis „Schaftausbau“

Zeit (J.)	Ver-sa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
0,0	0	129	100,0	0,0	100-100
0,13	1	129	99,22	0,0077	97,71-100
0,19	1	128	98,45	0,0109	96,31-100
0,23	1	126	97,67	0,0133	95,06-100
10,19	0	1	97,67	0,0133	95,06-100

Tabelle 6.4: Wertetabelle – Ereignis „Schaftausbau ohne infektiionsbedingte Versager“ entspricht dem Ereignis „Schaftausbau wegen Instabilität oder Fehlstellung“

Zeit (J.)	Versa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
0,0	0	129	100,0	0,0	100-100
0,21	1	127	99,21	0,0078	97,68-100
3,85	1	56	97,44	0,0192	93,68-100
10,19	0	1	97,44	0,0192	93,68-100

Tabelle 6.5: Wertetabelle – Ereignis „Schaftausbau wegen Infektion“

Ab-str.	Zeit (J.)	Versa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
neg.	0,0	0	111	100,0	0,0	100-100
neg.	10,19	0	1	100,0	0,0	100-100
pos.	0,0	0	18	100,0	0,0	100-100
pos.	0,21	1	18	94,44	0,0540	83,86-100
pos.	3,85	1	2	47,22	0,3350	0-100
pos.	4,69	0	1	47,22	0,3350	0-100

Tabelle 6.6: Wertetabelle – Ereignis „Schaftausbau wegen Infektion in Abhängigkeit von einem positiven oder negativen intraoperativen Abstrichergebnis“

Zeit (J.)	Aus-schei-dende	Ge-fähr-dete
0,0	0	129
0,17	1	129
0,25	3	128
0,5	2	125
1,0	2	123
1,5	9	121
2,0	13	112
3,0	27	99
4,0	21	72
5,0	14	51
6,0	6	37
7,0	12	31
8,0	12	19
9,0	5	7
10,0	1	2
10,19	1	1

Tabelle 6.7: Anzahl der Operierten – Verteilung pro Zeitintervall (Pfannen)

HG (n=57)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 %-Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	3	94,56	88,56-100
Pfannenausbau	3	94,56	88,56-100
Asept. Pfannenausbau	3	94,56	88,56-100
Luxation (Fehlstellung)	2	96,28	91,20-100
Infektion	0	100,00	100-100
Aseptische Lockerung	1	98,21	94,74-100

Tabelle 6.8: Survivorship der HG-Pfannen – Gesamtpopulation nach 10,19 Jahren



Müller (n=36)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	2	91,95	80,82-100
Pfannenausbau	1	97,06	91,38-100
Asept. Pfannenausbau	0	100,00	100-100
Luxation (Fehlstellung)	0	100,00	100-100
Infektion	1	97,06	91,38-100
Aseptische Lockerung	0	100,00	100-100

Tabelle 6.9: Survivorship der Müller-Pfannendachschalen – Gesamtpopulation nach 7,91 Jahren

Zem. PE (n=16)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	2	80,00	53,50-100
Pfannenausbau	2	80,00	53,50-100
Asept. Pfannenausbau	1	93,33	80,71-100
Luxation (Fehlstellung)	0	100,00	100-100
Infektion	1	85,71	59,78-100
Aseptische Lockerung	1	93,33	80,71-100

Tabelle 6.10: Survivorship der PE-Schalen – Gesamtpopulation nach 8,28 Jahren

SB (n=18)	Versager	Kum. Überl.-Wkt. in %	95 % Konf.-Intervall
Worst-Case-Kriterium	0	100,00	100-100

Tabelle 6.11: Survivorship der Schneider-Burch-Pfannen – Gesamtpopulation nach 9,34 Jahren

Pf.	Zeit (J.)	Versager	Gefährdete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95%-K.-Interv.
alt	0,0	0	42	100,0	0,0	100-100
alt	0,23	1	42	97,62	0,0235	93,01-100
alt	0,45	1	41	95,24	0,0329	88,79-100
alt	1,25	1	39	92,80	0,0401	84,94-100
alt	1,39	1	36	90,22	0,0465	81,11-99,33
alt	3,79	1	13	83,28	0,0793	67,74-98,82
alt	9,34	0	1	83,28	0,0793	67,74-98,82
rev.	0,0	0	87	100,0	0,0	100-100
rev.	0,21	1	85	98,82	0,0117	96,53-100
rev.	0,37	1	84	97,65	0,0164	94,44-100
rev.	3,48	1	49	95,65	0,0255	90,65-100
rev.	10,19	0	1	95,65	0,0255	90,65-100

Tabelle 6.12: Wertetabelle – Worst-Case-Ereignis, Vergleich revidierte versus verbliebene Pfannen

Tabelle 6.13: Wertetabelle – Ereignis „Pfannenausbau“, revidierte versus verbliebene Pfannen

Pf.	Zeit (J.)	Versa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
alt	0,0	0	42	100,0	0,0	100-100
alt	0,23	1	42	97,62	0,0235	93,01-100
alt	0,45	1	41	95,24	0,0329	88,79-100
alt	1,25	1	39	92,80	0,0401	84,94-100
alt	1,39	1	36	90,22	0,0465	81,11-99,33
alt	9,34	0	1	90,22	0,0465	81,11-99,33
rev.	0,0	0	87	100,0	0,0	100-100
rev.	0,37	1	84	98,81	0,0118	96,50-100
rev.	10,19	0	1	98,81	0,0118	96,50-100

Tabelle 6.14: Wertetabelle – Ereignis „Pfan-  
nenausbau ohne infekti-  
onsbedingte Versager“,  
revidierte versus verbliebene Pfannen

Pf.	Zeit (J.)	Versa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
alt	0,0	0	42	100,0	0,0	100-100
alt	0,23	1	42	97,62	0,0235	93,01-100
alt	0,45	1	41	95,24	0,0329	88,79-100
alt	1,39	1	36	92,59	0,0412	84,51-100
alt	9,34	0	1	92,59	0,0412	84,51-100
rev.	0,0	0	87	100,0	0,0	100-100
rev.	10,19	0	1	100,0	0,0	100-100

Tabelle 6.15: Wertetabelle – Ereignis „Rezidi-  
vierende Luxationen durch Fehlstellung“, re-  
vidierte versus verbliebene Pfannen

Pf.	Zeit (J.)	Versa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
alt	0,0	0	42	100,0	0,0	100-100
alt	1,25	1	39	97,44	0,0253	92,48-100
alt	9,34	0	1	97,44	0,0253	92,48-100
rev.	0,0	0	87	100,0	0,0	100-100
rev.	0,37	1	84	98,81	0,0118	96,50-100
rev.	10,19	0	1	98,81	0,0118	96,50-100

Tabelle 6.16: Wertetabelle – Ereignis „Asepti-  
sche Lockerung“, revidierte versus verbliebene  
Pfannen

Pf.	Zeit (J.)	Versa-ger	Ge-fähr-dete	Kum. Wkt.	Std.-Abw.	95 %-K.-Interv.
alt	0,0	0	42	100,0	0,0	100-100
alt	3,79	1	13	92,31	0,0739	77,83-100
alt	9,34	0	1	92,31	0,0739	77,83-100
rev.	0,0	0	87	100,0	0,0	100-100
rev.	0,21	0	85	98,82	0,0117	96,53-100
rev.	10,19	0	1	98,82	0,0117	96,53-100

Tabelle 6.17: Wertetabelle – Ereignis „Infek-  
tionen“, revidierte versus verbliebene Pfannen

# Literaturverzeichnis

- [1] Albrektsson, T., Branemark, P.-I., Hansson, H.-A., Lindström, J., (1981). Osseointegrated Titanium Implants. *Acta Orthop. Scand.*, 1981, [52]: 155-170
- [2] Amstutz, H. C., Ma, S. M., Jinnah, R. H., Mai, L., (1982). Revision of Aseptic Loose Total Hip Arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 1982, [170]: 21-33
- [3] Armitage, P., Berry, G., (1987). *Statistical methods in medical research*, p.421. Second ed., Blackwell scientific, Oxford
- [4] Barnett, E., Nordin, B. E. C., (1960). The radiological diagnosis of osteoporosis: an new approach. *Clin. Radiol.*, 1960, [11]: 166
- [5] Barrack, R. L., Folgueras, A. J., (1995). Revision Total Hip Arthroplasty: The Femoral Component. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, 1995, [3]: 79-85
- [6] Berry, D. J., Harmsen, W. S., Ilstrup, D., Lewallen, D. G., Cabanela, M. E., (1995). Survivorship of Uncemented Proximally Porous-Coated Femoral Components. *Clin. Orthop.*, 1995, [319]: 168-177
- [7] Bettin, D., Katthagen, B.-D., (1997). Die DGOT-Klassifikation von Knochendefekten bei Hüft-Totalendoprothesen-Revisionsoperationen. *Z. Orthop.*, 1997, [135]: 281-284
- [8] Böhm, P., Banzhaf, S., (1999). Acetabular revision with allograft bone. *Acta Orthop. Scand.*, 1999, [70-3]: 240-249
- [9] Böhm, P., Bösche, R., (1997). Survival Analysis of the Harris-Galante I Acetabular Cup. *J. Bone Joint Surg.*, 1998, [80-B]
- [10] Braunsdorf, M., Konradt, J., (1977). Geschichte und technische Entwicklung der Hüftgelenkersatzoperation. *Zbl. Chir.*, 1977, [102]: 385-393
- [11] Brooker, A. F., Bowermann, J. W., Robinson, R. A., Riley, Jr., L. H., (1973). Ectopic Ossification Following Total Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 1973, [55-A]: 1629-1632

- [12] Bryant, M. J., Kernohan, W. G., Nixon, J. R., Mollan, R. A. B., (1992). A Statistical Analysis of Hip Scores. *J. Bone Joint Surg.*, 1993, [75-B]: 705-709
- [13] Callaghan, J. J., Kim, Y. S., Brown, T. D., Pedersen, D. R., Johnston, R. C., (1995). Concerns and Improvements With Cementless Metal-Backed Acetabular Components. *Clin. Orthop.*, 1995, [311]: 76-84
- [14] Callaghan, J. J., Salvati, E. A., Pelicci, P. M., Wilson, Jr., P. D., Ranawat, C. S., (1985). Results of Revision for Mechanical Failure after Cemented Total Hip Replacement, 1979 to 1982. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, [67-A]: 1074-1085
- [15] Cameron, H. U., (1993). The Two- to Six-Year Results with a Proximally Modular Noncemented Uotal Hip Replacement Used in Hip Revisions. *Clin. Orthop.*, 1994, [298]: 47-53
- [16] Chandler, H. P., Ayres D. K., Tan, R. C., Anderson, L. C., Varma, A. K., (1995). Revision Total Hip Replacement Using the S-ROM Femoral Component. *Clin. Orthop.*, 1995, [319]: 130-140
- [17] Charnley, J., (1972). The Long-Term Results of Low-Friction Arthroplasty of the Hip Performed as a Primary Intervention. *J. Bone Joint Surg.*, 1972, [54-B]: 61-76
- [18] D'Antonio, J. A., Capello, W. N., Borden, L. S., Bargar, W. L., Bierbaum, B. J., Boettcher, W. G., Steinberg, M. E., Stulberg, S. D., Wedge, J. H., (1988). Classification and Management of Acetabular Abnormalities in Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1989, [243]: 126-137
- [19] D'Antonio, J. A., McCarthy, J. C., Bargar, W. L., Borden, L. S., Capello, W. N., Collis, D. K., Steinberg, M. E., Wedge, J. H., (1993). Classification of Femoral Abnormalities in Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1993, [296]: 133-139
- [20] Debrunner, H. U., Hepp, W. R., (1994). *Orthopädisches Diagnostikum*, pp. 240-242 6. Auflage. Thieme Verlag, Stuttgart, New York
- [21] DeLee, J. G., Charnley, J., (1976). Radiological Demarcation of Cemented Sockets in Total Hip Replacement. *Clin. Orthop.*, 1976, [121]: 20-32
- [22] Diehlmann, S. W., Ochsner, P. E., Pfister, A., Mayrhofer, P., (1994). Wanderungsanalyse verschraubter Hüftpfannen nach Revisionsarthroplastiken am Hüftgelenk. *Z. Orthop.*, 1994, [132]: 286-294
- [23] Dobbs, H. S., (1980). Survivorship of THR. *J. Bone Joint Surg.*, 1980, [62-B]: 168-173
- [24] Dorey, F., Nasser, S., Amstutz, H., (1993). The need for confidence intervals in the presentation of orthopaedic data. *J. Bone Joint Surg.*, 1993, [75-A]: 1844-1852

- [25] Egan, K. J., Di Cesare, P. E., (1995). Intraoperative Complications of Revision Arthroplasty Using a Fully Porous-coated Straight Cobalt-Chrome Femoral Stem. *J. Arthropl.*, 1995, [10-Suppl.]: S45-S51
- [26] Eingartner, C., Volkmann, R., Pütz, M., Weller, S., (1996). Uncemented Revision Stem for Biological Osteosynthesis in Periprosthetic Femoral Fractures. *Intern. Orthop. (SICOT)*, 1997, [21]: 25-29
- [27] Elson, R. A., Ling, R. S. M., (1987). Revision Arthroplasty; in *Complications of Total Hip Replacement*; pp. 246-247. Churchill Livingstone, Edinburgh, London, Melbourne, New York
- [28] Engelbrecht, D. J., Weber, F. A., Sweet, M. B., (1990). Long Term Results of Revision Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1990, [72-B]: 41-45
- [29] Engh, C. A., (1982). Hip Arthroplasty with a Moore Prosthesis with Porous Coating. *Clin. Orthop.*, 1983, [176]: 52-66
- [30] Engh, C. A., Bobyn, J. D., Glassman, A. H., (1987). Porous-Coated Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 1987, [69-B]: 45-55
- [31] Engh, C. A., Bobyn, J. D., Gorsky, J. M., (1984). Biological Fixation of a Modified Moore Prosthesis. *Orthopedics*, 1984, [7-2]: 285-298
- [32] Engh, C. A., Glassman, A. H., Griffin, W. L., Mayer, J. G., (1988). Results of Cementless Revision for Failed Cemented Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 91-110
- [33] Engh, C. A., Hooten, Jr., J. P., Zettl-Schaffer, K. F., Ghaffarpour, M., McGovern, T. F., Macalino, G. E., Zicat, B. A., (1993). Porous-Coated Total Hip Replacement. *Clin. Orthop.*, 1994, [298]: 89-96
- [34] Engh, C. A., Massin, P.; (1989). Cementless Total Hip Arthroplasty Using the Anatomic Medullary Locking Stem. *Clin. Orthop.*, 1989, [249]: 141-158
- [35] Engh, Jr., C. A., Culpepper, II, W. J., Engh, C. A., (1997). Long-Term Results of Use of the Anatomic Medullary Locking Prosthesis in Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surgery*, 1997, [79-A]: 177-184
- [36] Estok, II, D. M., Harris, W. H., (1994). Long-Term Results of Cemented Femoral Revision Surgery Using Second-Generation Techniques. *Clin. Orthop.*, 1994, [299]: 190-202
- [37] Fitzgerald, Jr., R. H., Brindley, G. W., Kavanagh, B. F., (1988). The Uncemented Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 61-66

- [38] Freemann, M. A. R., Plante-Bordeneuve, P., (1993). Early Migration and Late Aseptic Failure of Proximal Femoral Prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, [76-B]: 432-438
- [39] Fromm, B., Bläsius, K., Graf, J., (1995). Endoprothesenwechsel mittels proximaler Femurresektionsprothesen. *Z. Orthop.*, 1995, [133]: 19-24
- [40] Galante, J. O., (1985). The Need for a Standardized System for Evaluating Results of Total Hip Surgery. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, [67-A]: 511-12
- [41] Garcia-Cimbrello, E., Cordero, J., Alonso-Biarge, J., (1998). Short to medium-term results with two types of proximally porous-coated long-stemmed femoral component in revision surgery. *Hip International*, 1998, [8-3]: 121-128
- [42] Gerber, P., Wicki, O., (1990). *Stadien und Einteilungen in der Medizin*, pp. 243-244; p. 353 1. Auflage. Thieme Verlag, Stuttgart, New York
- [43] Griffiths, H. J., Priest, D. R., Kushner, D., (1995). Total Hip Replacement and other Orthopedic Hip Procedures. *Radiol. Clin. North Am.*, 1995, 267-287
- [44] Gross, A. E., Lavoie, M. V., McDermott, P. Marks, P., (1985). The Use of Allograft Bone in Revision of Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1985, [197]: 115-122
- [45] Gruen, T. A., McNeice, G. M., Amstutz, H. C., (1978). 'Modes of Failure' of Cemented Stem-type Femoral Components. *Clin. Orthop.*, 1979, [141]: 17-27
- [46] Grünig, R., Morscher, E., Ochsner, P. E., (1996). Three- to 7-Year Results with the Uncemented SL Femoral Revision Prosthesis. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1997, [116]: 187-197
- [47] Gustilo, R. B., Pasternak, H. S., (1988). Revision Total Hip Arthroplasty with Titanium Ingrowth Prosthesis and Bone Grafting for Failed Cemented Femoral Component Loosening. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 111-119
- [48] Hardinge, K., (1982). The Direct Lateral Approach to the Hip. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, [64-B]: 17-19
- [49] Harris, W. H., (1969). Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1969, [51-A]: 737-55
- [50] Harris, W. H., (1992). The First 32 Years of Total Hip Arthroplasty. One Surgeon's Perspective. *Clin. Orthop.*, 1992, [274]: 6-11
- [51] Harris, W. H., Krushell, R. J., Galante, J. O., (1988). Results of Cementless Revisions of Total Hip Arthroplasties Using the Harris-Galante Prosthesis. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 120-126

- [52] Harris, W. H., McCarthy, Jr., J. C., O'Neill, D. A., (1982). Femoral Component Loosening using Contemporary Techniques of Femoral Cement Fixation. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, [64-A]: 1063-1067
- [53] Harris, W. H., McGnann, W. A., (1986). Loosening of the Femoral Component after Use of the Medullary-Plug Cementing Technique. *J. Bone Joint Surg.*, 1986 [68-A]: 1064-1066
- [54] Harris, W. H., White, R. E., McCarthy, J. C., Walk, P. S., Weinberg, E. H., (1983). Bony Ingrowth Fixation of the Acetabular Component in Canine Hip Joint Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1983, [176]: 7-11
- [55] Hartwig, C.-H., Böhm, P., Czech, U., Reize, P., (1995). The Wagner Revision Stem in Alloarthroplastik of the Hip Arch. *Orthop. Trauma Surg.*, 1996, [115]: 5-9
- [56] Head, W. C., Bauk, D. J., Emeson, Jr., R. H., (1995). Titanium As the Material of Choice for Cementless Femoral Components in Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1995, [311]: 85-90
- [57] Hedley, K. A., Gruen, T. A., Ruoff, D. P., (1988). Revision of Failed Total Hip Arthroplasties with Uncemented Porous-Coated Anatomic Components. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 75-90
- [58] Hungerford, D. S., Lynne, D. C., (1988). The Rationale of Cementless Revision of Cemented Arthroplasty Failures. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 12-24
- [59] Hunter, G. A., Welsh, R. P., Cameron, H. U., Bailey, W. H., (1979). The Results of Revision of Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1979, [61-B]: 419-421
- [60] Huo, M. H., Zatorski, L. E., Keggi, K. J., (1995). Oblique Femoral Osteotomy in Cementless Total Hip Arthroplasty. *J. Arthropl.*, 1995, [10-3]: 319-327
- [61] Hussamy, O., Lachiewicz, P. F., (1994). Revision Total Hip Arthroplasty with the BIAS Femoral Component. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, [76-A]: 1137-1148
- [62] Iorio, R., Eftekhar, A. S., Kobayashi, S., Grelsamer, R. P., (1995). Cemented Revision of Failed Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1995, [316]: 121-130
- [63] Izquiero, R. J., Norhmore-Ball, M. D., (1993). Long-term results of revision hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, [76-B]: 34-39
- [64] Johnston, R. C., Fitzgerald, Jr., R. H., Harris, W. H., Poss, R., Müller, M. E., Sledge, C. B., (1990). Clinical and Radiological Evaluation of Total Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 1990, [72-A]: 161-168
- [65] Jones, L. C., Hungerford, D. S., (1987). Cement Disease. *Clin. Orthop.*, 1987, [225]: 192-206

- [66] Kaplan, E. L., Maier, P., (1958). Nonparametric estimation from incomplete observation. *J. Am. Stat. Ass.*, 1958, [53]: 457-481
- [67] Katz, R. P., Callaghan, J. J., Sullivan, P. M., Johnston, R. C., (1995). Results of Cemented Femoral Revision Total Hip Arthroplasty Using Improved Cementing Techniques. *Clin. Orthop.*, 1995, [319]: 178-183
- [68] Kavanagh, B. F., Fitzgerald, Jr., R. H., (1984). Clinical and Roentgenographic Assessment of Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1985, [193]: 133-140
- [69] Kavanagh, B. F., Fitzgerald, Jr., R. H., (1987). Multiple Revisions for Failed Total Hip Arthroplasty Not Associated with Infection. *J. Bone Joint Surg.*, 1987, [69-A]: 1144-1149
- [70] Kavanagh, B. F., Ilstrup, D. M., Fitzgerald, Jr., R. H., (1985). Revision Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, [67-A]: 517-526
- [71] Kolstad, K., Adalberth, G., Mallmin, H., Milbrink, J., Sahlstedt, B., (1996). The Wagner Revision Stem for Severe Osteolysis. *Acta. Orthop. Scand.*, 1996, [67]: 541-44
- [72] Krüger-Franke, M., Birk, M., Rosemeyer, B., (1995). Ergebnisse zementfreier Hüftpfannenwechseloperationen. *Z. Orthop.*, 1995, [133]: 374-379
- [73] Lachiewicz, P. F., Hussamy, O. D., (1994). Revision of the Acetabulum without Cement with Use of the Harris-Galante Porous-Coated Implant. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, [76-A]: 1834-1839
- [74] Lawrence, J. M., Engh, C. A., Macalino, G. E., Lauro, G. R., (1994). Outcome of Revision Arthroplasty Done without Cement. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, [76-A]: 965-973
- [75] Lord, G., Marotte, J.-H., Guillaumont, J.-L., Blanchard, J.-P., (1988). Cementless Revisions of Failed Aseptic Cemented and Cementless Total Hip Arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 67-74
- [76] Lyons, C. W., Berquist, T. H., Lyons, J. C., Rand, J. A., Brown, M. L., (1984). Evaluation of Radiographic Findings in Painful Hip Arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 1985, [195]: 239-251
- [77] Malkani, A. L., Settecerra, J. J., Sim, F. H., Chao, E. Y. S., Wallrichs, S. L., (1994). Long-Term Results of Proximal Femoral Replacement for Non-Neoplastic Disorders. *J. Bone Joint Surg.*, 1995, [77-B]: 351-6
- [78] Mallory, T. H., (1988). Preparation of the Proximal Femur in Cementless Total Hip Revision. *Clin. Orthop.*, 1988, [235]: 47-60
- [79] Martin, R. M., Sutherland, C. J., (1992). Complications of Proximal Femoral Allografts in Revision Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1993, [295]: 161-167



- [80] McGrory, B. J., Morrey, B. F., Cahalan, T. D., An, K.-N., Cabanela, M. E., (1994). Effect of Femoral Offset on Range of Motion and Abductor Muscle Strength After Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1995, [77-B]: 865-9
- [81] Meding, J. B., Ritter, M. A., Keating, E. M., Faris, P. M., (1997). Impaction Bone-Grafting before Insertion of a Femoral Stem with Cement in Revision Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1997, [79-A]: 1834-1841
- [82] Merle d'Aubigné, R., (1970). Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. *Révue de Chir. ortho. et répar. de l'App. Moteur*, 1970, [56-5]: 481-486
- [83] Merle d'Aubigné, R., Postel, R. M., (1954). Functional results of arthroplasty with acrylic prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 1954, [36-A]: 451-457
- [84] Mont, M. A., Hungerford, D. S., (1997). Proximally Coated Ingrowth Prosthesis. A Review. *Clin. Orthop.*, 1997, [344]: 139-149
- [85] Moreland, J. R., Bernstein, M. L., (1995). Femoral Revision Hip Arthroplasty with Uncemented, Porous-Coated Stems. *Clin. Orthop.*, 1995, [319]: 141-150
- [86] Morscher, E., (1987). Erfahrungen, Anforderungen, und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen. *Orthopäde*, 1987, [16]: 185-196
- [87] Morscher, E., Dick, W., Seelig, W., (1989). Revisions-Arthroplastiken des Hüftgelenkes mit autologer und homologer Spongiosa. *Orthopäde*, 1989, [18]: 428-437
- [88] Mulliken, B. D., Rorabeck, C. H., Bourne, R. B., (1994). Uncemented Revision Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1996, [325]: 156-162
- [89] Murray, D. W., Carr, A. J., Bulstrode, C., (1992). Survival Analysis of Joint Replacements. *J. Bone Joint Surg.*, 1993, [75-B]: 697-704
- [90] Murray, D. W., Britton, A. R., Bulstrode, C. J. K., (1996). Loss to follow-up matters. *J. Bone Joint Surg.*, 1996, [79-B]: 254-257
- [91] Navarro, R. A., Schmalzried, R. P., Amstutz, H. C., Dorey, F. J., (1995). Surgical Approach and Nerve Palsy in Total Hip Arthroplasty. *J. Arthropl.*, 1995, [10-1]: 1-5
- [92] Nishii, T., Nobuhiko, S., Masuhara, K., Shibuya, T., Ochi, T., Tamura, S., (1996). Longitudinal Evaluation of Time Related Bone Remodeling After Cementless Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1997, [339]: 121-131

- [93] Nunn, D., Freemann, M. A. R., Hill, P. F., Evans, S. J. W., (1989). The Measurement of Migration of the Acetabular Component of Hip Prostheses. *J. Bone Joint Surg.*, 1989, [71-B]: 629-31
- [94] Pagagno, M. W., Trousdale, R. T., Hanssen, A. D., (1996). Outcome after Reinfection Following Reimplantation Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1997, [338]:192-204
- [95] Pak, J. H., Paprosky, W. G., Jablonsky, W. S., Lawrence, J. M., (1992). Femoral Strut Allografts in Revision Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1993, [295]: 172-178
- [96] Paprosky, W. G., Magus, R. E., (1994). Principles of Bone Grafting in Revision Total Hip Arthroplasty. Acetabular Technique. *Clin. Orthop.*, 1994, [298]: 147-155
- [97] Pellicci, P. M., Wilson, Jr., P. D., Sledge, C. B., Salvati, E. A., Ranawat, C. S., Poss, R., Callaghan, J. J., (1985). Long-Term Results of Revision Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, [67-A]: 513-516
- [98] Peters, C. L., Rivero, D. P., Kull, L. R., Jacobs, J. J., Rosenberg, A. G., Galante, J. O., (1995). Revision Total Hip Arthroplasty without Cement: Subsidence of Proximally Porous-Coated Femoral Components. *J. Bone Joint Surg.*, 1995, [77-A]: 1217-1226
- [99] Pierson, J. L., Harris, W. H., (1994). Cemented Revision for Femoral Osteolysis in Cemented Arthroplasties. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, [76-B]: 40-44
- [100] Pierson, J. L., Harris, W. H., (1995). Effect of Improved Cementing Techniques on the Longevity of Fixation in Revision Cemented Femoral Arthroplasties. *J. Arthropl.*, 1995, [10-5]: 581-591
- [101] Postel, M., (1989). Prothesewechsel an der Hüfte. *Orthopäde*, 1989, [18]: 382-387
- [102] Raut, V. V., Siney, P. D., Wroblewski, B. M., (1994). Cemented Charnley Revision Arthroplasty for Severe Femoral Osteolysis. *J. Bone Joint Surg.*, 1995, [77-B]: 362-365
- [103] Retpen, J. B., Jensen, J. S., (1993). Risk factors of Recurrent Aseptic Loosening of the Femoral Component after Cemented Revision. *J. Arthropl.*, 1993, [8-5]: 471-478
- [104] Retpen, J. B., Vermarken, J.-E., Röck, N. D., Jensen, J. S., (1991). Unsatisfactory Results after Repeated Revision Hip Arthroplasty. *Acta. Orthop. Scand.*, 1992, [63-2]: 120-127
- [105] Rothman, R. H., Cohn, J. C., (1989). Cemented Versus Cementless Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1990, [254]: 153-169
- [106] Russotti, G. M., Harris, W. H., (1991). Proximal Placement of the Acetabular Component in Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 1991, [73-A]: 587-592

- [107] Salvati, W. A., Im, V. C., Aglietti, P. Wilson, Jr., P. D., (1976). Radiology of Total Hip Replacements. *Clin. Orthop.*, 1976, [121]: 74-82
- [108] Schatzker, J., Anderson, G., Sumner-Smith, G., Hearn, T., Fornasier, V., (1989). An Experimental Investigation in the Dog into the Mode of Osseous Integration of Total Joint Implants. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1989, [108]: 132-140
- [109] Schenk, R. K., Wehrli, U., (1989). Zur Reaktion des Knochens auf eine zementfreie SL-Femur-Revisionsprothese. *Orthopäde*, 1989, [18]: 454-462
- [110] Schutzer, S. F., Harris, W. H., (1986). Trochanteric Osteotomy for Revision Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 1988, [227]: 172-83
- [111] Semlitsch, M., Weber, H., Steger, R., (1995). 15 Jahre Erfahrungen mit Ti-6Al-7Nb-Legierungen für Gelenkprothesen. *Biomed. Technik*, 1995, [40]: 347-355
- [112] Singh, M., Nagrath, A. R., Maini, O. S., (1970). Changes in the Trabecular Pattern of the Upper End of the Femur as an Index of Osteoporosis. *J. Bone Joint Surg.*, 1970, [52-A]: 457-467
- [113] Stauffer, R. N., (1982). Ten-Year Follow-up Study of Total Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, [64-A]: 983-990
- [114] Stoffelen, D. V. C., Broos, P. L. O., (1995). The Use of the Wagner Revision Prosthesis in Complex (Post) Traumatic Conditions of the Hip. *Acta Orthop. Belg.*, 1995, [61]: 135-9
- [115] Stulberg, B. N., Bauer, T. W., Watson, J. T., Richmond, B., (1987). Bone Quality. *Clin. Orthop.*, 1989, [240]: 200-205
- [116] Sutherland, C. J., Wilde, A. H., Borden, L. S., Marks, K. E., (1982). A Ten-Year Follow-up of One Hundred Consecutive Müller Curved-Stem Total Hip-Replacement Arthroplasties. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, [64-A]: 970-982
- [117] Tew, M., Waugh, W., (1982). Estimating the survival time. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, [64-B]: 579-582
- [118] Trevisan, C., Bigoni, M., Randelli, G., Marinoni, E. C., Peretti, G., Ortolani, S., (1996). Periprosthetic Bone Density Around Fully Hydroxyapatite Coated Femoral Stem. *Clin. Orthop.*, 1997, [340]: 109-117
- [119] Voigt, C., Zimmer-Amrheim, S., Enes-Gaiao, F., Rahmzadeh, R., (1994). Wechseloperationen der gelockerten Hüftgelenksendoprothese mit dem Wagner-Revisionschaft. *Acta Chir. Orthop. Trauma Cech.*, 1994, [61]: 77-80

- [120] Wagner, H., (1987). Revisionsprothese für das Hüftgelenk bei schwerem Knochenverlust. Orthopäde, 1987, [16]: 295-300
- [121] Wagner, H., (1989). Revisionsprothese für das Hüftgelenk. Orthopäde, 1989, [18]: 438-53
- [122] Wagner, H., (1993). Persönliche Mitteilung vom 15.03.1993
- [123] Wagner, H., (1993). Revision of Femoral Stem with Important Loss of Bone Stock. E.F.O.R.T. Masson, 1993, [1]: 64-74
- [124] Wagner, H., (1997). Hüftprothesenwechsel mit der Femur-Revisionsprothese. Med. Orth. Tech., 1997, [117]: 138-148
- [125] Wagner, H., Wagner, M., (1990). in: Noncemented Total Hip Replacement, pp. 301-313. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 1991
- [126] Wagner, H., Wagner, M., (1993). Femur-Revisionsprothese. Z. Orthop., 1993, [131]: 574-577
- [127] Wagner, H., Wagner, M., (1995). Infizierte Hüftgelenksprothesen. Orthopäde, 1995, [24]: 314-318
- [128] Wagner, M., (1994). Der zementfreie Prothesewechsel an der Hüfte. OP-Journal, 1994, [3]: 21-27
- [129] Wagner, M., (1995). Lokale Antisepsis bei infizierten Hüfttotalendoprothesen. Orthopäde, 1995, [24]: 319-325
- [130] Wagner, M., Knorr-Held, F., Hohmann, D., (1995). Measuring Stability of Wire Cerclage in Femoral Fractures when Performing Total Hip Replacement. Arch. Orthop. Trauma Surg., 1996, [115]: 33-37
- [131] Wagner, M., Schenk, R., Nagel, W., (1995). Computertomographische Untersuchungen zur Darstellung der Osseointegration von unzementierten Implantaten im Tierexperiment. Osteologie, 1995, [4-3]: 145-153
- [132] Weber, B. G., (1992). Metall-Metall-Totalprothese des Hüftgelenkes: Zurück in die Zukunft. Z. Orthop., 1992, [130]: 306-309
- [133] Wehrli, U., (1991). Wagner-Revisionschaft. Z. Unfallchir. Vers. med., 1991, [84-4]: 216-224
- [134] Willert, H.-G., Buchhorn, G. H., Hess, T., (1989). Die Bedeutung von Abrieb und Materialermüdung bei der Prothesenlockerung an der Hüfte. Orthopäde, 1989, [18]: 350-369
- [135] Wilson, Jr., P. D., (1987). Revision Total Hip Arthroplasty. Clin. Orthop., 1987, [225]: 218-228

- [136] Wirtz, D. C., Niethard, F. U., (1997). Ursache, Diagnostik und Therapie der aseptischen Hüftendoprothesenlockerung-eine Standortbestimmung. *Z. Orthop.*, 1997, [135]: 270-280
- [137] Wroblewski, B. M., (1989). Das Problem der Prothesenlockerung an der Hüfte. *Orthopäde*, 1989, [18]: 388-396
- [138] Younger, T. I., Bradford, M. S., Magnus, R. E., Paprosky, W. G., (1995). Extended Proximal Femoral Osteotomy. *J. Arthropl.*, 1995, [10-3]: 329-338
- [139] Zehntner, M. K., Ganz, R., (1989). Hüfttotalprothese bei Knochenverlust im Femurbereich. *Orthopäde*, 1989, [18]: 498-503
- [140] Zuber, K., Jutzi, J., Ganz, R., (1992). Beidseitige Femurfraktur um beidseitige Hüftprothesen. *Unfallchirurg*, 1992, [95]: 240-42

# Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. med. P. Böhm für die Bereitstellung dieses interessanten Themas und die konstruktiven Gespräche, die sich während der Durchführung dieser Arbeit ergaben.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Professor Dr. rer. nat. Dipl.-Math. K. Dietz für die Hilfe bei der Aufbereitung und Auswertung der Daten.

Bei der Erstellung des Manuskripts in Latex stand mir mein Bruder, Dipl.-Ing. Alexander Bischel, so manche Stunde mit Rat und Tat zur Seite.